



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

RADIOTERAPIA ADAPTATIVA: UTILIZAÇÃO DO *CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY* PARA O CÁLCULO DE DOSE EM RADIOTERAPIA

Ângela Sofia Martins Clemente

Orientador:

Professor Doutor Nuno Teixeira, *ESTeSL*

Co - Orientador:

Mestre Cecília Borges, *Medical Consult S.A.*

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Área de Especialização: Terapia com Radiações

Lisboa, 2013

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

RADIOTERAPIA ADAPTATIVA: UTILIZAÇÃO DO *CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY* PARA O CÁLCULO DE DOSE EM RADIOTERAPIA

Ângela Sofia Martins Clemente

Presidente do Júri:

Doutora Margarida Eiras, *ESTeSL*

Arguente:

Doutora Sandra Vieira, *Fundação Champalimaud*

Orientador:

Professor Doutor Nuno Teixeira, *ESTeSL*

Co - Orientador:

Mestre Cecília Borges, *Medical Consult S.A.*

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Área de Especialização: Terapia com Radiações

(Esta versão inclui as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2013

Agradecimentos

Gostaria de agradecer à *Medical Consult S.A.* a oportunidade e apoio que me concedeu para o aprofundamento dos meus conhecimentos neste Mestrado.

Um agradecimento especial ao Centro Oncológico Dra. Natália Chaves, por me abrirem as suas portas e me deixarem desenvolver o meu estudo nas suas instalações. Um muito obrigada.

Agradeço especialmente à minha orientadora, a Engenheira Cecília Borges, por todo o tempo despendido e por toda a disponibilidade e ajuda na realização deste Projeto Final do Mestrado.

Agradeço ao Professor Nuno Teixeira, meu orientador, por todo o apoio que me deu na realização deste Projeto.

Gostaria de agradecer aos meus colegas por toda a ajuda prestada, incentivo, motivação e conhecimentos transmitidos. Um muito obrigada ao Luís Madureira, Pedro Carreira, Miguel Mota, Cláudia Dias, Ângela Fernandes e Ana Rato.

Aos meus amigos que sempre estiveram presentes para me incentivar e alegrar nos momentos mais difíceis.

Agradeço aos meus pais todo o apoio concedido ao longo de toda a minha vida.

Um muito obrigada ao Alfredo por todo o carinho e paciência que teve comigo durante estes meses.

Resumo

As técnicas mais modernas de Radioterapia, tais como a Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D CRT) e a Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT), proporcionaram a criação de proteções, permitindo o cálculo de doses muito conformacionadas ao volume alvo, levando a uma menor irradiação dos órgãos adjacentes. Como resultado desta grande conformação, tornou-se urgente o aumento da precisão do tratamento, surgindo técnicas de imagem como a Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT), que pode ser baseada em imagens adquiridas com *Cone-Beam Computed Tomography* (CBCT), para verificação do posicionamento do doente e evolução do volume alvo de tratamento. Uma vez que o CBCT consiste na aquisição de imagens de raios-X com densidades eletrónicas, é possível realizar cálculos de dose utilizando estas imagens.

O objetivo geral deste estudo é a avaliação da viabilidade da utilização das imagens CBCT adquiridas com o sistema *On Board Imager* (OBI) da *Varian (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA)* para replanear o tratamento de doentes com tumores ginecológicos, permitindo desta forma, a realização de Radioterapia Adaptativa.

Neste estudo foi utilizado o fantoma *Catphan 500* para estabelecer a relação entre a densidade eletrónica de diferentes materiais e as Unidades de *Hounsfield* (HU) correspondentes do CBCT.

Para uma avaliação geral do cálculo de dose na Tomografia Computorizada (TC) de planeamento e no CBCT utilizou-se um fantoma CIRS.

Neste estudo comparou-se também a distribuição de dose na TC de Planeamento e no CBCT de uma doente com tumor ginecológico.

A análise dos resultados deste estudo foi feita através da análise da distribuição das curvas de isodose no Sistema de Planeamento (TPS) Eclipse e do Histograma Dose Volume (HDV). Também se recorreu à análise gama utilizando o *software OmniPro® IMRT* para comparar as distribuições de dose no CBCT e na TC de Planeamento.

Palavras – Chave: Radioterapia Adaptativa, *Cone-Beam Computed Tomography*, cálculo de dose, ginecologia

Abstract

The modern techniques in Radiotherapy, such as 3D conformal radiotherapy (3D CRT) and intensity modulated radiation therapy (IMRT), allow shaped protections, conferring greater dose conformality to the target, while sparing sensitive structures. As a result of greatly enhanced dose conformality, more accurate treatments become an urgent issue, thus arising new imaging techniques such as Image Guided Radiation Therapy (IGRT), which is based on acquired Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) images to verify the patient positioning and the target evolution. As CBCT is based on electronic density X-ray images, dose calculations may be performed on the acquired data.

The aim of this study is to evaluate the usability of CBCT data sets acquired with *On Board Imager (OBI) Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA* to replan the treatment plans of patients with gynecological tumors, and assess the possibility of implementing adaptive radiotherapy.

A Catphan 500 phantom was used to establish the relation between electron density of different materials and the Hounsfield Units of CBCT.

A CIRS phantom was used to evaluate dose calculation on the planning CT and CBCT images.

In this study, the dose distribution using Computed Tomography planning data sets and CBCT data sets was compared for a patient with gynecological tumor.

The results were analyzed by evaluating isodose curves distribution on Treatment Planning System (TPS) Eclipse and Dose Volume Histograms (DVH).

Gamma analysis with *OmniPro® IMRT* software was also used to compare dose distributions on CBCT and CT Planning.

Keyword's: Adaptive Radiotherapy, Cone-Beam Computed Tomography, dose calculation, gynecology

Índice

| | |
|---|------|
| Agradecimentos | III |
| Resumo | IV |
| <i>Abstract</i> | V |
| Índice | VI |
| Índice de Tabelas | VIII |
| Índice de Figuras | IX |
| Índice de Apêndices | XI |
| Lista de Abreviaturas | XII |
| Capítulo 1 - Introdução | 1 |
| Capítulo 2 – Princípios Físicos..... | 4 |
| 2.1.1 Interações envolvendo fótons | 4 |
| 2.2 Grandezas Dosimétricas | 8 |
| 2.2.1 Dose Absorvida..... | 8 |
| 2.2.2 KERMA | 8 |
| 2.2.3 Fluência | 9 |
| Capítulo 3 – Fundamentos de Radioterapia..... | 10 |
| 3.1 Técnicas de irradiação em Radioterapia..... | 10 |
| 3.1.1 3D CRT..... | 10 |
| 3.1.2 IMRT | 11 |
| 3.2 Algoritmos de cálculo | 14 |
| 3.3 Acelerador Linear | 16 |
| 3.4 Verificação do posicionamento do doente | 21 |
| 3.4.1 Imagem Portal | 21 |
| 3.4.2 IGRT | 22 |
| Capítulo 4 – Métodos e Materiais..... | 24 |
| 4.1 Etapas do Planeamento Tridimensional | 24 |
| 4.1.1 Aquisição de dados do doente: TC de planeamento | 24 |
| 4.1.2 Sistema de Planeamento | 25 |
| 4.2 CBCT e a Radioterapia Adaptativa..... | 29 |
| 4.2.1 OBI e o sistema de CBCT..... | 30 |
| 4.3 Fantomas | 31 |
| 4.3.1 Catphan e CIRS..... | 31 |
| Capítulo 5 – Procedimentos e Resultados | 34 |
| 5.1 Calibração CT-ED da TC e do CBCT | 34 |

| | |
|--|----|
| 5.2 Cálculo de dose em fantomas com base no CBCT | 39 |
| 5.2.1 Procedimentos..... | 39 |
| 5.3 Análise Gama..... | 45 |
| 5.3.1 Análise Gama do cálculo de dose no fantoma CIRS | 46 |
| 5.4 Cálculo de dose em Doentes de Ginecologia com a Técnica de IMRT..... | 51 |
| 5.4.1 IMRT em ginecologia | 51 |
| 5.4.2 Seleção de doentes e Procedimentos..... | 52 |
| Capítulo 6 – Discussão dos Resultados..... | 67 |
| Capítulo 7 – Considerações Finais e Perspetivas Futuras | 70 |
| Referências Bibliográficas | 72 |

Índice de Tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 3.1 – Doses de radiação recebidas por pacientes que se realizaram CBCT em diferentes localizações anatómicas ²² | 23 |
| Tabela 5.1 – Resultado das HU dos sete materiais do Catphan dos CBCT adquiridos no dia 28 de Julho e no dia 4 de Setembro de 2012 no Centro Oncológico Dra. Natália Chaves | 36 |
| Tabela 5.2 – Características dos campos de tratamento da doente..... | 54 |
| Tabela 5.3 – Resultados relativos da dose no PTV com os dois modos de imagem...56 | |
| Tabela 5.4 – Análise Gama com critério 3%, 3mm e 5%, 5mm, em vários planos Axiais | 65 |
| Tabela 5.5 – Análise Gama com critério 3%, 3mm e 5%, 5mm, em vários planos Sagitais..... | 65 |
| Tabela 5.6 – Análise Gama com critério 3%, 3mm e 5%, 5mm, em vários planos Coronais | 65 |

Índice de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 2.1 – Regiões de predominância relativa das três principais formas de interação dos fótons com a matéria ⁷ | 5 |
| Figura 2.2 – Efeito Fotoelétrico ⁸ | 6 |
| Figura 2.3 – Efeito de Compton ⁹ | 7 |
| Figura 2.4 – Produção de Pares ⁹ | 8 |
| Figura 3.1 – Representação de um planeamento com IMRT numa patologia de cabeça e pescoço, baseado na otimização de 8 campos com diferentes intensidades (a escala de cinzentos reflete os valores de intensidade) ⁷ | 12 |
| Figura 3.2 - Esquema de Acelerador Linear ⁷ | 18 |
| Figura 3.3 - Carrossel com filtro equalizador para raios- X de 6MV e filtros dispersores para feixes de elétrons de 4/6/8 MeV, 10/12/15 MeV e 18/20/22 MeV de um acelerador linear <i>Elekta SL25</i> | 19 |
| Figura 3.4 – Mesa de tratamento | 20 |
| Figura 4.1 – Representação dos volumes de interesse do ICRU 62 ²⁵ | 26 |
| Figura 4.2 – DRR e Imagem Portal. A imagem da esquerda apresenta uma DRR de um campo anterior de tratamento com algumas estruturas ósseas delimitadas. Na imagem da direita é possível visualizar o <i>Matching</i> da imagem portal com a DRR. | 27 |
| Figura 4.3 – Acelerador Linear <i>Trilogy</i> | 29 |
| Figura 4.4 - (a) TC do fantoma <i>Catphan</i> ; (b) CBCT do fantoma <i>Catphan</i> ¹ | 31 |
| Figura 4.5 - Fantoma <i>Catphan 500</i> | 32 |
| Figura 4.6 e 4.7 – Posicionamento do fantoma CIRS 002H9K <i>IMRT Head & Torso Freepoint Phantom</i> para a realização do CBCT | 32 |
| Figura 5.1 - <i>Half-Fan Bow-Tie Filter</i> | 35 |
| Figura 5.2 - <i>Full-Fan Bow-Tie Filter</i> | 35 |
| Figura 5.3 e 5.4 – Posicionamento do fantoma <i>Catphan</i> para a realização do CBCT utilizado para a calibração da curva CT-ED | 35 |
| Figura 5.5 – Imagem de um CBCT adquirido com o fantoma <i>Catphan</i> com os seus sete materiais de diferentes densidades eletrónicas | 37 |
| Figura 5.6 - Curva CT-ED do CBCT introduzida no Sistema de Planeamento Eclipse 38 | |
| Figura 5.7 - Curva CT-ED da TC utilizada na prática clínica no Centro Oncológico Dra. Natália Chaves | 38 |
| Figura 5.8 – Variação da curva CT-ED ao longo do tempo, com base nos CBCT adquiridos no dia 27 de Julho e no dia 4 de Setembro de 2012..... | 39 |
| Figura 5.9 – Acelerador Linear <i>Trilogy</i> e fantoma CIRS | 40 |

| | |
|---|----|
| Figura 5.10 – Fantoma CIRS posicionado para aquisição de um CBCT com Filtro <i>Half-Fan Bow-Tie</i> | 40 |
| Figura 5.11 – Distribuição de dose num corte axial situado no isocentro, do fantoma CIRS com aquisição com o CBCT | 41 |
| Figura 5.12 - Distribuição de dose num corte axial situado no isocentro, do fantoma CIRS com aquisição com a TC de planeamento..... | 42 |
| Figura 5.13 - Distribuição de dose num corte coronal situado no isocentro, do fantoma CIRS com aquisição com o CBCT | 42 |
| Figura 5.14 - Distribuição de dose num corte coronal situado no isocentro, do fantoma CIRS com aquisição com a TC de planeamento..... | 43 |
| Figura 5.15 – Comparação dos PDDs do CBCT e da TC de planeamento adquiridos no isocentro do fantoma CIRS..... | 44 |
| Figura 5.16 – Perfil em dose em X do CBCT e TC de planeamento | 44 |
| Figura 5.17 - Plano de dose axial no corte 0,1 cm do CBCT..... | 47 |
| Figura 5.18 - Plano de dose axial no corte 0,1 cm da TC de planeamento | 47 |
| Figura 5.19 – Análise Gama no plano axial 0,1 cm, com critério de 3%, 3 mm | 47 |
| Figura 5.20 – Análise Gama no plano axial 0,1 cm, com critério de 5%, 5 mm | 47 |
| Figura 5.21 – Histograma da análise gama no plano axial 0,1 cm, com critério de 3%, 3mm | 48 |
| Figura 5.22 – Histograma da análise gama no plano axial 0,1 cm, com critério de 5%, 5mm | 48 |
| Figura 5.23 - Plano de dose coronal no corte -1.39 cm do CBCT | 49 |
| Figura 5.24 - Plano de dose coronal no corte -1.39 cm da TC de planeamento..... | 49 |
| Figura 5.25 - Análise Gama no plano coronal -1,39 cm, com critério de 3%, 3 mm | 49 |
| Figura 5.26 - Análise Gama no plano coronal -1,39 cm, com critério de 5%, 5 mm | 50 |
| Figura 5.27 - Histograma da análise gama no plano coronal -1,39 cm, com critério de 3%, 3 mm | 50 |
| Figura 5.28 - Histograma da análise gama no plano coronal -1,39 cm, com critério de 5%, 5 mm | 51 |
| Figura 5.29 – <i>Beam's Eye View</i> do campo anterior de localização com o PTV coberto pela isodose de 95%..... | 52 |
| Figura 5.30 - <i>Beam's Eye View</i> do campo lateral de localização com o PTV coberto pela isodose de 95% e com os órgãos de risco (bexiga e reto) | 53 |
| Figura 5.31 – Fusão de imagem da TC de planeamento da doente com tumor do colo do útero | 53 |
| Figura 5.32 – Volumes alvo de tratamento e órgãos de risco da doente | 54 |
| Figura 5.33 – Distribuição de dose na TC de planeamento..... | 55 |

| | |
|--|----|
| Figura 5.34 – Distribuição de dose no CBCT | 55 |
| Figura 5.35 – HDV do cálculo de dose efetuado no CBCT da doente | 56 |
| Figura 5.36 – HDV do cálculo de dose efetuado na TC de planeamento da doente ... | 57 |
| Figura 5.37 - Plano de dose axial no corte 0,75 cm do CBCT | 58 |
| Figura 5.38 - Plano de dose axial no corte 0,75 cm da TC de planeamento | 58 |
| Figura 5.39 - Análise Gama no plano axial 0,75 cm, com critério de 3%, 3 mm | 58 |
| Figura 5.40 - Análise Gama no plano axial 0,75 cm, com critério de 5%, 5 mm | 59 |
| Figura 5.41 - Histograma da análise gama no plano axial 0,75 cm, com critério de 3%, 3mm | 59 |
| Figura 5.42 - Histograma da análise gama no plano axial 0,75 cm, com critério de 5%, 5mm | 60 |
| Figura 5.43 - Plano de dose sagital no corte -0,55 cm do CBCT | 60 |
| Figura 5.44 - Plano de dose sagital no corte -0,55 cm da TC de planeamento | 60 |
| Figura 5.45 - Análise Gama no plano sagital -0,55 cm, com critério de 3%, 3mm | 60 |
| Figura 5.46 - Análise Gama no plano sagital -0,55 cm, com critério de 5%, 5 mm | 61 |
| Figura 5.47 - Histograma da análise gama no plano sagital -0,55 cm, com critério de 3%, 3mm | 61 |
| Figura 5.48 - Histograma da análise gama no plano sagital -0,55 cm, com critério de 5%, 5mm | 62 |
| Figura 5.49 - Plano de dose coronal no corte 21 cm do CBCT | 62 |
| Figura 5.50 - Plano de dose coronal no corte 21 cm da TC de planeamento | 62 |
| Figura 5.51 - Análise Gama no plano coronal 21 cm, com critério de 3%, 3 mm | 63 |
| Figura 5.52 - Análise Gama no plano coronal 21 cm, com critério de 5%, 5 mm | 63 |
| Figura 5.53 - Histograma da análise gama no plano coronal 21 cm, com critério de 3%, 3mm | 64 |
| Figura 5.54 - Histograma da análise gama no plano coronal 21 cm, com critério de 5%, 5mm | 64 |

Índice de Apêndices

| | |
|---|----|
| Apêndice 1 – Valores de Profundidade e Dose dos PDD dos CBCT e TC de Planeamento | 75 |
| Apêndice 2 – Valores de Profundidade e Dose dos PDD dos CBCT e TC de Planeamento | 79 |

Lista de Abreviaturas

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

3D CRT – Radioterapia Conformacional Tridimensional

AAA – Algoritmo Analítico Anisotrópico

a-Si – Silício Amorfo

BEV – *Beam's Eye View*

CBCT – *Cone-Beam Computed Tomography*

CONC – Centro Oncológico Dra. Natália Chaves

CTV – *Clinical Target Volume*

D – Densidade eletrónica relativa

DFS – Distância Foco Superfície

DRR – Radiografia Digitalmente Reconstruída

DTA – *Distance to Agreement*

DVO – *Dose Volume Optimizer*

FOV – *Field of View*

GTV – *Gross Tumour Volume*

HDV – Histograma Dose Volume

HU – Unidades de *Hounsfield*

ICRU – Comissão Internacional de Unidades em Radiação e Medidas

IEC – Comissão Internacional Eletrotécnica

IGRT – Radioterapia Guiada por Imagem

IMAT – Terapia em Arco com Intensidade Modulada

IMRT – Radioterapia com Intensidade Modulada

ITV – *Internal Target Volume*

KERMA – *kinetic energy released per unit mass*

keV – kilo eletrão Volt

kV – kilo voltagem

LDPE – polietileno de baixa densidade

MeV – Mega eletrão Volt

MLC – Colimador Multilâminas

MV – Megavoltagem

OBI – *On Board Imager*

PBC – *Pencil Beam Convolution*

PDD – Percentagem de dose em profundidade

PET – Tomografia com Emissão de positrões; *Positron Emission Tomography*

PMP – poli-metil-penteno

PTV – *Planning Target Volume*

RF – Radiofrequência

RM – Ressonância Magnética

ROI – Região de Interesse; *Region of Interest*

RT – Radioterapia

TC – Tomografia Computorizada

TERMA – *Total Energy Released per Unit Mass*

TPS – Sistema de Planeamento; *Treatment Planning System*

UM – Unidade de Monitor

Capítulo 1 - Introdução

A Radioterapia é uma abordagem terapêutica que utiliza radiação ionizante para destruir células tumorais. Até à década de 80, o cálculo da distribuição de dose de cada doente era realizado manualmente. A partir da década de 90, os computadores começaram a ser utilizados na Radioterapia, e atualmente são fundamentais para que o planeamento do tratamento seja realizado de forma a provocar os menores danos possíveis aos tecidos sãos e, ao mesmo tempo, garantir que o volume alvo de tratamento receba a dose prescrita pelo médico. Para que isto aconteça, é necessário que o planeamento do tratamento seja realizado em várias etapas, que incluem a aquisição da informação anatómica do doente, a definição dos volumes alvo e órgãos de risco, o cálculo de dose e a avaliação do plano de tratamento.

As técnicas mais modernas de Radioterapia, tais como a Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D CRT) e a Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT), proporcionaram a criação de proteções e conseqüentemente, o cálculo de doses muito conformacionadas ao volume alvo, enquanto existe uma grande proteção dos órgãos adjacentes. Como resultado desta grande conformação, tornou-se urgente o aumento da precisão do tratamento. Na prática clínica, é do conhecimento que existem incertezas na localização do volume alvo devido aos movimentos intra e inter fração de tratamento¹.

Desta forma, e com a necessidade de aumentar a precisão do posicionamento do doente e da localização do volume alvo, surgiu a Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT) que possibilita a aquisição de imagens tridimensionais do doente através do *Cone-Beam Computed Tomography* (CBCT) na posição de tratamento, que são comparadas com as imagens da Tomografia Computorizada (TC) de planeamento de modo a verificar e corrigir o posicionamento do doente que foi definido no plano de tratamento².

A maior vantagem dos sistemas de CBCT é a utilização de radiação X na gama de energia da kilo voltagem (kV) que proporciona um maior contraste dos tecidos moles, e que possibilita a visualização do volume alvo³, enquanto a dose administrada ao doente também é menor em comparação com as imagens adquiridas com energia na gama da Mega voltagem (MV).

Para além da informação anatómica, as imagens de CBCT podem também permitir a realização de cálculos de dose, adaptando-o às alterações anatómicas e do volume alvo do doente. Contudo, isto depende da qualidade de imagem do CBCT⁴.

A utilização do CBCT para a realização de Radioterapia Adaptativa, permite evitar radiação desnecessária para o doente, uma vez que a realização de novas TCs de planeamento se torna dispensável, reduzindo também o *workload* do serviço².

Contudo, a viabilidade da realização de Radioterapia Adaptativa não se limita apenas à avaliação da qualidade de imagem do CBCT. Torna-se necessário avaliar aspetos como a utilização do CBCT para o cálculo de dose em modo *on-line* ou *off-line*, ou seja no modo *on-line* realizando o cálculo de dose logo após a aquisição das imagens, implicando desta forma um aumento do *workload* do acelerador linear, disponibilidade imediata do médico, de forma a avaliar as alterações dos volumes de tratamento e órgãos de risco e se necessário alterar a delimitação dos mesmos, disponibilidade imediata da equipa de dosimetria e do sistema de planeamento (TPS), para o replaneamento, cálculo de dose e transferência dos dados para a rede. No modo *off-line*, o *workload* do acelerador é menor em relação ao modo *on-line*, uma vez que a avaliação dos volumes pelo médico e o replaneamento do tratamento seria realizado posteriormente àquela sessão de tratamento.

Para a realização de cálculos de dose precisos com CBCT, é necessário estabelecer a relação entre densidade eletrónica relativa (D) das imagens adquiridas e as Unidades de *Hounsfield* (HU) dos materiais irradiados.

O objetivo geral deste estudo é a avaliação da viabilidade da utilização das imagens CBCT adquiridas com o *On Board Imager* (OBI) da *Varian* (*Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA*), no Centro Oncológico Dra. Natália Chaves, para replanear o tratamento de doentes, de modo a avaliar a possibilidade de realização de Radioterapia Adaptativa.

Como primeiro objetivo específico surge a necessidade de estabelecer a relação entre HU e densidade eletrónica relativa, de modo a criar uma nova curva CT-ED, introduzindo essa informação no TPS. Essa curva CT-ED será posteriormente utilizada em todos os cálculos de dose com as imagens de CBCT.

O segundo objetivo surge com a necessidade de comparação e avaliação dos resultados dos cálculos de dose com imagens de CBCT em fantasmas, com os cálculos de dose realizados com imagens de Tomografia Computorizada.

O terceiro objetivo específico é a avaliação dos resultados dosimétricos do cálculo de dose no CBCT em doentes com tumores ginecológicos, tratados com a técnica de IMRT.

A motivação para a realização deste estudo surgiu da necessidade de avaliar o cálculo de dose com imagens adquiridas com o CBCT, uma vez que da minha experiência como Técnica de Radioterapia e nos centros em que já desenvolvi a minha atividade profissional, esta avaliação nunca foi realizada.

Na minha opinião, este estudo poderia responder a uma necessidade clínica, dado que com o decorrer de várias sessões de Radioterapia, é frequente os doentes perderem peso e o volume alvo sofrer alterações, sendo necessário algumas vezes repetir a TC de planeamento, voltando a replanear o tratamento. Caso a utilização do CBCT para o cálculo de dose se revelasse aceitável, este replaneamento do tratamento poderia ser realizado com mais frequência, não implicando um acréscimo de dose significativo para o doente, evitando a repetição da TC de planeamento.

Capítulo 2 – Princípios Físicos

2.1 Interação da radiação ionizante com a matéria

A principal característica da radiação ionizante consiste na sua capacidade de ionizar átomos e moléculas, ou seja, retirar-lhes eletrões.

Existem quatro tipos básicos de radiação ionizante: partículas alfa (núcleo de hélio), partículas beta (eletrões e positrões), fótons e neutrões.

As partículas carregadas (eletrões, prótons e partículas alfa) interagem com os eletrões orbitais dos átomos do meio, através de colisões e ionizações, perdendo a sua energia cinética rapidamente. Deste modo, as partículas carregadas têm um alcance definido dentro de um meio, e esse alcance varia de acordo com a energia inicial da partícula carregada, enquanto os fótons não possuem alcance definido num meio, sendo o seu poder de penetração caracterizado pela sua atenuação no meio.

2.1.1 Interações envolvendo fótons

Os fótons são partículas eletricamente neutras que se deslocam à velocidade da luz, c , e que ao contrário dos eletrões, têm a capacidade de percorrer uma determinada distância no interior de uma material sem interagir com este. Essa distância depende das características do material e da energia dos fótons:

$$E = h \nu$$

Eq. 1

em que h é a constante de *Planck* ($6,626068 \times 10^{-34} \text{ m}^2 \text{ kg/s}$) e ν é a frequência (s^{-1}).

Na interação dos fótons com a matéria, ocorre uma redução do número destas partículas segundo a direção do feixe, uma vez que ocorrem fenómenos de absorção e dispersão⁵.

A probabilidade da interação depende da energia do fóton, $h \nu$, e do número atómico do material atenuador, Z . A intensidade $I(x)$ de um feixe de fótons ao passar por um meio de espessura x , pode ser representado por:

$$I(x) = I(0) e^{-\mu(h, \nu, Z) x}$$

Eq. 2

em que μ representa a constante de proporcionalidade denominada por coeficiente de atenuação linear.

Esta equação caracteriza a passagem da radiação eletromagnética através da matéria e é conhecida como Lei de *Lambert-Beer*⁶.

Para um feixe de fótons poli-energético, que interage com a matéria através de diferentes processos, o μ total irá incluir todos os coeficientes parciais de todos os tipos de interações.

Existem quatro processos de interação de radiação sem carga com a matéria que são relevantes: 1) dispersão de *Rayleigh*, 2) efeito fotoelétrico, 3) efeito de *Compton* e 4) produção de pares.

Os três últimos são os mais importantes, uma vez que resultam da transferência de energia para o elétron que irá ceder a sua energia à matéria ao longo do seu percurso. Estes efeitos são dependentes da energia dos fótons incidentes, do número atômico e da densidade do meio. A Figura 2.1 demonstra esta relação:

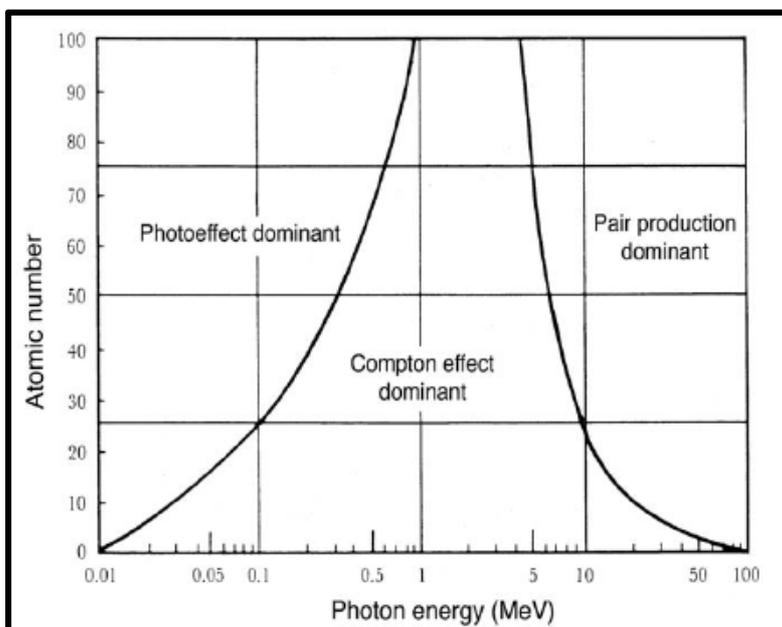


Figura 2.1 – Regiões de predominância relativa das três principais formas de interação dos fótons com a matéria⁷

O efeito fotoelétrico é predominante para fótons de baixa energia e Z elevado. O Efeito de *Compton* é predominante em fótons com energias intermédias. A produção de pares assume maior importância quando a energia e o número atômico são mais elevados⁷.

2.1.1.1 Efeito Fotoelétrico

É o processo no qual um fóton de energia $h \nu$ colide com um elétron atômico sendo ejetado um elétron orbital. Neste processo toda a energia $h \nu$ do fóton incidente é transferida para o elétron ejetado (Figura 2.2).

Para que este processo ocorra é necessário que a energia do fóton incidente seja superior à energia de ligação do elétron ao núcleo (ϕ).

A energia cinética do elétron emitido é dada pela equação:

$$E_c = h \nu - \phi$$

Eq. 3

A lacuna no átomo pode então ser preenchida por um elétron de uma camada mais externa com emissão de Raios-X Característico ou um elétron de *Auger*⁸.

Este efeito é o processo de interação dominante para energias entre os 0,5 keV e 0,5 MeV.

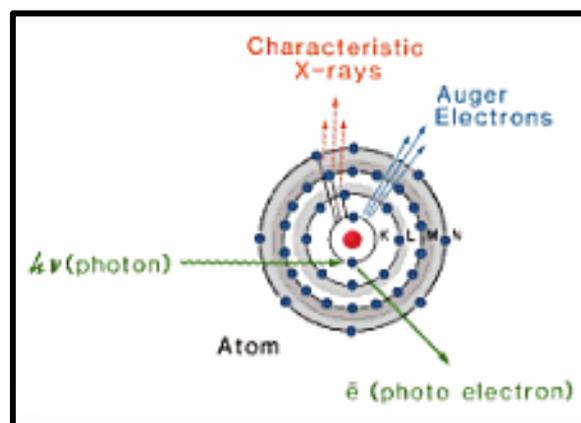


Figura 2.2 – Efeito Fotoelétrico⁸

2.1.1.2 Efeito de Compton

Este processo consiste na interação entre um fóton e um elétron das camadas mais externas do átomo que é fracamente ligado, em que o fóton incidente cede parte da sua energia inicial ($h \nu$) e é disperso com uma energia inferior ($h \nu'$) e ângulo (θ). O elétron que interagiu com o fóton é disperso com um ângulo (ϕ) e uma energia, dependentes da energia inicial do fóton (Figura 2.3).

Como o efeito de *Compton* envolve essencialmente elétrons livres, este é independente do número atômico Z ; à medida que a energia vai aumentando, as interações por efeito de *Compton* vão diminuindo, dando lugar à produção de pares.

Em Radioterapia, o efeito de *Compton* é predominante, uma vez que a energia média do feixe de tratamento está entre 1 e 15 MeV, e o tecido tem um Z_{efectivo} de aproximadamente 7⁹.

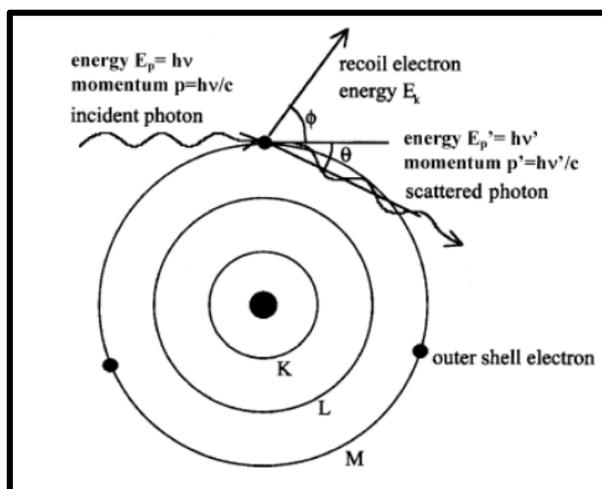


Figura 2.3 – Efeito de Compton⁹

2.1.1.3 Produção de Pares

A produção de pares ocorre quando um fóton de energia igual ou superior a 1,022 MeV passa perto do núcleo do átomo e fica sujeito ao seu campo elétrico, interagindo com ele. O fóton é absorvido pelo eletrão, dando origem a um par eletrão – positrão. A energia cinética do par eletrão – positrão corresponde à diferença de energias:

$$E_c = h\nu - 2mc^2$$

Eq. 4

Neste processo, tanto o eletrão como o positrão perdem energia no meio. Quando o positrão perde toda a energia cinética, vai interagir com um eletrão livre e aniquila-se, originando dois fótons com 0,511 MeV cada um que são emitidos em direções opostas (Figura 2.4).

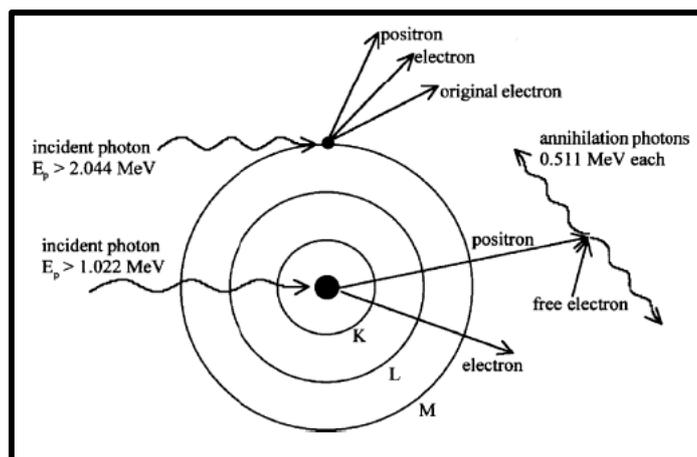


Figura 2.4 – Produção de Pares⁹

2.2 Grandezas Dosimétricas

2.2.1 Dose Absorvida

A grandeza dose absorvida, D , foi definida para descrever a quantidade de radiação, para todos os tipos de radiação ionizante, incluindo partículas com carga e partículas sem carga.

Esta grandeza é definida pela razão entre a energia absorvida média (dE) para um determinado meio de massa com um volume finito (dm):

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Eq. 5

A unidade de dose absorvida é expressa em termos de energia absorvida por unidade de massa. Essa unidade é expressa em Gray (Gy), segundo o Sistema Internacional (SI), e é definido como uma dose de radiação absorvida de um Joule por quilograma, ou seja: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$ (*radiation absorbed dose*).

2.2.2 KERMA

A energia cinética libertada por unidade de massa é chamada de KERMA (*kinetic energy released per unit mass*). Esta grandeza representa a quantidade média de energia transferida pela radiação indireta (fotões e neutrões) para a radiação direta (eletrões) do meio ($d\bar{E}_{tr}$) por unidade de massa (dm) e é definida por:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}$$

Eq. 6

A unidade do kerma é a mesma utilizada para a dose absorvida, ou seja, J/kg, ou Gy. A absorção de dose pela matéria irradiada aumenta com a profundidade do meio até um determinado valor de dose máxima (*build up*), a partir do qual a dose depositada diminui.

Por seu lado o kerma diminui com a profundidade do meio, uma vez que a energia transferida pela radiação indireta vai também sendo cada vez menos significativa¹⁰.

2.2.3 Fluência

A fluência poderá ser entendida de duas formas: fluência de fótons (Φ) ou fluência energética (Ψ).

A fluência corresponde ao número de fótons (N) que atravessa uma unidade de área (dA) de um plano atingido por um feixe de fótons é dado pela equação:

$$\Phi = \frac{dN}{dA}$$

Eq. 7

expressa em m^{-2} ou cm^{-2} .

Considerando um feixe com energia $E = h \nu$ que atravessa uma superfície, a energia depositada por unidade de área é dada por:

$$\Psi = \int E \cdot \Phi$$

Eq. 8

e corresponde à fluência energética cuja unidade é $J \cdot m^{-2}$.

Capítulo 3 – Fundamentos de Radioterapia

A Radioterapia é uma das possíveis abordagens terapêuticas em oncologia e que utiliza radiações ionizantes com o intuito de destruir as células tumorais.

Tem como objetivo principal administrar uma determinada dose de radiação ao volume alvo, evitando ao máximo os tecidos sãos adjacentes.

A Radioterapia é um método de tratamento localizado, e pode ser utilizada como tratamento único ou combinada com outros tipos de tratamento. Pode ser radical (ou curativa), quando se procura reduzir o número de células no tumor e obter um controle local permanente; profilática, quando não existe volume tumoral presente, mas podem existir possíveis células neoplásicas dispersas, estando a doença em fase subclínica; e paliativa, quando se procura a redução e alívio de sintomas tais como dor intensa, hemorragias e compressão de órgãos.

A Radioterapia pode ser administrada de duas formas diferentes, consoante a localização da fonte de radiação: externa ou interna.

Se a fonte de radiação for externa, ou seja, se esta se localizar a uma distância considerável do doente, é denominada de Radioterapia Externa. Caso a fonte de radiação seja de aplicação no interior do doente, ou seja, no tumor ou perto deste, a técnica denomina-se por Braquiterapia.

De forma a administrar os tratamentos de Radioterapia Externa, diversos tipos de aceleradores de partículas têm sido desenvolvidos e modificados ao longo dos anos.

Os aceleradores lineares são os mais utilizados para a administração da Radioterapia. Atualmente os aceleradores lineares usados em Radioterapia podem ser dotados de um ou vários feixes de partículas, nomeadamente fótons de baixa energia (4 ou 6 MeV), e de alta energia (10, 15 e 18 MeV) e feixes de eletrões de diversas energias (4, 6, 9, 12, 15, 18 e 21 MeV).

3.1 Técnicas de irradiação em Radioterapia

3.1.1 3D CRT

O planeamento e a administração do tratamento em Radioterapia têm sido alvo de significativas mudanças ao longo dos últimos anos.

Na Radioterapia 3D Conformacional, a Tomografia Computorizada de planeamento passou a ser uma ferramenta fundamental.

É a partir da TC de planeamento que é definido o posicionamento do doente de modo a que este seja o mais estável e reproduzível ao longo das sessões de tratamento. É também na TC de planeamento que o médico Radioterapeuta define os volumes alvo de tratamento e os órgãos de risco. A definição dos volumes é um pré-requisito para a realização da 3D CRT. O passo seguinte é a realização da planimetria e do respetivo cálculo de dose.

O objetivo da 3D CRT é conformacionar a distribuição espacial da dose prescrita ao volume alvo 3D (células tumorais mais margem adicional para as incertezas geométricas) e ao mesmo tempo minimizar a dose nas estruturas adjacentes¹¹.

O ICRU *Report 50* recomenda que exista uma uniformidade de dose no volume alvo entre +7% e -5% da dose administrada no ponto de prescrição de dose⁷, sendo a isodose de referência a isodose de 95%.

O ICRU *Report 50* recomenda a existência de um ponto de referência localizado numa região onde a dose possa ser calculada com precisão. Esse ponto deve estar localizado numa zona central do *Planning Target Volume* (PTV), sendo o isocentro recomendado como localização deste ponto ICRU de referência.¹²

Tipicamente, a administração da 3D CRT é acompanhada por um conjunto de feixes fixos, que se conformacionam à projeção do volume alvo. Estes feixes, normalmente têm uma intensidade uniforme ao longo de todo o campo de tratamento.

3.1.2 IMRT

A Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT) surgiu como um novo tipo de 3D CRT e é baseada na otimização das intensidades dos feixes de radiação de forma não uniformes⁷, como exemplifica a Figura 3.1.

As técnicas com IMRT são significativamente mais complexas que as outras tradicionais formas de Radioterapia (RT), tais como a Radioterapia bidimensional (2D) e a 3D CRT. A IMRT tem a vantagem de conseguir uma maior conformidade no volume alvo e poupar os tecidos sãos adjacentes, especialmente em volumes alvos e/ou órgãos de risco com formas complexas e/ou regiões côncavas¹². Em geral, são utilizados vários campos de radiação, orientados em torno do paciente e administrados em aceleradores lineares com Colimador Multilâminas (MLC).

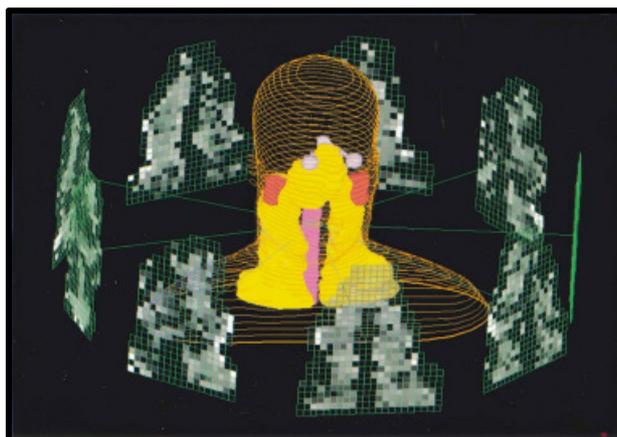


Figura 3.1 – Representação de um planeamento com IMRT numa patologia de cabeça e pescoço, baseado na otimização de 8 campos com diferentes intensidades (a escala de cinzentos reflete os valores de intensidade)⁷

Esta técnica de irradiação pode ser administrada de várias formas, dependendo do tipo de MLC: MLC estático (*Step and Shoot*) ou MLC dinâmico (*Sliding Window*).

Os planeamentos de tratamento com IMRT são realizados utilizando frequentemente planeamento inverso, que usa técnicas de otimização para determinar as distribuições de fluências ótimas para irradiar o melhor possível o volume alvo.

Com o planeamento inverso definem-se constrangimentos de dose, isto é, critérios que queremos que se verifiquem, como por exemplo, limites de dose para os órgãos de risco baseados em restrições bem estabelecidas de probabilidade de complicações. Estes objetivos são depois descritos matematicamente utilizando um algoritmo computacional de otimização, utilizado para determinar as intensidades de feixe ótimas para atingir uma distribuição de dose conformacional¹². O técnico dosimetrista ou o físico define também o número de campos, a energia e a angulação dos campos.

Como é possível reduzir a razão de dose e o volume irradiado em tecidos normais, muitas vezes é permitido administrar doses maiores e mais efetivas aos tumores com menos efeitos secundários, quando comparados com técnicas de radioterapia convencional.

A alteração da 3D CRT para IMRT envolve a utilização de mais campos de tratamento, de modo a satisfazer os critérios definidos e como consequência, há um maior espalhamento de doses baixas de radiação.

3.1.2.1 *Step and Shoot*

Neste modo, o feixe de radiação é interrompido enquanto o MLC se movimenta de um segmento para o outro, e irradia no momento em que este atinge a posição geométrica das lâminas do próximo segmento. Este processo é continuamente repetido até que toda a sequência planejada seja efetuada, sendo possível obter-se uma contribuição de dose não uniforme.

Um campo de tratamento é constituído por vários segmentos que correspondem a diferentes configurações de posições de lâminas gerando diferentes intensidades. Os campos são administrados sob a forma de sequência desses pequenos segmentos em que cada um possui uma intensidade uniforme. Desta forma, a verificação do tratamento torna-se mais simples e mais rápida comparando com o MLC dinâmico.

O mapa de fluência final depende do número de segmentos em que é dividido cada campo de tratamento, assim como a intensidade de radiação distribuída em cada feixe.

Com a técnica de *Step and Shoot*, a administração do tratamento é mais demorada. De forma a minimizar o tempo de tratamento, é importante reduzir o número de níveis de intensidade para um número mais pequeno e que seja compatível com o objetivo de encontrar uma distribuição de dose altamente conformacional¹³.

3.1.2.2 *Sliding Window ou MLC Dinâmico*

Neste modo, o formato do MLC altera-se durante a irradiação. As lâminas podem mover-se em diferentes sentidos com velocidades independentes.

A forma da abertura, movimento e velocidade das lâminas é modulada conforme o determinado pelo algoritmo de planeamento inverso de forma a obter-se a distribuição de dose desejada, conseguindo-se assim diferentes matrizes de intensidade do feixe, que corresponderão a uma variação da fluência em cada campo de tratamento. Para a obtenção do mapa final de dose de cada campo, são calculadas estas variáveis para todas as lâminas que influenciam a dimensão pretendida dessa fluência.

Esta técnica permite administrar um tratamento mais preciso, uma vez que o número de subcampos não é limitado como no modo estático, sendo a administração do tratamento mais rápida, uma vez que a posição do MLC altera-se durante cada campo.

Atualmente, existe uma nova técnica que é uma variação da *Sliding Window*, a Terapia em Arco com Intensidade Modulada (IMAT), que consiste na administração do

tratamento através da constante adaptação das posições do MLC sincronizada com a rotação da *gantry* em torno do doente.

3.2 Algoritmos de cálculo

O algoritmo de cálculo é uma das ferramentas mais importantes num TPS. Os TPS modernos têm no mínimo dois algoritmos de cálculo.

Os TPS atuais possuem algoritmos de correção de heterogeneidades.

Com o desenvolvimento dos algoritmos Semi-Analíticos, tais como os *Convolution/Superposition*, estes passaram a integrar os modelos que partindo de núcleos de deposição de energia calculam a dose a partir de uma convolução do TERMA (*Total Energy Released per Unit Mass*) em cada ponto de interação. Estes podem ser do tipo:

- a) *Convolution* com núcleos *Pencil Beam*: este algoritmo modela adequadamente a interação com superfícies planas e curvas e campos conformados diversos. Relativamente a heterogeneidades, o modelo funciona adequadamente, exceto na presença de cavidades de ar, onde poderá ter erros no cálculo de dose acima dos 5%.

Os algoritmos *Pencil Beam* baseiam-se na integração bidimensional do núcleo *pencil beam*. No geral, a principal vantagem destes algoritmos é a sua capacidade de calcular de forma rápida campos irregulares com fluência variável, sendo muito útil no planeamento inverso.

- b) *Superposition*: estes algoritmos utilizam a física fundamental para descrever a interação e transporte dos fótons e eletrões.

Estes algoritmos representavam até há pouco tempo o estado da arte da dosimetria clínica, apresentando uma precisão similar aos códigos Monte-Carlo, exceto em campos pequenos com energia elevada e próximos de cavidades de ar, onde não existe equilíbrio eletrónico. Proporcionam os melhores resultados em situações complexas que os algoritmos baseados apenas em medidas. Têm uma precisão de cálculo dentro dos 3 % /3 mm na maior parte das situações.

Atualmente, os algoritmos mais precisos para o cálculo de dose em Radioterapia são os códigos de Monte Carlo e são a maneira mais exata de determinar a dose

administrada a um doente. Estes utilizam distribuições de probabilidades muito próximas das reais, realizando poucas aproximações. Estes códigos simulam os percursos das partículas individualmente, simulando de maneira direta todos os modificadores do feixe existentes na cabeça do acelerador linear¹⁴.

Em comparação com a Simulação de Monte Carlo, o PBC tem limitações relativamente à precisão em tecidos com heterogeneidades, desequilíbrio eletrónico lateral e contaminação com eletrões.

O Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA) foi implementado no TPS Eclipse da *Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA*, em 2005. A precisão do cálculo com o AAA tem sido verificada através de simulações de Monte Carlo e medidas experimentais em fantasmas. O AAA é um algoritmo 3D *Pencil Beam Convolution/Superposition* que usa uma modelação derivada de Monte Carlo para os fótons primários, fótons dispersos e eletrões dispersos a partir dos limitadores do feixe.

Contudo, é importante avaliar o custo-benefício do aumento da precisão nas distribuições de dose. O custo é afetado basicamente pelo aumento do tempo de cálculo e o benefício é o aumento do controlo tumoral, uma vez que é possível administrar maiores doses ao volume tumoral, enquanto se diminui a dose nos órgãos de risco.

As distribuições de dose em IMRT necessitam de perfis de intensidade do feixe não uniformes que sejam otimizados. Este método é denominado de Planeamento Inverso e pode ser separado em dois componentes:

a) Critérios de otimização (função objetiva e restrições)

Para o planeamento inverso em IMRT, os objetivos clínicos são especificados sob a forma de uma função objetiva. As técnicas de otimização computacional serão então usadas para determinar os parâmetros do feixe que irão alcançar ou aproximar-se da solução desejada.

A maioria dos sistemas de otimização com IMRT utiliza critérios baseados em dose ou dose-volume¹⁵. Um método normalmente utilizado para criar as funções objetivas dose-volume ou baseadas em dose é o que minimiza a variância da dose em relação à dose prescrita ou ao limite de dose.

O médico deve conhecer a relação dose-volume para os órgãos de interesse e definir essas restrições e a sua importância.

b) Algoritmos de Otimização

Estes algoritmos são construídos para pesquisar um conjunto de variáveis independentes que resultam na minimização ou maximização da função objetiva. Para um planeamento de tratamento típico, um método de otimização incluiria uma previsão inicial dos perfis dos feixes. Este perfil pode ser modificado e a dose recalculada. Este novo plano é então reavaliado e comparado com os objetivos e restrições pré-definidas e repetir-se-á o mesmo procedimento até ser encontrado um plano aceitável.

3.3 Acelerador Linear

O acelerador linear é o equipamento mais utilizado em Radioterapia Externa. Utiliza ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas tais como elétrons de altas energias (na ordem dos MeV) através de um sistema linear de aceleração. O feixe de elétrons de alta energia pode ser usado para tratar tumores superficiais, como tumores de pele, ou podem colidir num alvo de modo a produzir fótons, que são utilizados no tratamento de tumores mais profundos, como tumores de próstata, ginecológicos, pulmão, sistema nervoso central, mama e outros.

Os principais módulos no acelerador linear são: o *stand*, a *gantry*, o modulador, a consola e a mesa de tratamento.

Os principais componentes que dão origem ao feixe de radiação podem dividir-se em 6 grupos⁷:

- 1) Sistema de Injeção: consiste na fonte dos elétrons. É frequentemente chamado de *electron gun*.
- 2) Sistema gerador de Radiofrequência: as radiações micro-ondas utilizadas na guia de onda para acelerar os elétrons são produzidas por um gerador de Radiofrequência (RF) que possui dois componentes principais:
 - a. Fonte de RF: pode ser um magnetrão ou um *klistrão*. Ambos os sistemas utilizam a aceleração e desaceleração de elétrons no vácuo para produzir campos de RF alta. O magnetrão funciona como um oscilador de alta potência gerando pulsos de micro-ondas com frequências na ordem dos 3000 MHz. As micro-ondas podem também

ser fornecidas pelo *klistrão*. O *klistrão* é um amplificador de micro-ondas e deve ser usado em conjunto com uma fonte de baixa potência.

- b. Modulador: a principal finalidade é fabricar um pulso de alta tensão para ser aplicado ao magnetrão ou ao *klistrão*, e na maioria dos aceleradores este pulso também é aplicado no *gun* do tubo acelerador para dar a primeira aceleração aos elétrons.
- 3) Guia de Onda: são tubos que guiam as ondas eletromagnéticas de um ponto ao outro. É o local onde os elétrons são acelerados.
- 4) Sistemas auxiliares
- a. Sistema de refrigeração de água: responsável pela refrigeração de vários componentes que dissipam energia sob forma de calor, e estabelece uma temperatura estável.
 - b. Bomba de vácuo: produz vácuo com uma pressão de 10^{-6} tor no guia de onda e no gerador de RF.
 - c. Blindagem contra a radiação de fuga
- 5) Sistema de transporte do feixe de elétrons: nos aceleradores de baixa energia, o alvo está incorporado na guia de onda, não sendo necessário um sistema de transporte entre a guia de onda e o alvo.
- Os *Bending Magnets* são utilizados em aceleradores lineares com energias superiores a 6 MeV, nos quais as guias de onda são demasiado longas. Têm sido desenvolvidos três sistemas para curvar os elétrons:
- a) Curvatura de 90°
 - b) Curvatura de 270°
 - c) Curvatura de 112.5°

- 6) Cabeça do Acelerador: contém o alvo de raios-X, o filtro equalizador, os filtros de dispersão, a câmara de ionização, os colimadores fixos e móveis e a fonte luminosa do sistema de localização (Figura 3.2).

Muitos aceleradores clínicos são construídos de modo que a cabeça do equipamento gire em torno de um eixo horizontal. Quando a cabeça gira, o eixo do feixe gira num plano vertical. O ponto de interseção entre este plano vertical e o eixo horizontal é chamado de isocentro. Este é fixo e a sua

distância até ao foco de radiação varia de equipamento para equipamento. Na maioria dos aceleradores, o isocentro está localizado a 100 cm do foco.

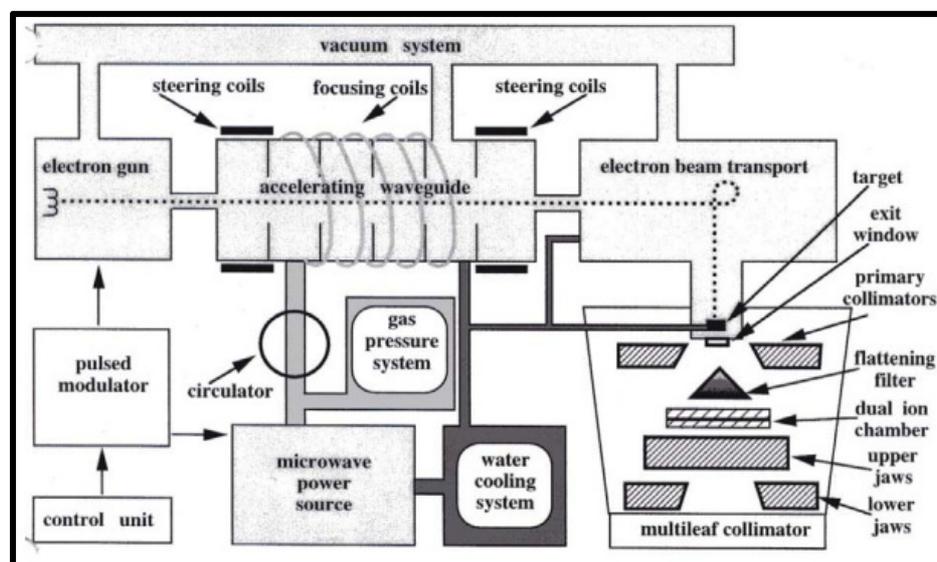


Figura 3.2 - Esquema de Acelerador Linear⁷.

Após passar pelas bobinas defletoras, o feixe de elétrons atinge um alvo de modo a produzir radiação de *Bremsstrahlung*. Os fótons saem do alvo em todas as direções com maior probabilidade de concentração no centro. Uma vez que os fótons de alta energia têm maior fluência concentrada no centro do feixe, é necessário introduzir um filtro de alta densidade com formato de um cone, chamado filtro equalizador (Figura 3.3). A função deste filtro é produzir homogeneidade na fluência de fótons e por isso torna plana a secção transversal do feixe. Este filtro geralmente é feito de chumbo, no entanto, o tungstênio, urânio, aço e alumínio também têm sido utilizados.

Caso se pretenda utilizar um feixe de elétrons para tratamento, o alvo é removido e os elétrons acelerados passam através de uma folha dupla dispersora de maneira a produzir uniformidade espacial de fluência.

Geralmente, os aceleradores vêm com diferentes filtros equalizadores para a utilização de diferentes energias (Figura 3.3). No caso do acelerador linear da *Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA*, os filtros equalizadores e os filtros de dispersão estão fixos num carrossel que permite a alternância entre os diversos filtros^{7,16}.



Figura 3.3 - Carrossel com filtro equalizador para raios- X de 6MV e filtros dispersores para feixes de elétrons de 4/6/8 MeV, 10/12/15 MeV e 18/20/22 MeV de um acelerador linear *Elekta SL25*

- 7) Sistemas de monitorização do feixe: de forma a monitorizar o feixe de radiação, são utilizadas câmaras de ionização. A primeira câmara de ionização mede as Unidades Monitor (UM). A câmara secundária atua como elemento de proteção, caso ocorra algum defeito com a câmara primária, medindo também as UM.

A função das câmaras de ionização é monitorizar a taxa de dose, a simetria do feixe, a dose total e desligar o feixe de radiação após completar a dose prescrita.

- 8) Colimadores do feixe: abaixo do alvo de raios-X, existe um colimador primário fixo que faz a primeira colimação do feixe de radiação. Existe ainda um colimador secundário que é formado por duas mandíbulas superiores e duas mandíbulas inferiores que colimam o feixe de modo a formar campos quadrados ou retangulares cujas dimensões mínimas e máximas podem variar de $0,2 \times 0,2 \text{ cm}^2$ até $40 \times 40 \text{ cm}^2$ na maioria dos aceleradores, medida a uma distância de 100 cm do foco do feixe de raios-X.

De forma a modelar com precisão geometrias de campos de tratamento diferentes de campos quadrados ou retangulares, os aceleradores lineares possuem outro sistema de colimação – colimador multilâminas. Este sistema consiste num conjunto de lâminas colimadoras de liga metálica de alta densidade e alto número atômico capazes de executar movimentos automáticos e independentes umas das outras.

Outros Componentes

- a) Mesa de tratamento: os movimentos da mesa de tratamento são controlados por um comando, botões da mesa ou a partir da consola de tratamento. A maioria das mesas de tratamento também possibilita a rotação da mesa em torno de um eixo vertical passando pelo isocentro (movimentos laterais, longitudinais, verticais, rotacionais em torno do isocentro) (Figura 3.4).

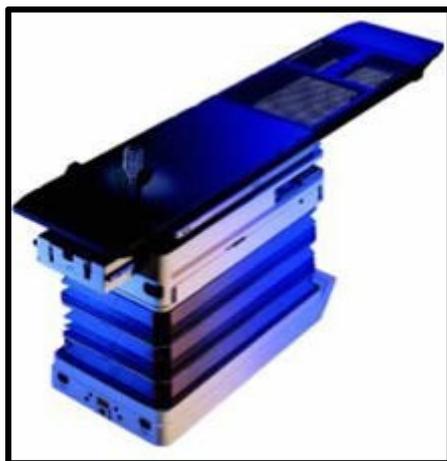


Figura 3.4 – Mesa de tratamento

- b) Consola: centro de controlo do acelerador. Possibilita controlar a administração do tratamento, permite verificar o posicionamento do doente através dos sistemas de imagem, e monitorizar o doente durante o tratamento através das câmaras de videovigilância.
- c) Sistema de imagem portal: é um sistema de verificação de imagem que utiliza raios-X com energia na ordem da Mega voltagem ou kilo voltagem. Possui um painel com detetores que permite fazer a aquisição da imagem. A verificação é feita a partir das estruturas ósseas delimitadas nas DRRs (Radiografias Digitalmente Reconstruídas) no sistema localizado na consola.
- d) Sistema de Radioterapia Guiada por Imagem: possui uma âmpola de kilo voltagem e um detetor que permite a aquisição de uma imagem volumétrica do doente. Com a imagem adquirida com o CBCT é realizado um *matching* com as imagens da TC de planeamento.

3.4 Verificação do posicionamento do doente

Em Radioterapia é de extrema importância que o doente seja posicionado diariamente da mesma forma como foi posicionado aquando da realização da TC de planeamento, de modo a evitar erros.

É importante distinguir as diferenças entre os tipos de erros que podem acontecer no tratamento de Radioterapia. Existem erros sistemáticos (que ocorrem durante várias frações do tratamento) e que podem dar discrepâncias significativas entre o que foi planeado e administrado. Existem ainda os erros aleatórios que podem ocorrer devido a falhas no posicionamento do doente e devido ao movimento interno dos órgãos. Estes são imprevisíveis e podem ocorrer em diferentes frações de uma maneira não uniforme^{17, 18}. As imagens portais são uma ferramenta importante para a deteção e correção dos erros em Radioterapia.

3.4.1 Imagem Portal

Os sistemas de imagem portal consistem num conjunto de detetores de radiação, geralmente montados num braço do acelerador, e que são capazes de transferir as informações dos detetores para um computador que as vai processar e convertê-las em imagem. Os detetores podem ser de vários tipos: detetores fluoroscópicos; detetores com câmaras de ionização e detetores de silício amorfo (a-Si).

De forma a verificar o posicionamento do doente aquando da realização do tratamento, as imagens portais são uma ferramenta deveras importante, dado que possibilitam aumentar a precisão do *setup*. Geralmente são adquiridas com 6 MV e bidimensionalmente. Contudo também já é possível adquirir imagens portais planares com energia na ordem da kV, em aceleradores que possuam âmpola de kilovoltagem. As imagens portais permitem verificar o isocentro de tratamento quando comparadas com as DRRs criadas no Sistema de Planeamento, a partir da TC de planeamento. Permitem também visualizar o campo de tratamento, a sua forma, tamanho e orientação¹⁹.

As imagens portais podem ser adquiridas antes de cada sessão de tratamento, durante a sessão de tratamento ou depois do tratamento. A verificação dessas imagens também pode ser realizada num modo *on-line* (a análise da imagem é efetuada logo após a sua aquisição e se necessário, as correções são realizadas antes de se iniciar o tratamento) ou num modo *off-line* (a verificação das imagens é realizada após a sessão de tratamento do doente, e no caso de existirem desvios,

estes só são corrigidos na próxima sessão). Desta forma, o modo *off-line* exclui a possibilidade de se corrigir os erros aleatórios de *setup*.

Uma das desvantagens das imagens portais é terem apenas como referência as estruturas ósseas do doente e as marcas fiduciais. Estas não têm conta a posição de outros órgãos nem do volume alvo. Desta forma, qualquer desvio de posicionamento que ocorra no volume alvo, por exemplo devido aos movimentos internos dos órgãos, não é detetado.

Outra das desvantagens das imagens portais é o facto de frequentemente ser utilizada Mega voltagem para a aquisição das imagens. Isto resulta num acréscimo de dose para o doente, caso estas imagens não sejam adquiridas durante a sessão de tratamento, e também numa baixa qualidade de imagem.

Uma vez que as imagens portais são planares, estas também não permitem detetar desvios rotacionais.

3.4.2 IGRT

É reconhecido que a localização, forma, e tamanho da lesão e da anatomia do doente altera-se significativamente, devido às incertezas diárias do posicionamento e dos fatores fisiológicos, durante as várias semanas de duração do tratamento. Estas alterações incluem a regressão do tumor primário e da doença ganglionar, alterações nas glândulas e mucosas, resolução dos efeitos pós-operatórios dos tecidos moles e alterações corporais devido à eventual perda de peso²⁰. Para ter em conta os erros de *setup* diários e as variações anatómicas, a Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT) tem sido muito utilizada²¹. A IGRT consiste na aquisição de imagens volumétricas para comparação do posicionamento e volumes do doente, comparando-os assim com a TC de Planeamento. O sistema de aquisição volumétrica mais utilizado atualmente e que faz parte integrante do acelerador linear é o *Cone-Beam CT*.

O *Cone-Beam CT* permite a aquisição de imagens tridimensionais do doente na posição de tratamento²².

A maior vantagem do CBCT é a utilização de kilo voltagem que possui contraste suficiente para visualizar o volume alvo e os tecidos circundantes³. Isto permite a deteção e correção dos erros de posição do volume alvo, que são independentes da anatomia óssea.

Outra das grandes vantagens do CBCT é administrar doses de radiação mais baixas, uma vez que utiliza kV, em comparação com as imagens portais que utilizam MV.

McBain C. *et al*²³ realizaram um estudo em que avaliaram as doses administradas com o CBCT para várias regiões anatómicas. As doses variaram entre 0.003 e 0.03 Gy e foram consideradas aceitáveis, como é apresentado na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Doses de radiação recebidas por pacientes que se realizaram CBCT em diferentes localizações anatómicas²²

| Anatomic site | Imaging parameters | Mean measured skin dose (mGy) |
|--|----------------------------|----------------------------------|
| Pelvis | 130 kV, 40 mA, 30 ms | 24 (<i>n</i> = 9, range: 21–28) |
| Head and neck and central nervous system | 130 kV, 40 mA, 13 ms | 15 (<i>n</i> = 3, range: 13–15) |
| Stomach/upper gastrointestinal | 100 kV, 25 mA, 10 ms | 3 (<i>n</i> = 3) |
| Breast | 130 kV, 40 mA, 30 ms | 30 (<i>n</i> = 3) |
| Lung/esophagus | 130 kV, 40 mA, 13 ms, 270° | 11 (<i>n</i> = 3) |
| Sarcoma | 130 kV, 40 mA, 13 ms | 13 (<i>n</i> = 2) |
| | 130 kV, 25 mA, 10 ms | 4 (<i>n</i> = 3) |

As desvantagens do CBCT são o aumento do tempo de tratamento e a sua incapacidade de detetar movimentos intrafração.

Capítulo 4 – Métodos e Materiais

Este estudo decorreu no Centro Oncológico Dra. Natália Chaves, em Carnaxide, durante um período de 4 meses (Julho de 2012 a Novembro de 2012), onde foram utilizados os materiais e equipamentos disponíveis no Centro e realizados os testes necessários para a elaboração deste trabalho experimental.

4.1 Etapas do Planeamento Tridimensional

4.1.1 Aquisição de dados do doente: TC de planeamento

O tomógrafo permite a aquisição volumétrica de dados. Possui uma fonte de raio-X que faz rotações em torno do doente. No caso de a aquisição ser helicoidal, a aquisição das imagens é realizada de modo contínuo, enquanto a mesa se move para o interior da *gantry* a velocidade constante.

O tomógrafo utilizado em Radioterapia deve possuir um sistema de lasers que permitem alinhar o doente e possuir uma mesa plana, tal como a do acelerador linear. A aquisição da TC de planeamento também deve ser realizada com os acessórios de posicionamento e de imobilização que permitam ao doente ter um posicionamento estável e reproduzível durante as sessões de tratamento.

Após o posicionamento e imobilização do doente, as informações sobre a sua anatomia e localização do volume alvo devem ser adquiridas.

No caso do planeamento tridimensional, são colocadas marcas fiduciais sobre a pele, de modo a estabelecer um sistema de coordenadas de referência que deve ser utilizado no sistema de planeamento e posteriormente no acelerador linear.

A TC contém todas as informações necessárias para o planeamento, e deve ser a imagem base. Contudo, também podem ser utilizadas outras modalidades de imagem, como a Ressonância Magnética (RM) e a *Positron Emission Tomography* (PET), com as quais se pode realizar fusão de imagem no sistema de planeamento.

Neste estudo e para a realização das TCs de planeamento ao fantoma CIRS e ao doente foi utilizado o tomógrafo PET-TC instalado na Clínica Oncológica Dra. Natália Chaves, da marca *Siemens*, modelo *Biograph 6* (*Siemens Medical Solutions*).

4.1.2 Sistema de Planeamento

4.1.2.1 Delimitação dos volumes alvo e órgãos de risco

Os volumes alvo e órgãos de risco devem ser delimitados nas imagens da TC de planeamento, que foram transferidas para o TPS.

De forma a uniformizar a linguagem e permitir a comparação de dados entre instituições, a Comissão Internacional de Unidades em Radiação e Medidas (ICRU) produziu vários documentos que contém parâmetros bem claros e bem definidos acerca da definição de volumes alvo, órgãos de risco e prescrição e avaliação de dose.

Foram feitas recomendações sobre a descrição dos volumes de tratamento e os mais importantes são definidos de seguida.

Segundo o ICRU 50²⁴ e ICRU 62²⁵, o GTV (*Gross Tumour Volume*) corresponde ao volume tumoral visível ou palpável. A sua forma, tamanho e localização podem ser obtidos por diversos meios de diagnóstico.

A partir do GTV é definido o CTV (*Clinical Target Volume*) que corresponde ao GTV e/ou uma área com doença não visível. Este volume deve ser tratado adequadamente, a fim de alcançar o objetivo da terapia.

O ITV (*Internal Target Volume*) consiste no CTV acrescido de uma margem interna, para que sejam tidas em conta as variações de tamanho e posição do CTV. Estas variações podem ocorrer devido ao movimento dos órgãos, como por exemplo movimentos respiratórios, presença de ar nos intestinos e preenchimento do reto e bexiga²⁵.

O PTV (*Planning Target Volume*) é um conceito geométrico utilizado no planeamento do tratamento. É definido de forma a auxiliar na seleção do tamanho dos campos e orientação dos feixes. O PTV deve ter em conta todas as variações geométricas do tratamento, incluindo o movimento dos órgãos e incertezas no posicionamento do doente, de modo a que a dose prescrita englobe garantidamente o CTV²⁴.

O PTV deve incluir o ITV e uma margem adicional para as incertezas de *setup*, tolerâncias do equipamento e variações intratratamento (Figura 4.1).

O Volume Tratado corresponde ao volume englobado por uma isodose específica que é selecionada pelo médico de forma a se alcançar o objetivo da terapia.

O Volume Irradiado refere-se ao volume de tecido que recebe uma determinada dose que é considerada significativa em relação à tolerância normal dos tecidos.

Os Órgãos de Risco são volumes cuja sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente o planeamento e a dose prescrita. Podem ser delimitados no TPS

de forma a tentar diminuir as complicações nos tecidos normais através da verificação de que a dose que recebem não ultrapassa as suas tolerâncias.

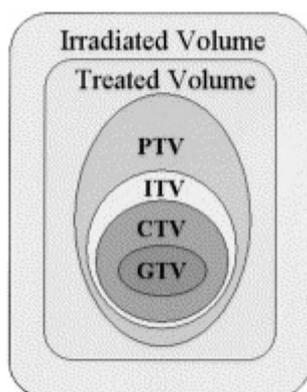


Figura 4.1 – Representação dos volumes de interesse do ICRU 62²⁵

Todos os volumes alvo de tratamento e órgãos de risco do planeamento da doente deste estudo foram delimitados por um dos médicos radioterapeutas do Centro Oncológico Dra. Natália Chaves aquando da realização do planeamento do tratamento da doente.

4.1.2.2 Planeamento do tratamento

Com a fusão de imagem é possível sobrepor as imagens da TC de planeamento com a RM, PET e Ultrassons, de forma a auxiliar a visualização dos volumes alvo.

No passado, o planeamento do tratamento era realizado manualmente. O cálculo de todas as isodoses era demorado e as correções das heterogeneidades dos tecidos raramente eram tidas em conta. Com a evolução dos computadores, os cálculos computacionais foram sendo melhorados e tornaram-se mais rápidos e exatos.

Nos sistemas de planeamento introduzem-se os parâmetros geométricos do acelerador linear (identificação do equipamento, energias, acessórios, limites das mandíbulas (*jaws*), assimetria, colimador multilâminas, mesa) e os dados dosimétricos relativos aos feixes (*outputs*, PDDs (*Percentage Dose Depth*), perfis de dose).

Os atuais sistemas de planeamento requerem dados dos doentes, tais como, o contorno externo do corpo e as imagens anatómicas da TC, que são inseridas para que os cálculos sejam executados.

Permitem também que seja introduzida a curva CT-ED realizada com base nas imagens da TC de planeamento, de modo a que o cálculo de dose seja mais preciso e de forma a ter em conta as heterogeneidades dos tecidos.

O primeiro passo a realizar num sistema de planeamento é a delimitação das estruturas alvo e dos órgãos de risco. É também possível, com base nas coordenadas da TC de Planeamento, definir o plano da Origem, de modo a que na Unidade de Terapia todos os desvios para o isocentro sejam realizados com base nestas coordenadas tridimensionais.

O isocentro de tratamento é geralmente definido no centro geométrico do PTV e as suas coordenadas são definidas em relação às marcas fiduciais de referência colocadas na TC de Planeamento.

O TPS possibilita a apresentação das estruturas, dos campos de tratamento e da distribuição de dose tridimensionalmente, assim como a apresentação do *Beam's Eye View* (BEV), que é uma ferramenta que permite visualizar o volume alvo e adaptar a geometria dos campos de tratamento à forma dos volumes a tratar e a proteger.

Uma das funcionalidades do TPS é também a criação de radiografias digitalmente reconstruídas (DRR) com base nas imagens da TC de planeamento e que vão ser posteriormente utilizadas para a verificação do posicionamento do doente, comparando as estruturas ósseas da DRR com as da imagem portal (Figura 4.2).

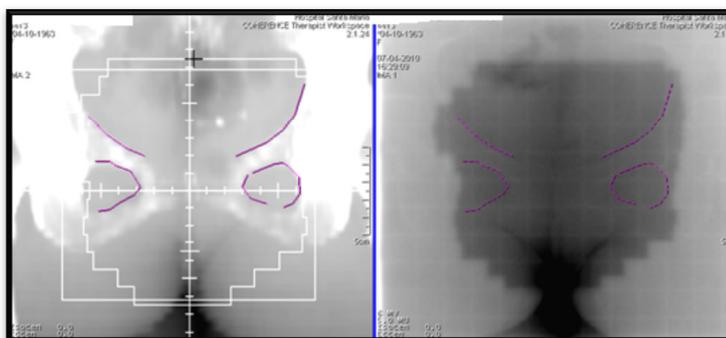


Figura 4.2 – DRR e Imagem Portal. A imagem da esquerda apresenta uma DRR de um campo anterior de tratamento com algumas estruturas ósseas delimitadas. Na imagem da direita é possível visualizar o *matching* da imagem portal com a DRR.

Outras das funções de um sistema de planeamento é permitir seleccionar as angulações de incidência dos feixes, a energia, filtros, compensadores, proteções, ponderação de cada campo de tratamento. Depois de seleccionados, é possível realizar o cálculo de dose com base em algoritmos de cálculo que têm em conta a anatomia tridimensional do doente e realizar a otimização dos planos de dose. Também possibilita a prescrição da dose (número de frações, dose por fração e dose total).

Depois do cálculo ser realizado, o TPS apresenta as curvas de isodose que são linhas que unem pontos com a mesma dose num meio irradiado e possibilitam representar variações de dose num plano ou num volume, sendo geralmente expressas em percentagem de dose. Podem ainda ser calculados os Histogramas Dose-Volume (HDV) que são depois avaliados de acordo com os objetivos do planeamento e tendo em conta as tolerâncias dos órgãos de risco.

A avaliação da distribuição de dose deve incluir critérios tais como a uniformidade da dose e os limites de dose dos órgãos de risco. Na Radioterapia convencional, o ICRU 50 recomenda que o ponto máximo de dose dentro do volume alvo não exceda os 7% e não deve ser inferior a 5% da dose no isocentro, se 100% da dose for prescrita neste ponto. Nos tratamentos de IMRT estes constrangimentos de uniformidade de dose podem não ser alcançados, uma vez que as distribuições de dose podem ter formas côncavas ou gradientes de dose elevados perto de órgãos de risco²⁶.

O Sistema de Planeamento utilizado para o planeamento neste estudo foi o Eclipse versão 8.6.17 (*Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA*) que possui como algoritmo de cálculo o *Pencil Beam Convolution* (PBC) que é utilizado para cálculos de dose de doentes. O PBC utiliza os dados medidos como parte da configuração do feixe²⁷. Também utiliza o *Modified Batho* para a correção das heterogeneidades.

O Eclipse (*Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA*) também possui algoritmos de otimização de dose utilizados no cálculo de dose em IMRT. O algoritmo de otimização utilizado neste estudo chama-se *Dose Volume Optimizer* (DVO), e determina a forma ideal do campo e a intensidade através de iterações, conformando a distribuição de dose até que os objetivos desejados sejam alcançados.

O equipamento de tratamento utilizado para este estudo no Centro Oncológica Dra. Natália Chaves (CONC) é o acelerador linear *Trilogy iX* (*Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA*). Possui energias de fótons de 6 MeV e 15 MeV e energias de eletrões de 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 15 MeV e 18 MeV.

O MLC é constituído por 120 lâminas (as mais externas com espessura de 0,5 cm projetadas no isocentro e as mais internas com uma espessura de 0,25 cm ao isocentro). O tamanho de campo máximo é de 40 cm (largura) x 22 cm (altura), com o colimador a 0°, a 100 cm.



Figura 4.3 – Acelerador Linear Trilogy

Possui um sistema de imagem portal (*Portal Vision aS1000*) acoplado e um sistema de imagem de kilo voltagem – *On Board Imager (OBI)*, como apresenta a Figura 4.3.

4.2 CBCT e a Radioterapia Adaptativa

Para a verificação do posicionamento do doente, o CBCT adquirido antes do tratamento pode ser usado para recalcular a dose e verificar a planimetria, com base na anatomia do doente no dia do tratamento. Possibilita a adaptação da planimetria do doente durante o decurso do tratamento, tendo por base a dose que já foi administrada. Permitirá também evitar a repetição da Tomografia Computorizada de Planeamento, evitando doses adicionais no doente e reduzindo o *workload* do serviço².

Contudo, isto depende da qualidade da imagem do CBCT. Uma vez que o CBCT tem um *field of view* (FOV) muito maior que a TC convencional no sentido longitudinal, a dispersão da radiação é um problema que surge e afeta a qualidade da imagem^{1,4}, deste modo, os artefactos e a precisão das Unidades de *Hounsfield* pode ser substancialmente menor^{4,28}. O fato da velocidade de rotação da *gantry* estar limitada a 1 rotação por minuto pelos regulamentos da Comissão Internacional Eletrotécnica (IEC) faz com que esta seja mais propícia aos artefactos de movimento¹. As consequências destes efeitos para a precisão do cálculo de dose devem ser cuidadosamente avaliadas.

4.2.1 OBI e o sistema de CBCT

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica, de forma a avaliar quais os fantasmas e os métodos utilizados nos vários estudos para a aquisição do CBCT para a calibração CT-ED.

Sriram P, *et al*⁴ e Guan H, *et al*⁸ utilizaram nos seus estudos um equipamento da *Varian Medical Systems*, OBI, que consiste numa fonte de raios-X e num detetor de silício amorfo acoplados ao acelerador linear e que permite a aquisição de imagens volumétricas.

As imagens CBCT podem ser adquiridas com o OBI de dois modos: *full-fan* e *half-fan*. Com o modo *full-fan* o detetor está centrado e é obtida uma projeção completa de cada ângulo. O diâmetro máximo da reconstrução é de 25 cm. É utilizado em patologias de cabeça e pescoço.

O modo *half-fan* é realizado quando se pretende ter um FOV maior. Neste modo, o detetor está lateralizado de forma a obter metade da projeção para cada ângulo. O diâmetro típico da reconstrução é de 45 cm. Pode ser utilizado em patologias da região pélvica.

De forma a aumentar a qualidade de imagem, o fabricante recomenda a utilização do filtro *bow tie*. Existem dois tipos de filtros *bow tie*: *Full Bow-Tie* e *Half Bow-Tie*. Ambos os filtros são compostos por alumínio e possuem uma espessura de 1,5 mm no centro. Os filtros *Full Bow-Tie* e *Half Bow-Tie* são utilizados com o modo de aquisição *full-fan* e *half-fan* respetivamente.

Yang Y. *et al*¹ e Ding G. *et al*⁹ também utilizaram o OBI integrado num acelerador linear *Trilogy* (*Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA*). No estudo de Ding G. *et al*⁹ as imagens CBCT foram sempre adquiridas com o filtro *bow tie*, tendo eles encontrado discrepâncias de 100 HU na mesma imagem entre o modo de aquisição *full-fan* e *half-fan*.

Yoo, S. *et al*¹⁰ também usaram o OBI integrado num acelerador linear com braços robóticos. Este estudo avaliou as quatro técnicas disponíveis para a aquisição de CBCT: *full-fan* com e sem filtro *bow tie* e *half-fan* com e sem filtro *bow tie*. Avaliaram as imagens CBCT com e sem filtro *bow-tie* para os fantasmas e as imagens CBCT com filtro *bow-tie* para os doentes.

Contudo, os protocolos clínicos de CBCT devem usar o filtro *bow tie* para melhorar a qualidade de imagem, diminuir a dose na pele, reduzir a saturação do detetor e evitar o aparecimento de artefactos na imagem.

Neste projeto, avaliou-se apenas o modo *half -fan* com filtro *Half Bow-Tie*, uma vez que é o protocolo utilizado no Centro Oncológica Dra. Natália Chaves na patologia

ginecológica, e todo este estudo foi formulado com base nos métodos utilizados na rotina do serviço da Clínica, de forma a não aumentar o *workload* do serviço com testes experimentais e testes em doentes.

4.3 Fantomas

4.3.1 Catphan e CIRS

Para avaliar a qualidade da imagem e a precisão do cálculo de dose, nos estudos de Sriram P. *et al*⁴, Ding G. *et al*²⁹ e Yang Y. *et al*¹ foi utilizado o fantoma *Catphan* 600 com um diâmetro de 15 cm e um comprimento de 16 cm. Este possui sete materiais, nomeadamente ar, poli-metil-penteno (PMP) ($C_6H_{12}(CH_2)$, $0,83 \text{ g/cm}^3$), polietileno de baixa densidade (LDPE) (C_2H_4 , $0,92 \text{ g/cm}^3$), poliestireno (C_8H_8 , $1,05 \text{ g/cm}^3$), acrílico ($C_5H_8O_2$, $1,18 \text{ g/cm}^3$), *delrin* e *teflon* (CF_2 , $2,16 \text{ g/cm}^3$) (Figura 4.4). As densidades eletrónicas relativas à água variam de 0 a 1.867 e/cm^3 ³¹.

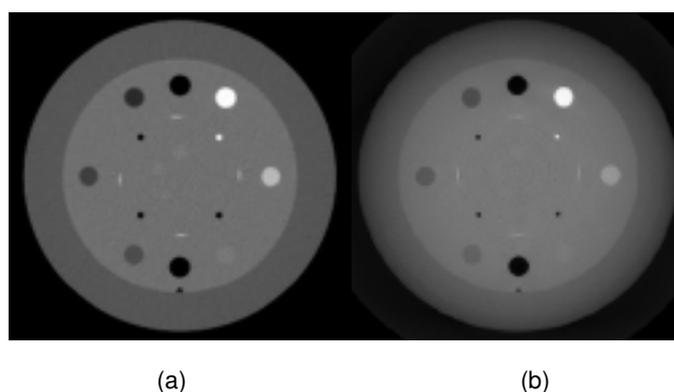


Figura 4.4 - (a) TC do fantoma *Catphan*; (b) CBCT do fantoma *Catphan*¹

No estudo de Hu C-C. *et al*² foram utilizados dois fantomas, o *Catphan* 503 e o CIRS 062 (CIRS *Tissue Simulation Technology*) para analisar as imagens de TC e desenvolver um método para quantificar as HU do CBCT adquirido com o XVI da Elekta.

Richter A. *et al*⁶ também utilizaram um fantoma *Catphan* 503. A influência de vários parâmetros, tais como voltagem, filtros, colimadores e ângulo de rotação nos valores de HU foram investigados utilizando seis *presets* diferentes (com variação do tamanho do colimador, filtro, tensão e corrente). De todos os *presets* analisados, a maior diferença entre TC e CBCT foi encontrada no *insert* do ar.

Yoo S. *et al*⁷ utilizaram um fantoma *Catphan* 504 com o módulo CTP 404. Os valores das HU do CBCT foram calibrados durante a instalação com recurso a este fantoma.

Também utilizaram um CIRS modelo 002HA6SN que é um fantoma em forma de elipse com um pequeno cilindro que pode ser separado. Encontraram diferenças inferiores a 10 HU entre a TC e o CBCT para todos os *inserts*, exceto *no teflon* que obteve uma diferença máxima de 34 HU. Verificaram também que a diferença de HU no *Catphan* foi menor que a diferença encontrada noutros fantasmas, uma vez que este possui pequenos *inserts* que proporcionam menos dispersão e artefactos que um objeto de maiores dimensões com vários tecidos de diversas heterogeneidades²⁷.

Depois de analisado o estado da arte nesta matéria, resolveu utilizar-se neste projeto o fantoma *Catphan 500* (Figura 4.5) para estabelecer a relação entre a densidade eletrónica de diferentes materiais e as HU correspondentes, com o objetivo de se obter uma curva CT-ED.

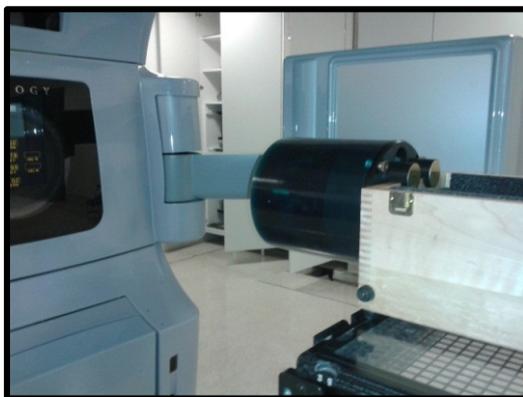


Figura 4.5 - Fantoma *Catphan 500*

Para o cálculo de dose na TC de planeamento e no CBCT utilizou-se o fantoma CIRS 002H9K *IMRT Head & Torso Freepoint Phantom*, como indicam as Figuras 4.6 e 4.7.

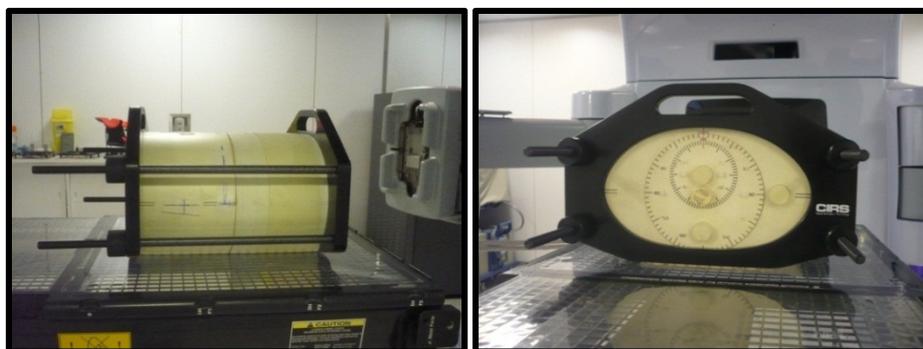


Figura 4.6 e 4.7 – Posicionamento do fantoma CIRS 002H9K *IMRT Head & Torso Freepoint Phantom* para a realização do CBCT

A análise dos resultados deste estudo foi feita através da análise do cálculo de dose e respetiva distribuição das curvas de isodose no TPS Eclipse. Também se recorreu à análise gama para avaliar as distribuições de dose no CBCT e na TC de planeamento. Para a realização da análise gama utilizou-se o *software OmniPro® IMRT*, versão 1.1.0007 da IBA *Dosimetry*.

Capítulo 5 – Procedimentos e Resultados

5.1 Calibração CT-ED da TC e do CBCT

Os utilizadores das TC muitas vezes surpreendem-se quando as HU de um tecido são diferentes do que eles esperavam. Estas diferenças geralmente não indicam problemas do aparelho de TC, mas são consequência das HU variarem com a energia, filtros, tamanho do objeto e calibração do aparelho.

Para a utilização da TC e das imagens CBCT para cálculo de dose, as HU devem ser relacionadas com a densidade eletrónica atual.

As HU são definidas através da seguinte fórmula:

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

Eq. 9

onde μ corresponde ao coeficiente de atenuação e μ_w corresponde ao coeficiente de atenuação da água³³. Os coeficientes de atenuação dependem da densidade eletrónica, do número atómico e da qualidade do feixe utilizado no aparelho de TC.

Para a calibração da TC adquirem-se imagens e obtém-se a média das HU para cada material, indicando os valores de HU como função da densidade eletrónica relativa³³.

Para a calibração do CBCT, a única diferença em relação à TC convencional, é a necessidade de fazer a calibração separadamente para os modos *half-fan* e *full-fan* (Figura 5.1 e Figura 5.2), uma vez que a geometria do feixe e as características dos dois tipos de aquisição são diferentes.

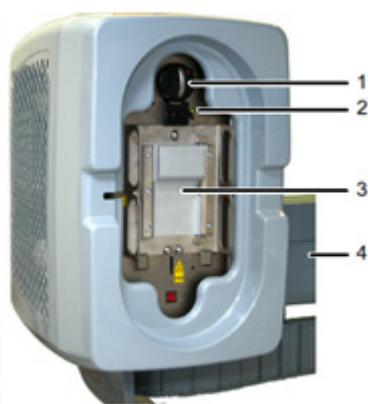


Figura 5.1 - *Half-Fan Bow-Tie Filter*

- 1- Botão de bloqueio
- 2- Luz do acessório
- 3- Filtro *Half-Fan Bow-Tie*
- 4- Braço com fonte de kV

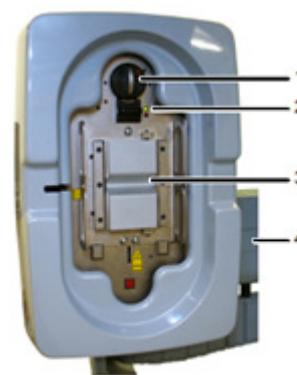


Figura 5.2 - *Full-Fan Bow-Tie Filter*

- 1- Botão de bloqueio
- 2- Luz do acessório
- 3- Filtro *Full-Fan Bow-Tie*
- 4- Braço com fonte de kV

Sriram P. *et al*⁴ verificaram que no modo *full-fan*, a diferença máxima de HU comparando com a TC de planeamento é aproximadamente 20. Para o modo *half-fan*, as HU são ligeiramente superiores às da TC e o *Teflon* teve uma diferença máxima de 40 HU. Este estudo veio assim demonstrar a capacidade da CBCT em gerar imagens com HU comparáveis às da TC de planeamento.

Neste estudo, de forma a analisar a estabilidade da curva de calibração do CBCT ao longo do tempo, foram feitas imagens CBCT ao fantoma *Catphan* (Figura 5.3 e Figura 5.4).

Este estudo focou-se apenas no modo *Half-Fan*, que é o utilizado na prática clínica para a patologia em estudo. A voltagem utilizada foi de 70 kV, a corrente utilizada foi de 50 mA e o pulso foi de 6 ms.

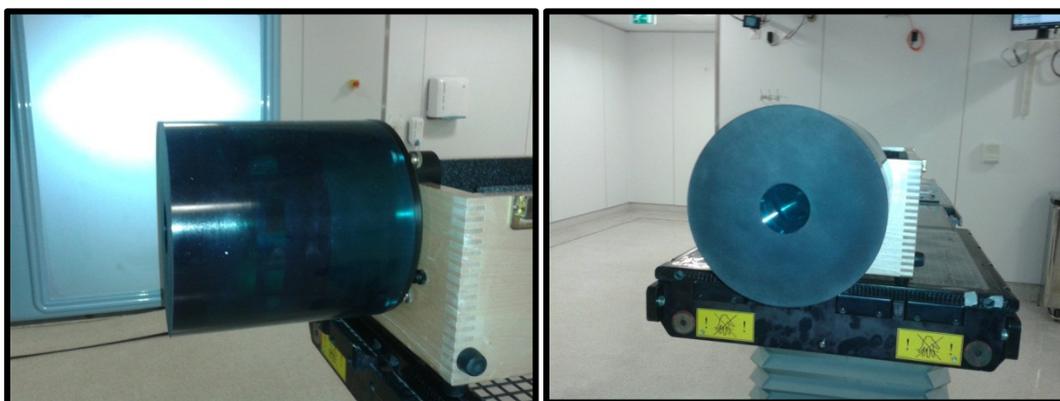


Figura 5.3 e 5.4 – Posicionamento do fantoma *Catphan* para a realização do CBCT utilizado para a calibração da curva CT-ED

No TPS, através de uma ferramenta que possibilita a visualização das HU de uma determinada área – ROI (*Region of Interest*) com dimensões de 5 mm x 5 mm, adquiriram-se as HU médias dos 7 materiais do *Catphan 500* (Tabela 5.1). Utilizou-se o valor Teórico de 2000 HU para o limite máximo e de -2000 HU para o limite mínimo, uma vez que para a patologia ginecológica é suficiente, dadas as HU médias dos tecidos naquela região anatómica, e calculou-se a densidade eletrónica relativa para os valores Teóricos através da fórmula³²:

$$\rho_e = \frac{HU}{1950} + 1,00$$

Eq. 10

A Figura 5.5 exemplifica um corte axial de CBCT do fantoma CIRS com os seus sete materiais de diferentes densidades eletrónicas.

De seguida, introduziram-se os valores das HU do CBCT realizado no dia 4 de Setembro de 2012 e a respetiva densidade eletrónica para cada um desses materiais (Figura 5.6).

Tabela 5.1 – Resultado das HU dos sete materiais do *Catphan* dos CBCT adquiridos no dia 28 de Julho e no dia 4 de Setembro de 2012 no Centro Oncológico Dra. Natália Chaves

| | HU CBCT 28/7/2012 | HU CBCT 4/9/2012 | Densidade Eletrónica Relativa |
|--------------------|----------------------|---------------------|-------------------------------|
| Teórico | -2000 | -2000 | 0 |
| Ar | -998,5 | -999,8 | 0 |
| PMP | -194,3 | -188,4 | 0,853 |
| LDPE | -107,6 | -96,6 | 0,944 |
| <i>Polystyrene</i> | -51,9 | -37 | 1,017 |
| <i>Acrylic</i> | 86,7 | 129 | 1,146 |
| <i>Delrin</i> | 333,7 | 367 | 1,354 |
| <i>Teflon</i> | 1000,5 | 1032 | 1,867 |
| Teórico | 2000 | 2000 | 2,026 |

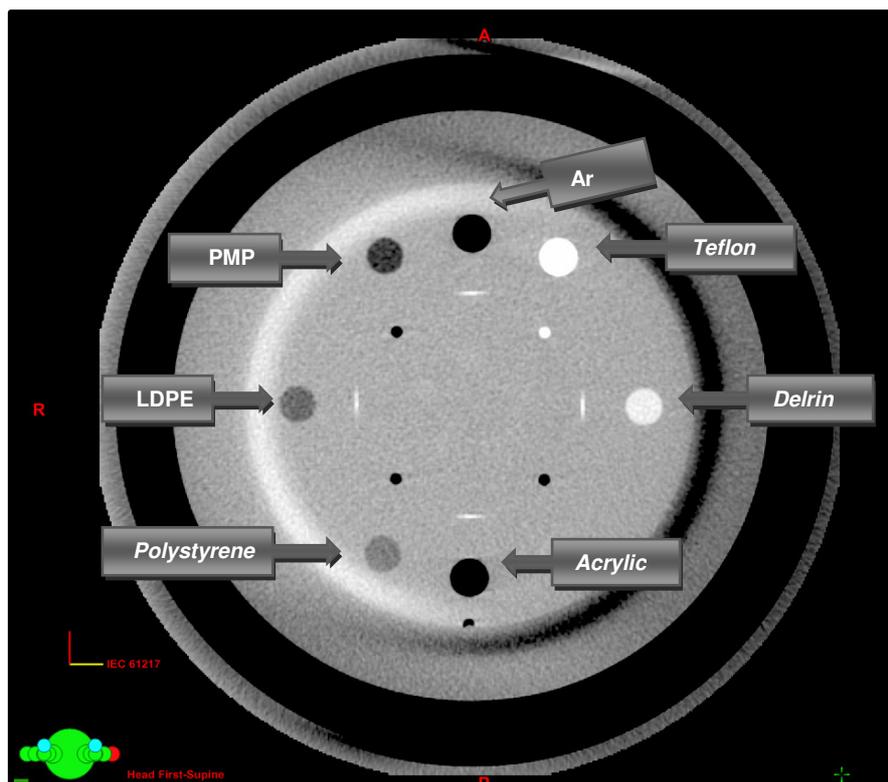


Figura 5.5 – Imagem de um CBCT adquirido com o fantoma *Catphan* com os seus sete materiais de diferentes densidades eletrônicas

A Figura 5.7 mostra a curva CT-ED utilizada no cálculo de dose da CONC, tendo sido obtida com um fantoma CIRS 062.

A Figura 5.8 apresenta as curvas CT-ED obtidas na aquisição do CBCT ao longo do tempo (dia 28 de Julho de 2012 e dia 4 de Setembro de 2012), indicando que as diferenças obtidas são mínimas entre os diferentes dias.

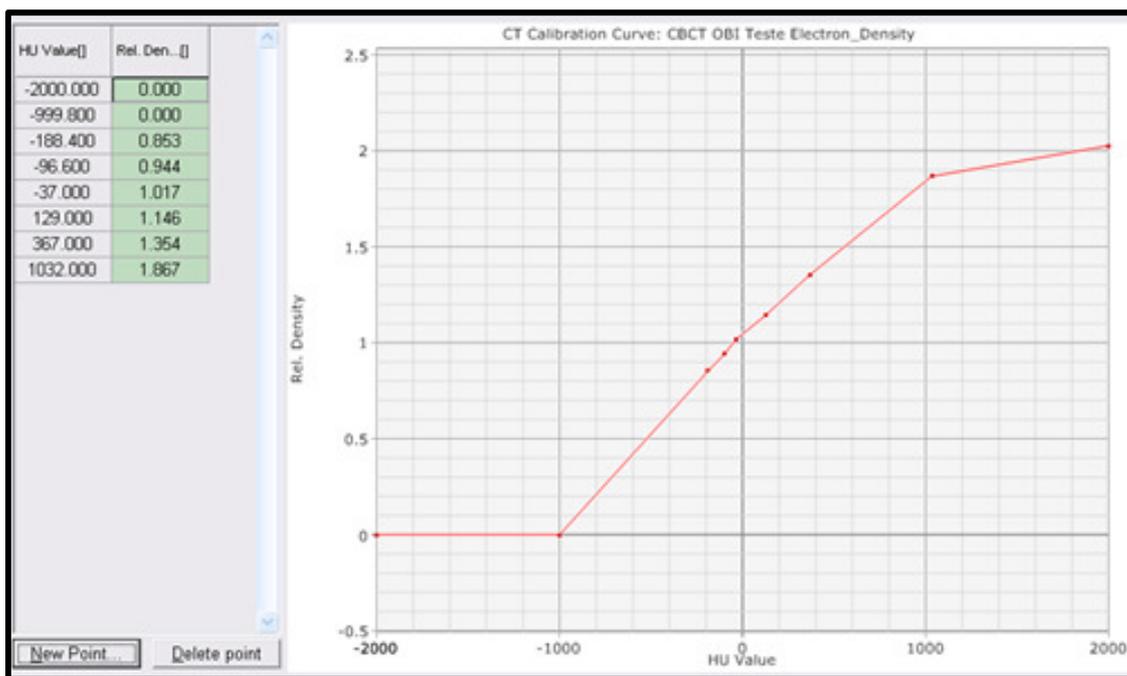


Figura 5.6 - Curva CT-ED do CBCT introduzida no Sistema de Planeamento Eclipse

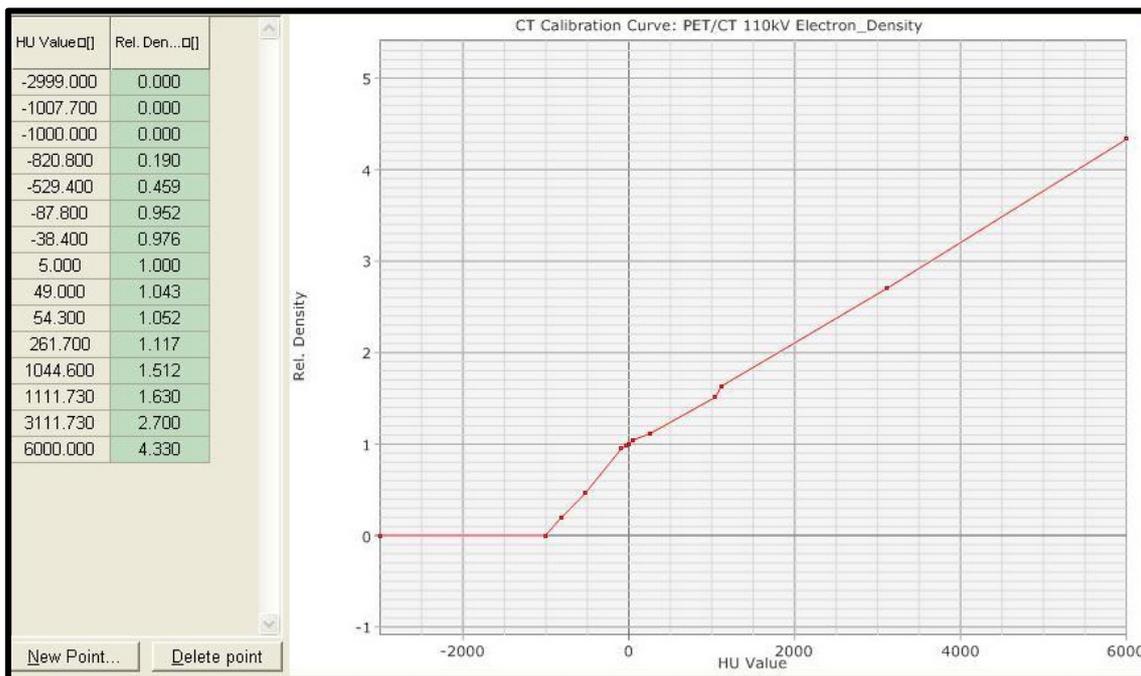


Figura 5.7 - Curva CT-ED da TC utilizada na prática clínica no Centro Oncológico Dra. Natália Chaves

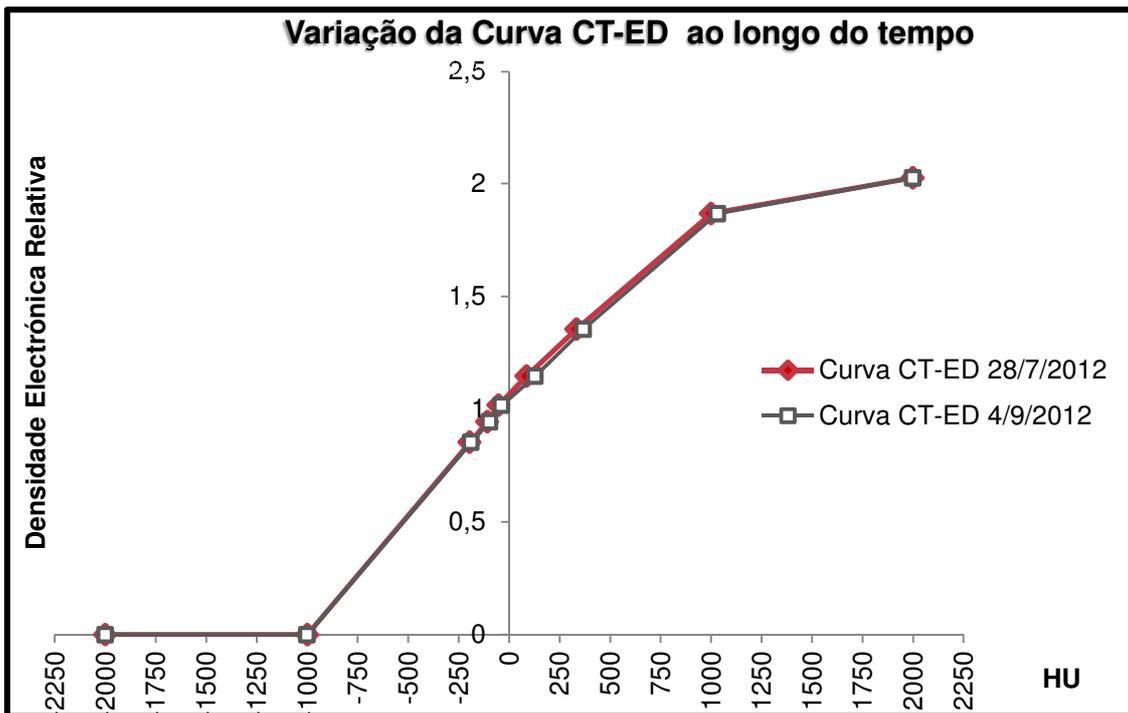


Figura 5.8 – Variação da curva CT-ED ao longo do tempo, com base nos CBCT adquiridos no dia 28 de Julho e no dia 4 de Setembro de 2012

5.2 Cálculo de dose em fantasmas com base no CBCT

O TPS instalado na CONC é o Eclipse versão 8.6.17 da *Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA*. Este sistema permite a realização de delimitações de volumes e a realização de planimetrias de diferentes tipos, como a 3D Conformacional e IMRT.

5.2.1 Procedimentos

De forma a comparar o cálculo de dose no fantoma CIRS utilizando as imagens da TC de planeamento e as imagens do CBCT realizou-se uma TC de Planeamento e um CBCT ao fantoma CIRS (Figura 5.9).

Realizou-se uma TC de Planeamento ao fantoma CIRS com uma tensão de 130 kV, corrente de 105 mA, 3 mm espessura e 3 mm de espaçamento entre cortes.

Realizou-se um CBCT ao CIRS com tensão de 125 kV, corrente de 80 mA e o pulso de 13 ms (Figura 5.10).



Figura 5.9 – Acelerador Linear *Trilogy* e fantoma CIRS



Figura 5.10 – Fantoma CIRS posicionado para aquisição de um CBCT com Filtro *Half-Fan Bow-Tie*

1. As imagens do CBCT do CIRS foram exportadas para o TPS Eclipse.
2. Foi realizada uma fusão de imagem entre a TC de planeamento e o CBCT do fantoma CIRS.
3. Para o CBCT foi criado um campo direto de fótons com energia de 6 MeV, com um tamanho de campo de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ ($X1=3 \text{ cm}$, $X2=3 \text{ cm}$, $Y1=3 \text{ cm}$, $Y2=3 \text{ cm}$), com a *gantry* e Colimador a 0° , com o isocentro localizado no centro do

primeiro *insert*, sendo a distância foco-superfície (DFS) de 92.5 cm e uma taxa de dose de 300 UM/min. A normalização foi feita para o isocentro e a dose prescrita foi de 1 Gy numa única fração.

4. O cálculo de dose foi realizado como o algoritmo *Pencil Beam* e utilizando a curva CT-ED correspondente ao CBCT. O número de UM resultante foi 124.
5. Com a análise do HDV podemos verificar que o máximo de dose foi de 138.5%.
6. Para a TC de Planeamento foi criado um campo com as mesmas condições do campo criado para o CBCT - campo direto de fótons com energia de 6 MeV, com um tamanho de campo de 6x6 cm².
7. O cálculo de dose foi realizado como o algoritmo *Pencil Beam* e com a curva CT-ED habitualmente utilizada na prática clínica para a TC e o número de UM resultante do cálculo de dose foi de 124.
8. Com a análise do HDV podemos verificar que o máximo de dose foi de 137.5%.
9. Foi traçado um PDD ao longo do eixo central no CBCT e na TC de Planeamento, de forma a avaliar a profundidade à qual corresponde o máximo de dose (Figura 5.11 e Figura 5.12).
10. Foram também traçados perfis de dose no eixo dos X à profundidade do isocentro no CBCT e na TC de planeamento (Figura 5.13 e Figura 5.14).

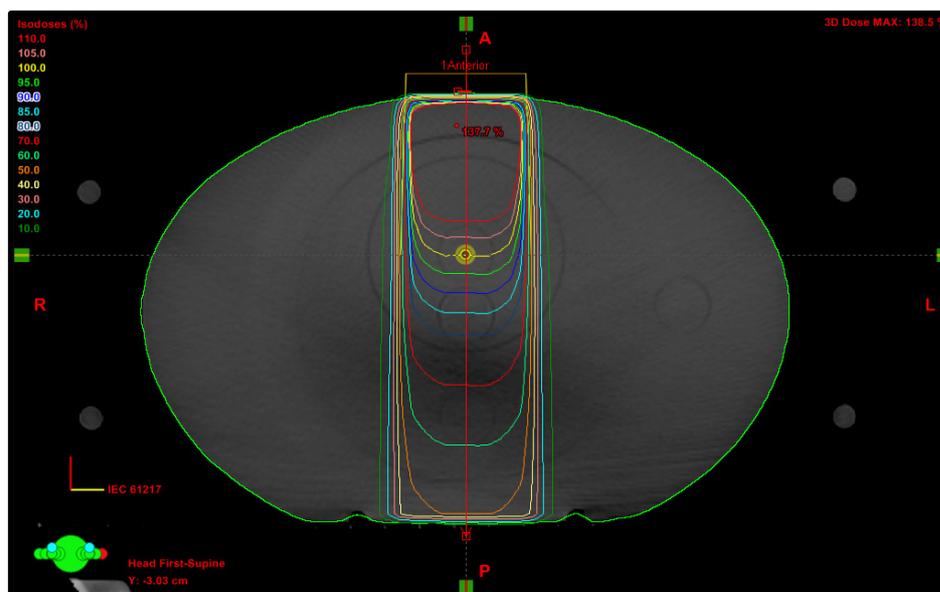


Figura 5.11 – Distribuição de dose num corte axial situado no isocentro, do fantoma CIRS com aquisição com o CBCT

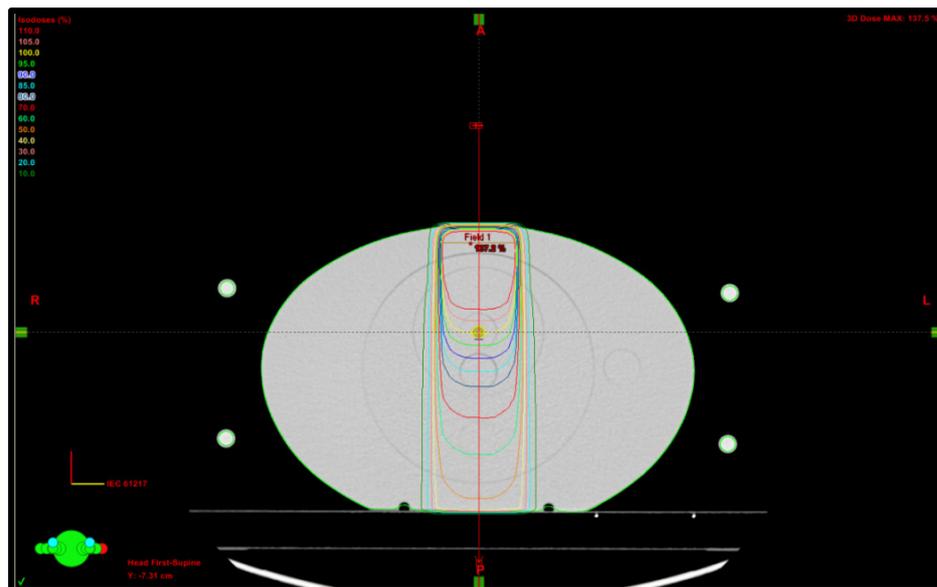


Figura 5.12 - Distribuição de dose num corte axial situado no isocentro, do fantoma CIRS com aquisição com a TC de planeamento

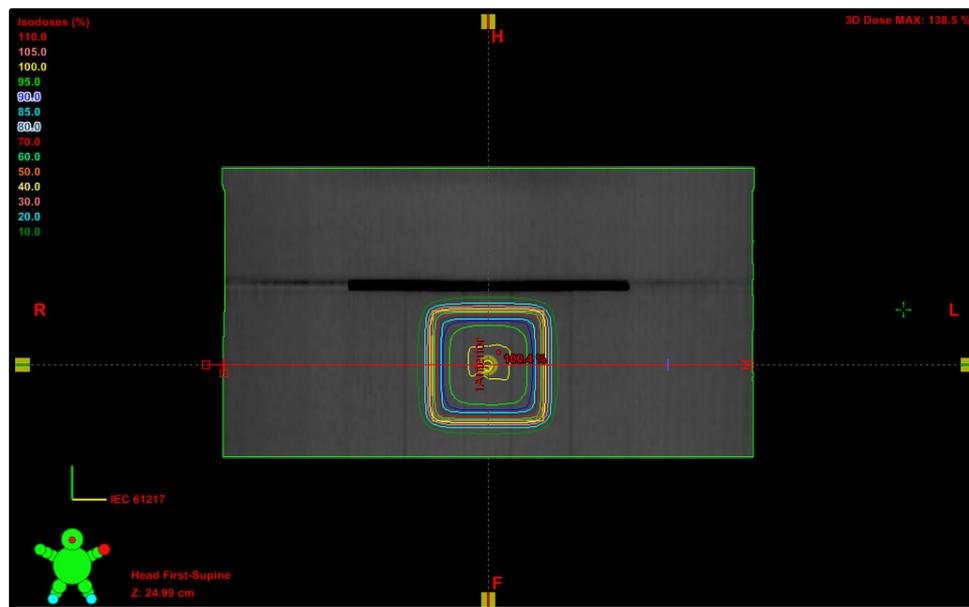


Figura 5.13 - Distribuição de dose num corte coronal situado no isocentro, do fantoma CIRS com aquisição com o CBCT

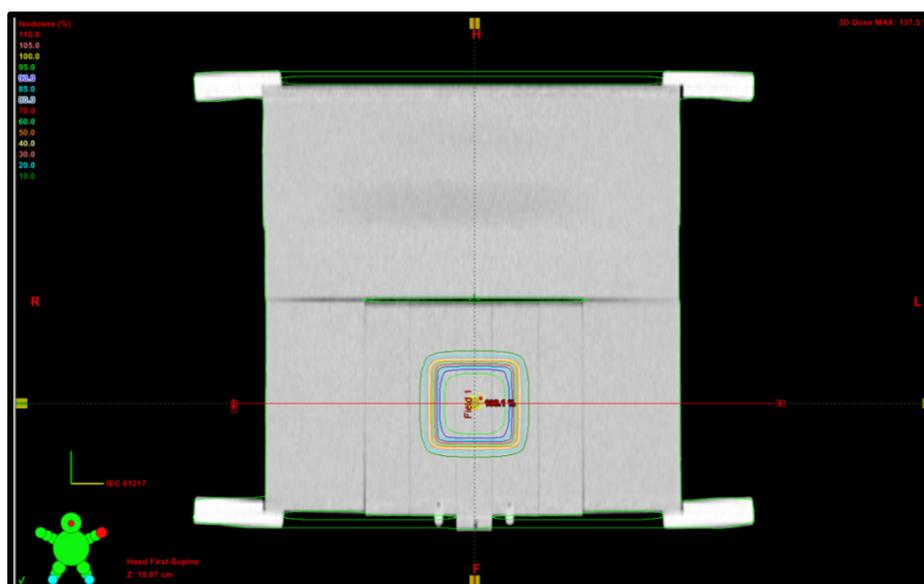


Figura 5.14 - Distribuição de dose num corte coronal situado no isocentro, do fantoma CIRS com aquisição com a TC de planeamento

Depois de traçar o PDD ao longo do eixo central e o perfil de dose no eixo X, à profundidade do isocentro, para as distribuições de dose no CBCT e TC de planeamento, o Eclipse permite a obtenção de doses nos pontos ao longo dos perfis. Através da análise desses dados é possível obter o gráfico da comparação do PDD do CBCT e da TC de Planeamento, como mostra a figura 5.15, e o gráfico do perfil de dose em X para o CBCT e TC de planeamento, na figura 5.16.

O PDD normalizado pode definir-se como a razão percentual entre a dose a determinada profundidade, dentro do meio, e a dose máxima⁷.

Para além da caracterização da deposição da dose ao longo do eixo central, é importante verificar como se distribui a dose em função da distância ao eixo central do feixe, medida perpendicularmente ao eixo, a uma dada profundidade, neste caso, à profundidade do isocentro. A consistência de um perfil é uma importante característica para a precisão e reprodutibilidade da dose depositada em Radioterapia, podendo avaliar a uniformidade de um feixe através das suas características. Os parâmetros utilizados na avaliação da consistência de um perfil são a simetria, a homogeneidade e a penumbra.

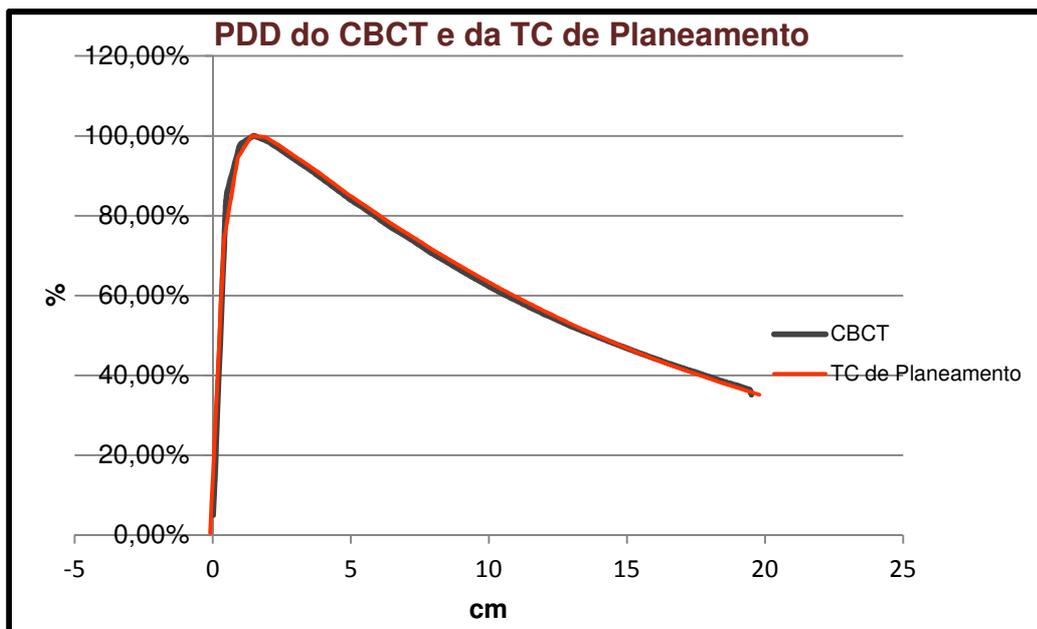


Figura 5.15 – Comparação dos PDDs do CBCT e da TC de planejamento adquiridos no isocentro do fantoma CIRS

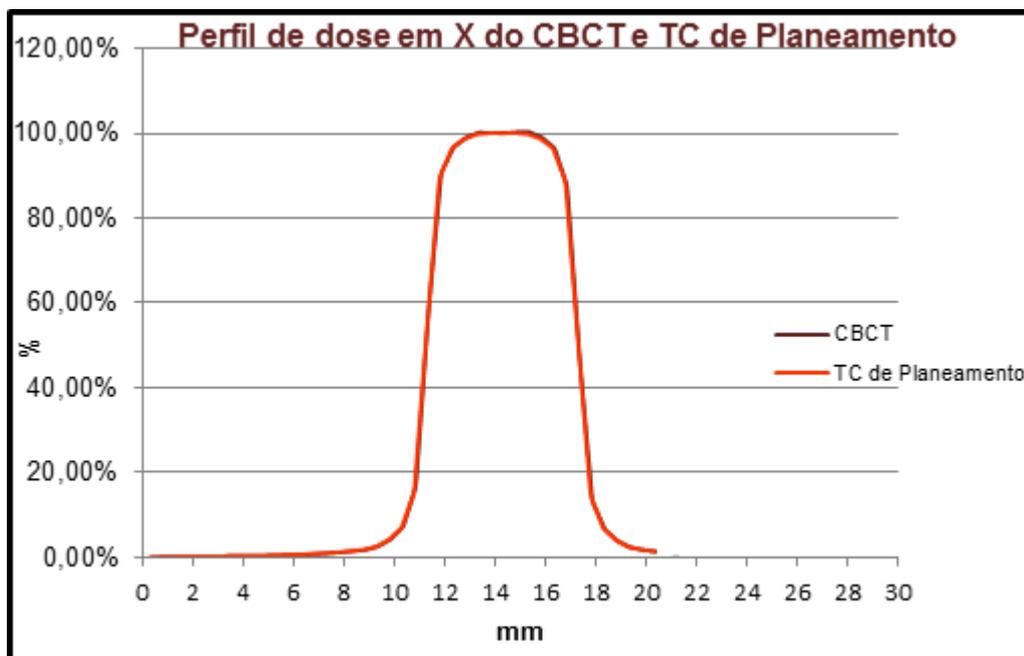


Figura 5.16 – Perfil em dose em X do CBCT e TC de planejamento

5.3 Análise Gama

A Análise Gama permite efetuar simultaneamente a comparação entre o desvio de dose (*Dose diff*) onde se utiliza limites de dose (normalmente 3%) e um desvio posicional de valores de dose em mm (*DTA – distance to agreement*).

Esta ferramenta foi denominada de “*γ evaluation method*” e permite análises de distribuições de dose a 2D e 3D, fornecendo um índice γ que quantifica a coincidência entre duas distribuições.

A análise gama tem os seguintes elementos como *inputs* da comparação³⁴:

r_m – posição do ponto de referência

r_c – posição do ponto de comparação relativa ao ponto de referência

Δd_M – limite de aprovação para a distância

ΔD_M – limite de aprovação para a dose

$D_c(r_c)$ – dose calculada em r_c

$D_m(r_m)$ – dose calculada em r_m

Quando se avalia a aceitação da distribuição de dose D_c em relação à referência D_m , para cada ponto de referência r_m , o valor da dose/distância $\Gamma(r_m, r_c)$ é determinado, relativamente a cada cálculo no ponto r_c , através da seguinte equação:

$$\Gamma = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d^2_M} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D^2_M}}$$

Eq. 11

onde,

$$\Gamma(r_m, r_c) = |r_m - r_c|$$

Eq. 12

e,

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$$

Eq. 13

é a diferença de dose entre a distribuição de dose calculada e a de referência.

Os parâmetros de aprovação deste estudo foram 3% de diferença de dose entre o ponto de referência e os pontos de comparação e 3 mm de distância. A escolha destes valores baseou-se nos valores selecionados por Low D. *et al*⁵⁵ e por Harms W. *et al*⁶⁶. Para cada ponto de referência r_m pode ser definido um índice γ em cada ponto de avaliação no plano r_c-r_m de modo que,

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_c, r_m)\}, \forall \{r_c\}$$

Eq. 14

O critério de aprovação da análise gama tem que respeitar os seguintes resultados:

Se $\gamma(r_m) \leq 1$, o cálculo é aprovado, caso $\gamma(r_m) > 1$, o cálculo não é aprovado³⁴.

5.3.1 Análise Gama do cálculo de dose no fantoma CIRS

O *software* utilizado para realizar a análise gama foi o *OmniPro@ IMRT*.

As figuras 5.17 e 5.18 representam os planos de dose axiais do CBCT e da TC de planeamento no corte 0,1 cm.

Os resultados da análise gama para o cálculo no fantoma CIRS com um campo direto de 6 x 6 cm² com fótons de energia de 6 MeV no CBCT e na TC de planeamento, no plano axial são apresentados nas figuras 5.19 e 5.20 para critérios de 3%, 3 mm e 5%, 5 mm respetivamente.

A Figura 5.21 representa o histograma para o critério de 3%, 3 mm, cujo resultado da análise gama traduz-se em 93,84% dos pontos respeitando $\gamma(r_m) \leq 1$. Uma vez que a percentagem de pontos respeitando o critério de 95% dos pontos com $\gamma(r_m) \leq 1$ não é satisfatória, decidiu-se realizar a análise gama para um critério de 5%, 5 mm, na qual a percentagem de pontos que respeitam $\gamma(r_m) \leq 1$ é de 94,96%, ou seja, aproximadamente 95%, como indica o histograma da Figura 5.22.

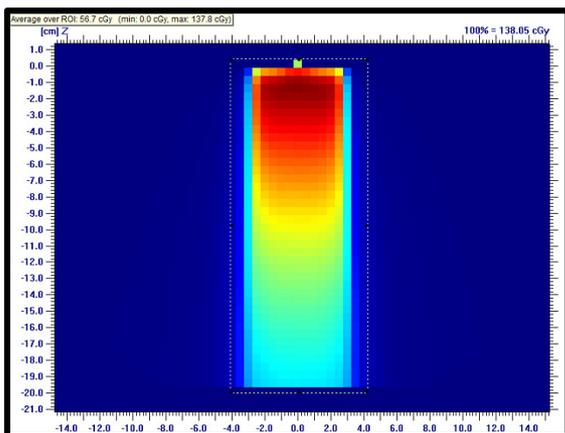


Figura 5.17 - Plano de dose axial no corte 0,1 cm do CBCT

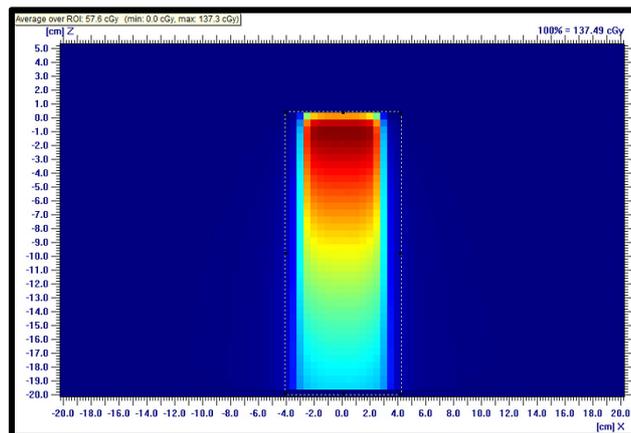


Figura 5.18 - Plano de dose axial no corte 0,1 cm da TC de planeamento

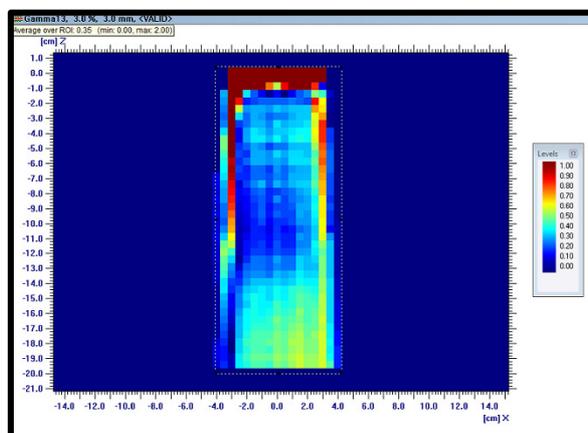


Figura 5.19 – Análise Gama no plano axial 0,1 cm, com critério de 3%, 3 mm

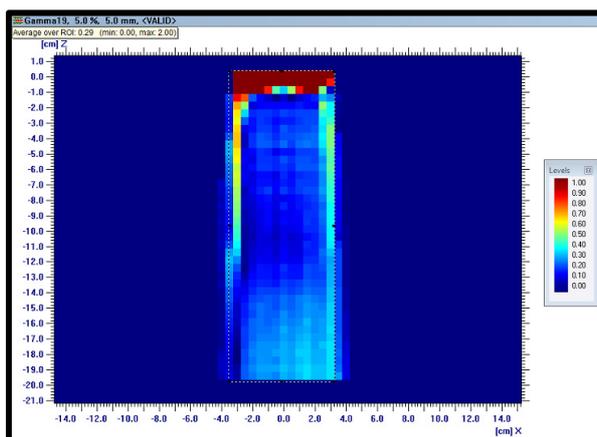


Figura 5.20 – Análise Gama no plano axial 0,1 cm, com critério de 5%, 5 mm

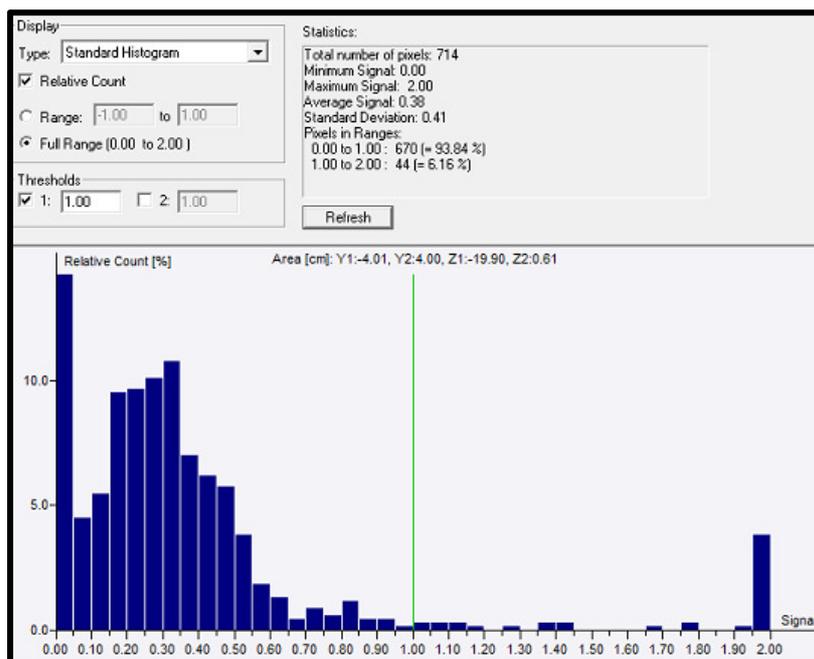


Figura 5.21 – Histograma da análise gama no plano axial 0,1 cm, com critério de 3%, 3mm

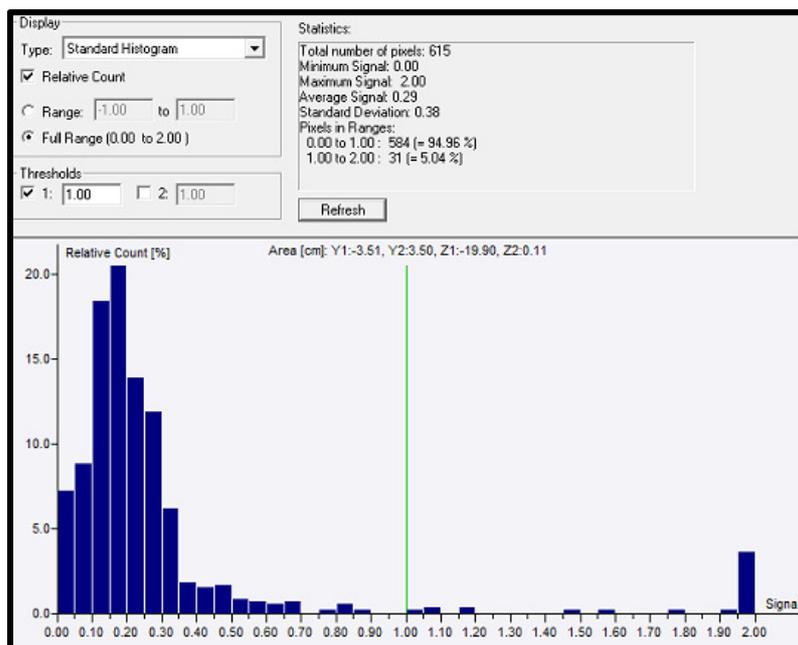


Figura 5.22 – Histograma da análise gama no plano axial 0,1 cm, com critério de 5%, 5mm

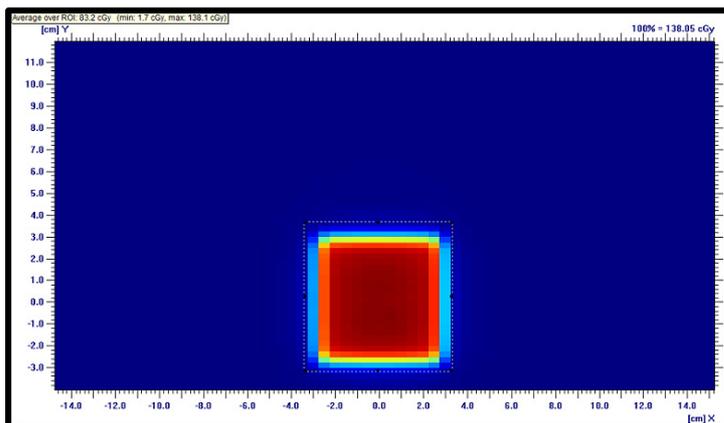


Figura 5.23 - Plano de dose coronal no corte -1.39 cm do CBCT

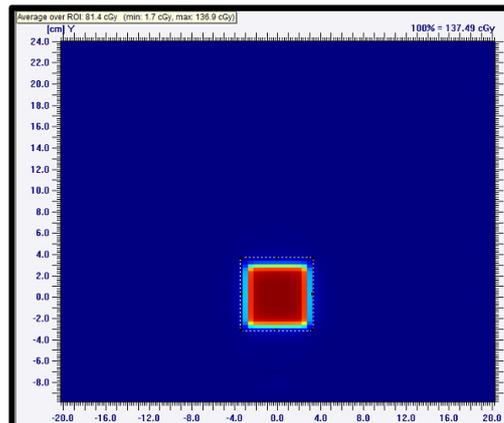


Figura 5.24 - Plano de dose coronal no corte -1.39 cm da TC de planeamento

As Figuras 5.23 e 5.24 representam os planos de dose coronais do CBCT e da TC de planeamento no corte -1,39 cm. É possível também visualizar o ROI definido para o cálculo da análise gama. Este ROI engloba todo o tamanho de campo.

A análise gama com o critério de 3%, 3 mm é representada na Figura 5.25, enquanto a Figura 5.26 representa a análise gama com o critério de 5%, 5 mm.

Através do histograma obtido para um critério de 3%, 3 mm verifica-se que a percentagem de pontos que respeitam o critério $\gamma(r_m) \leq 1$ é relativamente baixa (71,67%), como indica a Figura 5.27. Desta forma realizou-se a análise gama com um critério mais abrangente (5%, 5 mm), com o qual a percentagem de pontos em que $\gamma(r_m) \leq 1$ foi de 84,76% (Figura 5.28).

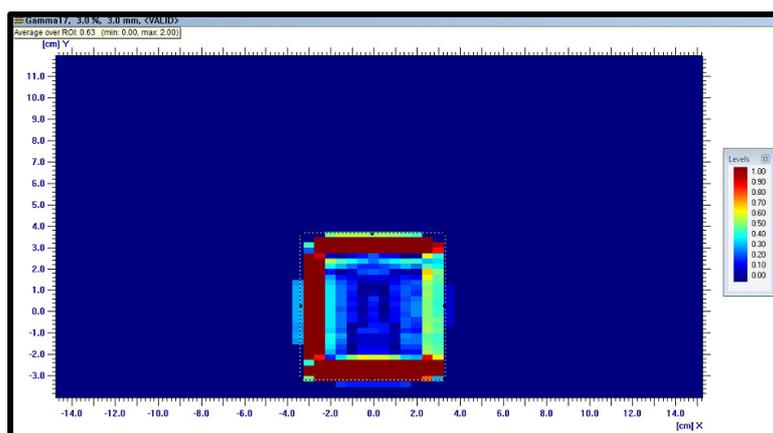


Figura 5.25 - Análise Gama no plano coronal -1,39 cm, com critério de 3%, 3 mm

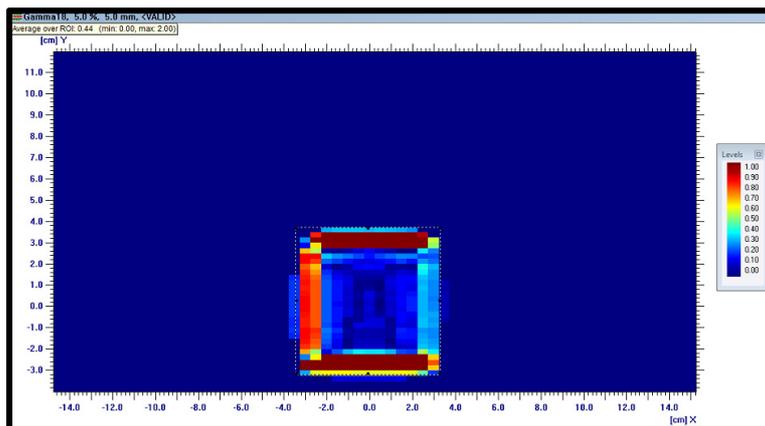


Figura 5.26 - Análise Gama no plano coronal -1,39 cm, com critério de 5%, 5 mm

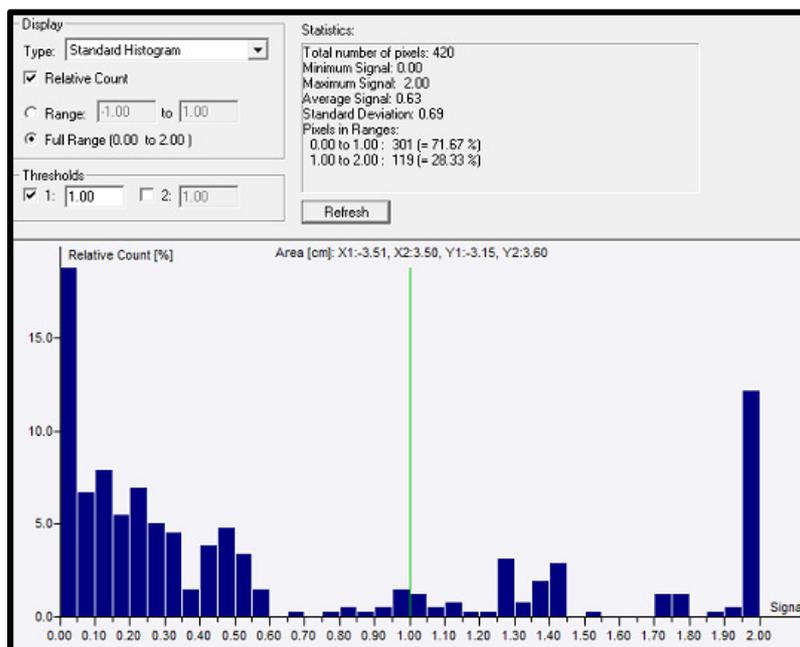


Figura 5.27 - Histograma da análise gama no plano coronal -1,39 cm, com critério de 3%, 3 mm

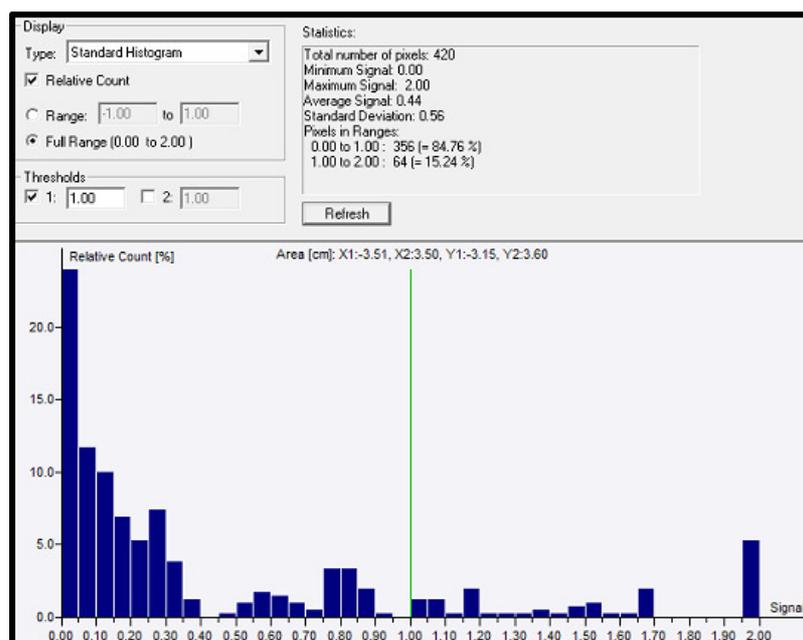


Figura 5.28 - Histograma da análise gama no plano coronal -1,39 cm, com critério de 5%, 5 mm

5.4 Cálculo de dose em Doentes de Ginecologia com a Técnica de IMRT

5.4.1 IMRT em ginecologia

A Radioterapia é frequentemente utilizada no tratamento do cancro do endométrio e do colo do útero. A Radioterapia pélvica total reduz a taxa de recidivas pélvicas em doentes que foram submetidas a histerectomia em tumores do endométrio³⁷.

Contudo, com a irradiação pélvica com 3D CRT há uma grande porção de intestino que recebe doses altas de radiação. Isto aumenta o risco de complicações agudas e tardias no intestino, limitando a dose que pode ser administrada aos tecidos paravaginais e ganglionares, o que aumenta o risco de recorrências.

Outra das consequências é o volume de reto e de medula óssea irradiada. Dado que as reservas de medula óssea estão localizadas nos ossos pélvicos e na coluna lombar, a toxicidade hematológica é comum nas doentes com tumores ginecológicos tratadas com Radioterapia pélvica e quimioterapia concomitante³⁷.

A Radioterapia pélvica total com 3D CRT é administrada tipicamente com quatro campos (*Box Technique*).

A utilização de IMRT tem aumentado nas doentes com tumores ginecológicos, pois permite poupar as estruturas adjacentes, particularmente, o intestino delgado, bexiga e reto, o que reduz significativamente a toxicidade aguda e tardia dos órgãos de risco³⁸. A IMRT também possibilita administrar diferentes doses nos volumes alvo, o que pode levar ao escalonamento de dose.

5.4.2 Seleção de doentes e Procedimentos

Avaliaram-se as imagens dos CBCT de verificação de posicionamento de todas as doentes de patologia ginecológica que realizaram tratamento de Radioterapia com IMRT.

Selecionou-se uma doente que apresenta os critérios definidos para a realização deste estudo, ou seja, CBCT de verificação ao longo do tratamento, volumes de tratamento e órgãos de risco localizados na zona da aquisição do CBCT e campos de tratamento com dimensões adequadas ao tamanho do CBCT realizado.

A doente selecionada tinha um tumor do colo do útero. Realizou Radioterapia Externa com IMRT sequencial, com a técnica de *Sliding Window*.

O plano de tratamento foi constituído por três fases:

Primeira Fase: irradiação de gânglios e tumor num total de 45 Gy.

Segunda Fase: *Boost* pélvico, num total de 5,4 Gy

Terceira Fase: *Boost* tumoral, num total de 16 Gy

Neste estudo, realizou-se a análise apenas à terceira fase do tratamento, uma vez que o tamanho do PTV é o menor das três fases, desta forma os campos de tratamento também serão menores. Isto deve-se à limitação das dimensões do CBCT que atualmente é apenas utilizado para verificação do posicionamento.

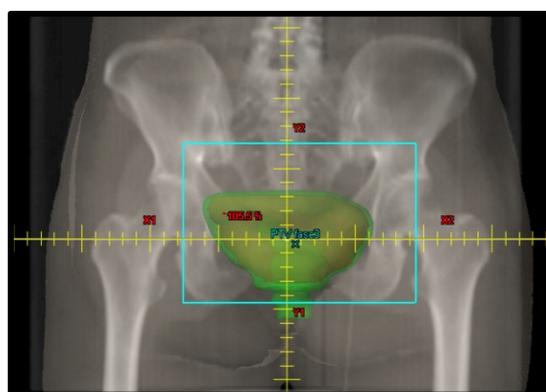


Figura 5.29 – *Beam's Eye View* do campo anterior de localização com o PTV coberto pela isodose de 95%

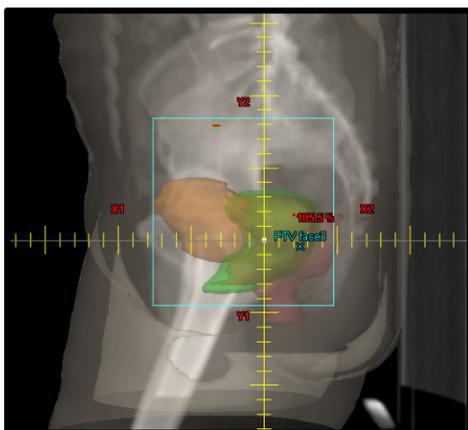


Figura 5.30 - *Beam's Eye View* do campo lateral de localização com o PTV coberto pela isodose de 95% e com os órgãos de risco (bexiga e reto)

A figura 5.29 representa o BEV de um campo anterior de localização, enquanto a Figura 5.30 representa o BEV de um campo lateral de localização, da TC de planeamento.

Na figura 5.30 é possível visualizar o PTV envolvido pela isodose do 95% e os órgãos de risco (bexiga e reto).

Introduziu-se o CBCT no Sistema de Planeamento e definiu-se a curva CT-ED calibrada anteriormente para o CBCT e definiu-se o equipamento de aquisição de imagem.

Realizou-se uma fusão de imagem da TC de planeamento com o CBCT, com base nas estruturas ósseas (Figura 5.31).

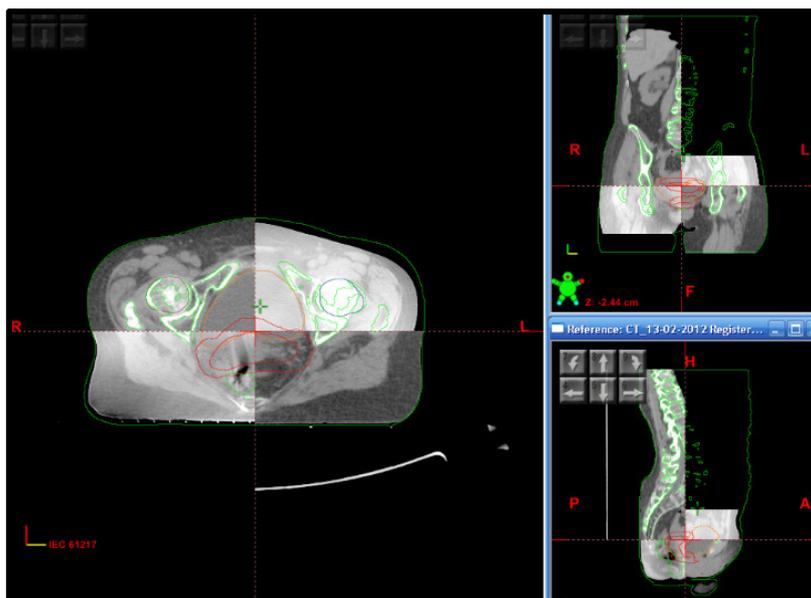


Figura 5.31 – Fusão de imagem da TC de planeamento da doente com tumor do colo do útero

Foi realizada cópia das estruturas CTV, PTV, cabeça do fémur direita, cabeça do fémur esquerda, bexiga e reto e dos campos de tratamento da TC de planeamento para um dos CBCT realizados para verificação do tratamento (Figura 5.32).

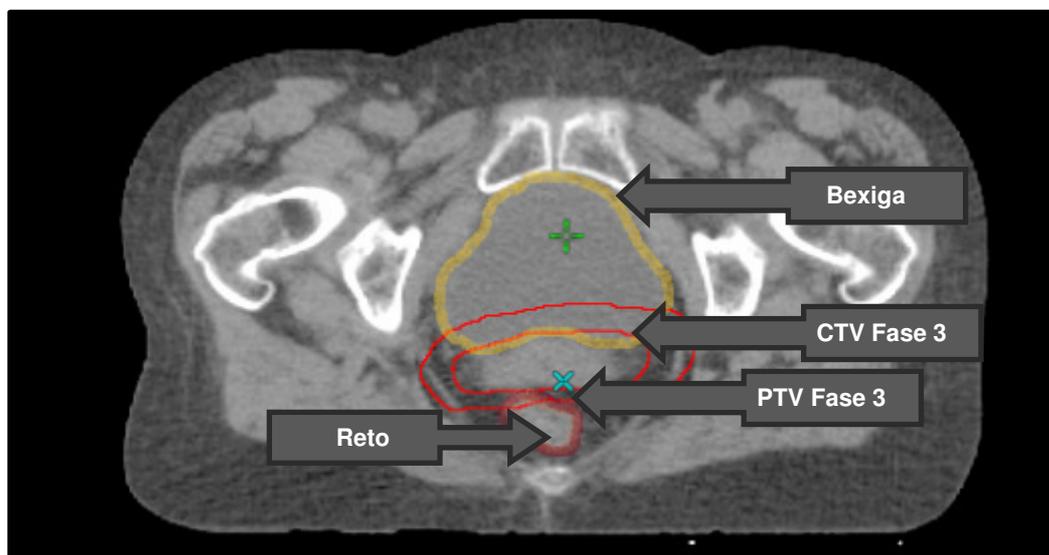


Figura 5.32 – Volumes alvo de tratamento e órgãos de risco da doente

O isocentro no CBCT foi colocado com base nas referências ósseas.

Os campos utilizados foram os especificados na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 – Características dos campos de tratamento da doente

| | Energia (MeV) | X1 (cm) | X2 (cm) | Y1 (cm) | Y2 (cm) | Gantry | Colimador | Mesa | UM |
|---------------------------|---------------|---------|---------|---------|---------|--------|-----------|------|-----|
| Posterior | 6 | 4 | 7,9 | 4,5 | 4,3 | 175 | 0 | 0 | 78 |
| Posterior2 | 6 | 8 | -0,2 | 4,5 | 4,3 | 175 | 0 | 0 | 65 |
| Lateral Esquerdo | 6 | 6,3 | 5,5 | 4,5 | 4,3 | 88 | 0 | 0 | 97 |
| Oblíquo Anterior Esquerdo | 6 | 5,8 | 7,6 | 4,5 | 4,3 | 48 | 0 | 0 | 104 |
| Oblíquo Anterior Direito | 6 | 7,6 | 6,3 | 4,5 | 4,3 | 305 | 0 | 0 | 126 |
| Lateral Direiro | 6 | 5,7 | 6,3 | 4,5 | 4,3 | 265 | 0 | 0 | 92 |

O MLC dinâmico foi copiado dos campos da TC de planeamento para os campos no CBCT. Como o MLC é dinâmico, este já contém na sua configuração o cálculo das fluências.

O algoritmo utilizado para o cálculo de dose foi o *Pencil Beam* e o tamanho da *Grid* do cálculo foi de 2,5 mm.

Neste estudo, para os campos copiados para o CBCT, mantiveram-se as UM dos campos utilizados no tratamento da doente e avaliaram-se as distribuições na TC de Planeamento (Figura 5.33) e no CBCT (Figura 5.34).

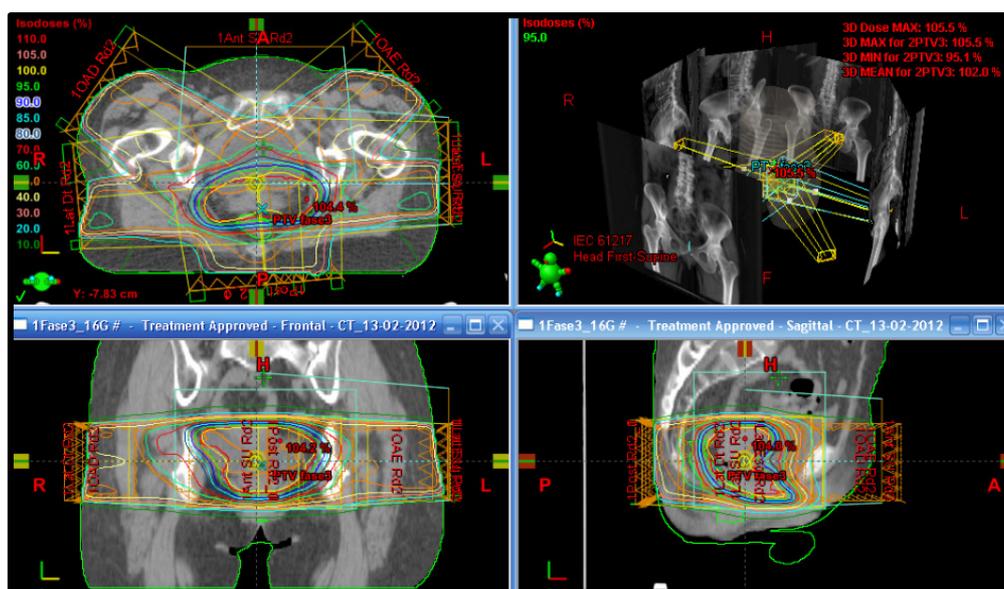


Figura 5.33 – Distribuição de dose na TC de planeamento

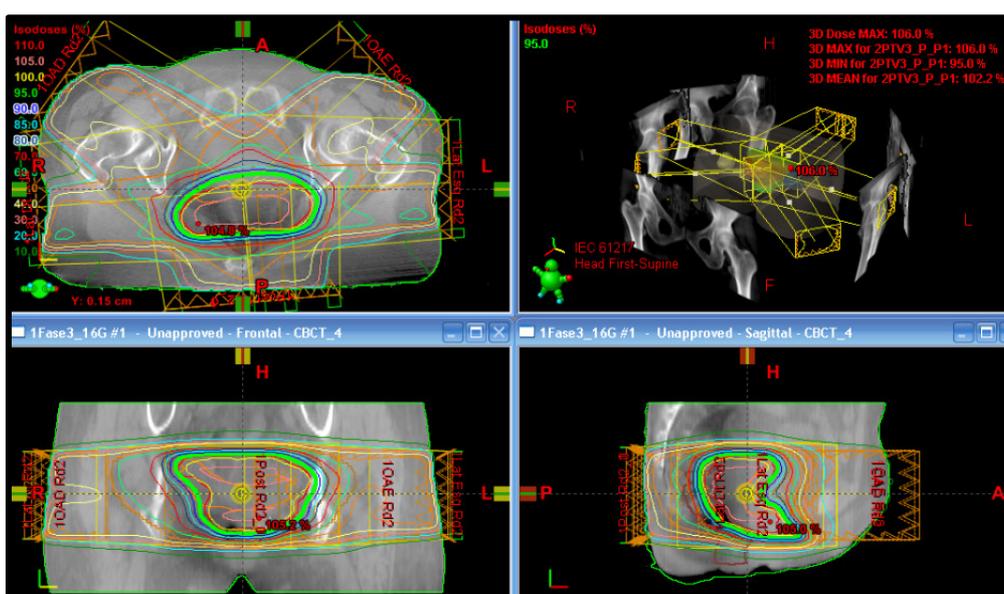


Figura 5.34 – Distribuição de dose no CBCT

Verificou-se que a distribuição das isodoses e os valores de dose no PTV e nos órgãos de risco são bastante semelhantes.

Tabela 5.3 – Resultados relativos da dose no PTV com os dois modos de imagem

| Modo de Aquisição Dose no PTV | TC | CBCT |
|----------------------------------|---------------|--------|
| | Máximo | 105,5% |
| Mínimo | 95,1% | 95% |
| Média | 102% | 102,2% |

Os resultados dos HDV são apresentados nas figuras seguintes (Figura 5.35 e Figura 5.36).

Os valores máximos, mínimos e médios para o PTV Fase 3 (Tabela 5.3) e para os órgãos de risco são muito semelhantes para a TC de planeamento e CBCT.

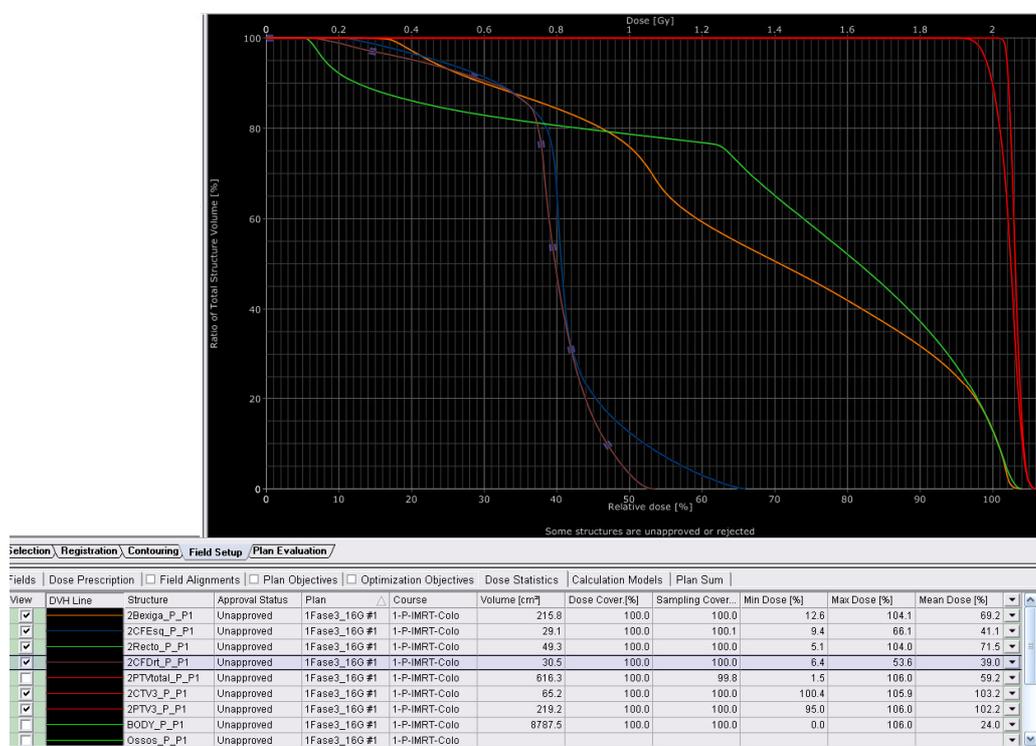


Figura 5.35 – HDV do cálculo de dose efetuado no CBCT da doente

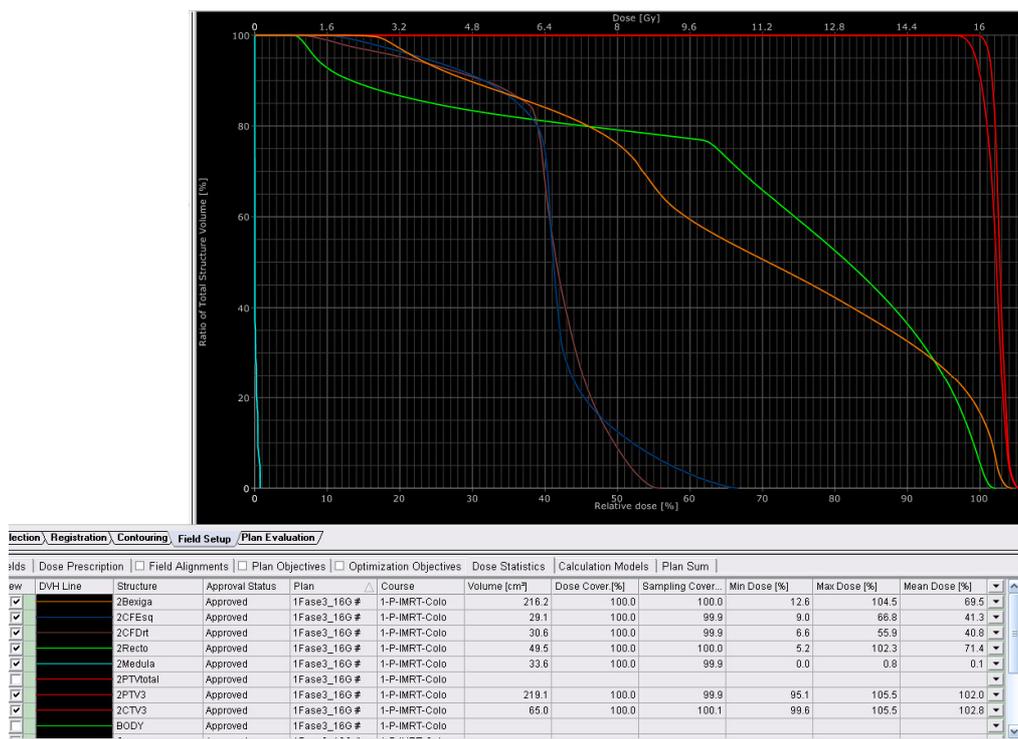


Figura 5.36 – HDV do cálculo de dose efetuado na TC de planeamento da doente

Analisando o HDV do cálculo de dose no CBCT, verificou-se que na bexiga o valor máximo relativo de dose é 104,1%, o valor mínimo relativo de dose é de 12,6% e o valor médio relativo é de 69,2%. Para o reto, o valor máximo relativo é de 104% da dose, o mínimo é de 5,1% da dose e o valor médio relativo de dose é de 71,5%. Na cabeça do fémur direita, o máximo de dose relativa foi de 53,6%, o mínimo relativo foi de 6,4% e o valor médio foi de 39%. Já na cabeça do fémur esquerda, o máximo de dose relativa resultante foi de 66,1%, o mínimo relativo foi de 9,4% e o valor médio relativo foi de 41,1%.

Através da análise do HDV do cálculo de dose na TC de planeamento verificou-se que os valores de dose relativa são semelhantes aos do cálculo no CBCT. O valor máximo de dose relativa na bexiga é de 104,5%, o valor mínimo relativo é de 12,6% e o valor médio é de 69,5%. No reto, o valor máximo relativo de dose é mais baixo relativamente ao do cálculo no CBCT, ou seja é de 102,3 %, o valor mínimo já não apresenta diferenças, sendo de 5,2% e o valor médio é de 71,4%.

Já na cabeça do fémur direita o valor máximo relativo de dose é superior ao do cálculo no CBCT, sendo este valor de 55,9% da dose, o valor mínimo é de 6,6% e o valor médio é de 40,8%. Na cabeça do fémur esquerda os valores são semelhantes, sendo

o valor máximo relativo de dose de 66,8%, o valor mínimo de 9,0% e o valor médio de 41,3%.

Neste estudo, realizou-se a comparação das distribuições de dose tridimensionais na TC de planeamento e no CBCT de uma doente com tumor ginecológico e com a técnica de IMRT com MLC dinâmico calculadas no Sistema de Planeamento Eclipse (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA) através da análise gama com o software OmniPro® IMRT.

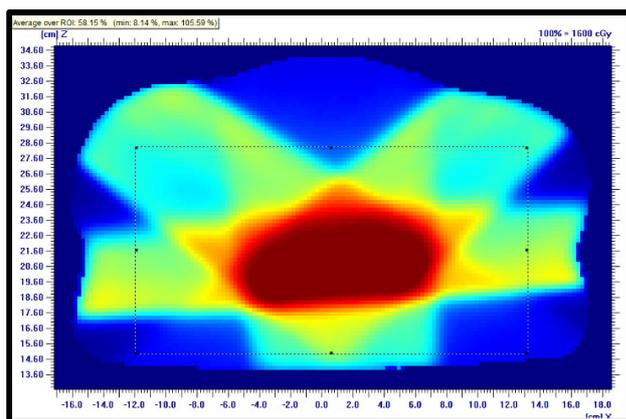


Figura 5.37 - Plano de dose axial no corte 0,75 cm do CBCT

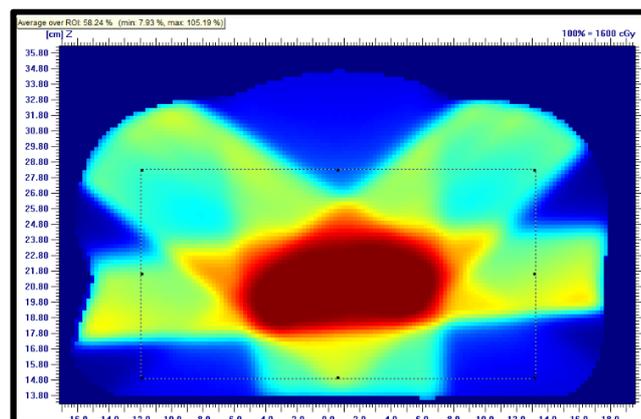


Figura 5.38 - Plano de dose axial no corte 0,75 cm da TC de planeamento

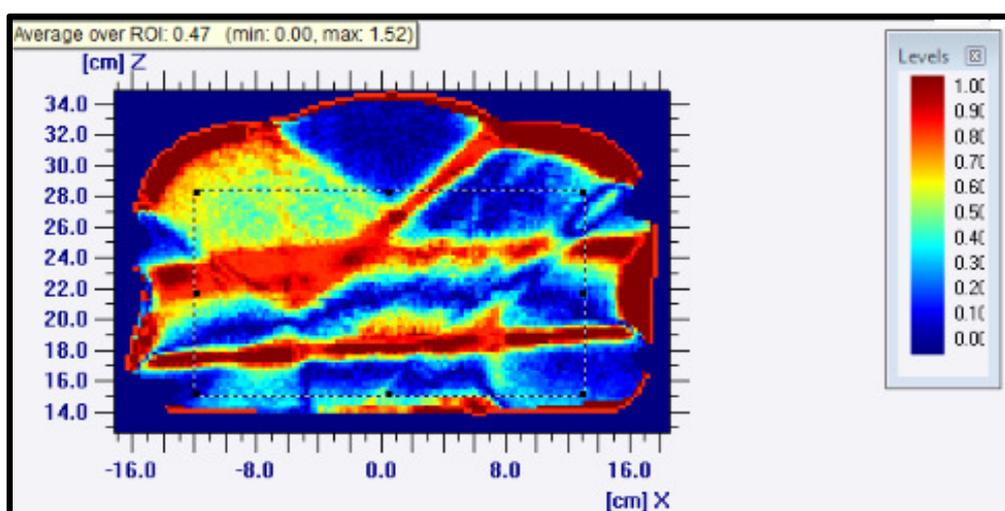


Figura 5.39 - Análise Gama no plano axial 0,75 cm, com critério de 3%, 3 mm

A Figura 5.37 representa o plano de dose axial do corte 0,75 cm do CBCT, enquanto a Figura 5.38 expõe o mesmo plano de dose, mas na TC de planeamento. Em ambos os planos é possível identificar o ROI definido para a realização da análise gama.

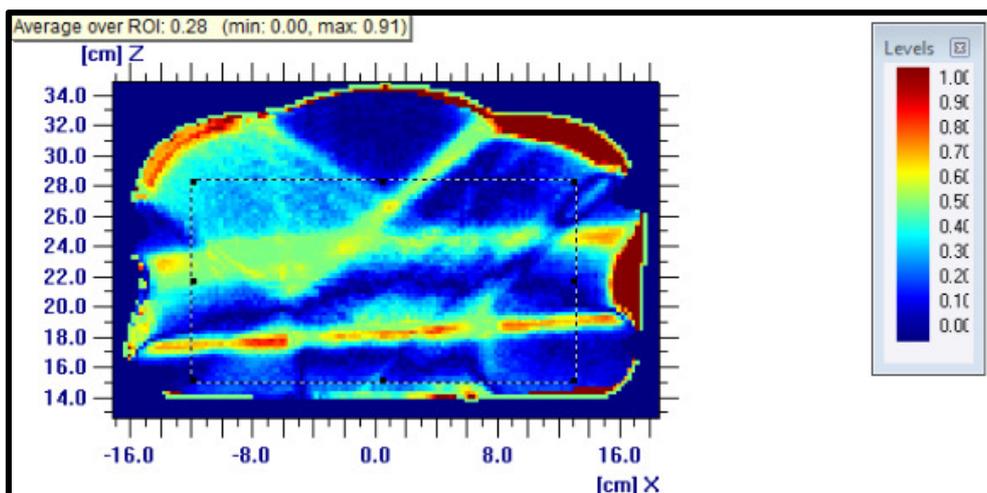


Figura 5.40 - Análise Gama no plano axial 0,75 cm, com critério de 5%, 5 mm

As Figuras 5.39 e 5.40 apresentam os resultados da análise gama para um critério de 3%, 3 mm e 5%, 5 mm, respetivamente.

A Figura 5.41 representa o histograma da análise gama do plano axial 0,75 cm para um critério de análise de 3%, 3 mm. Verificou-se que a percentagem de pontos que respeita o critério $\gamma(r_m) \leq 1$ é de 95,16%. Através da análise gama com um critério de análise de 5%, 5 mm verificou-se que a percentagem de pontos em que $\gamma(r_m) \leq 1$ é de 100% (Figura 5.42).

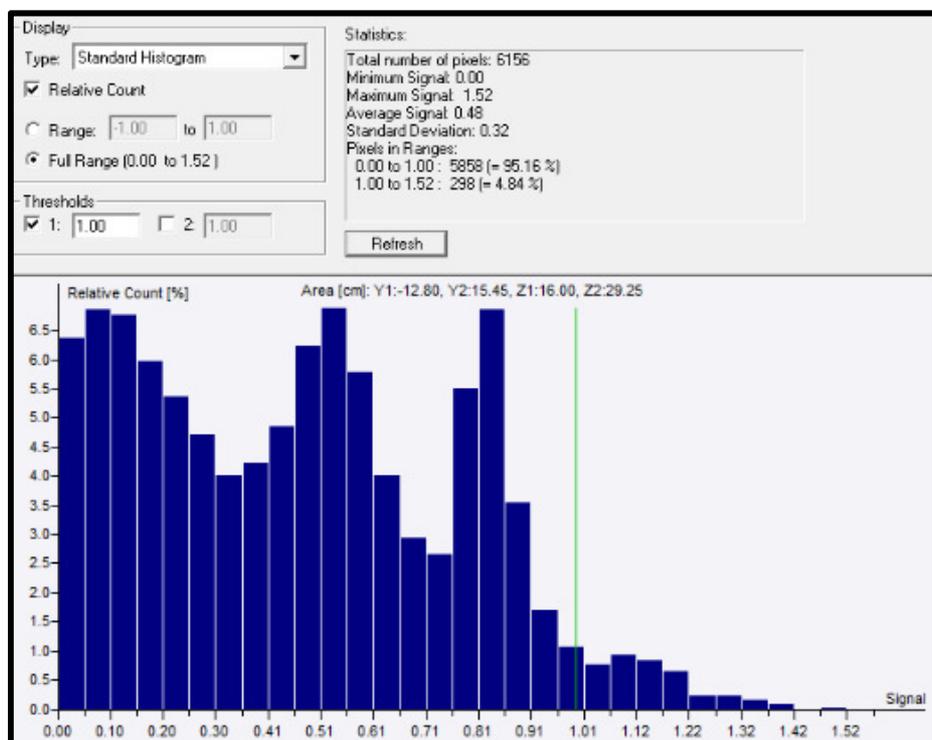


Figura 5.41 - Histograma da análise gama no plano axial 0,75 cm, com critério de 3%, 3mm

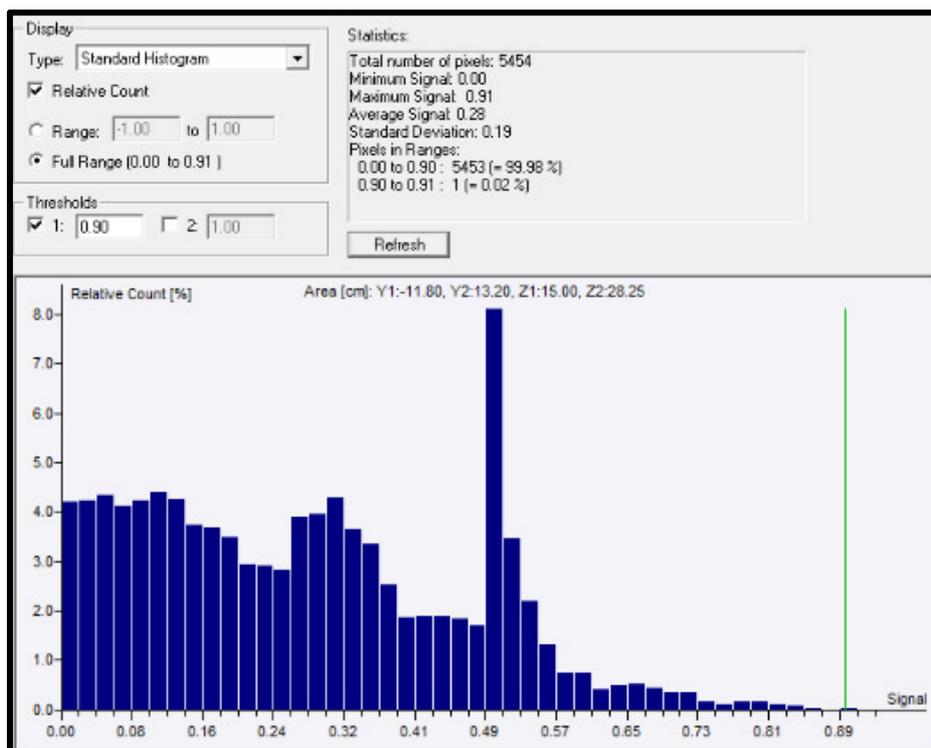


Figura 5.42 - Histograma da análise gama no plano axial 0,75 cm, com critério de 5%, 5mm

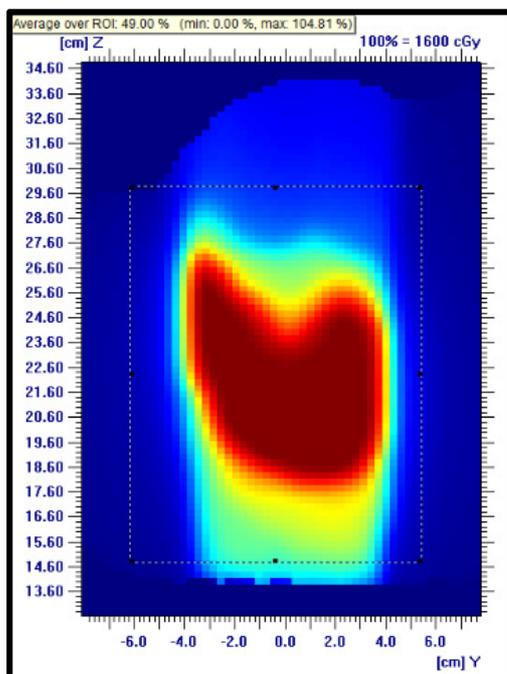


Figura 5.43 - Plano de dose sagital no corte -0,55 cm do CBCT

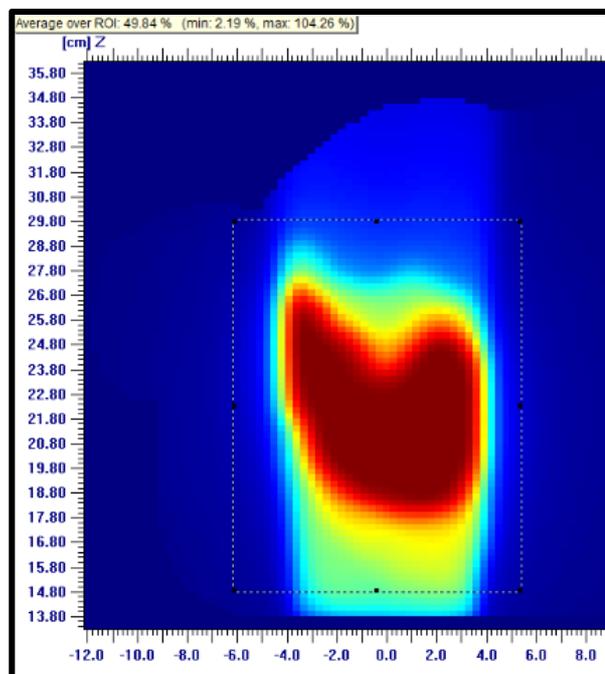


Figura 5.44 - Plano de dose sagital no corte -0,55 cm da TC de planeamento

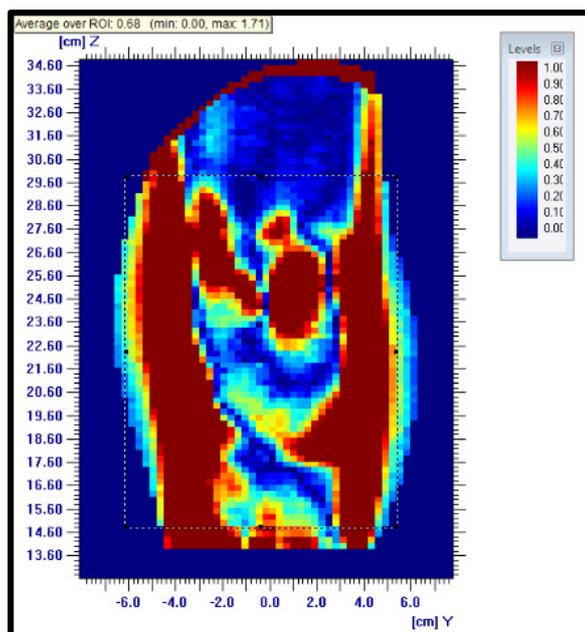


Figura 5.45 - Análise Gama no plano sagital -0,55 cm, com critério de 3%, 3 mm

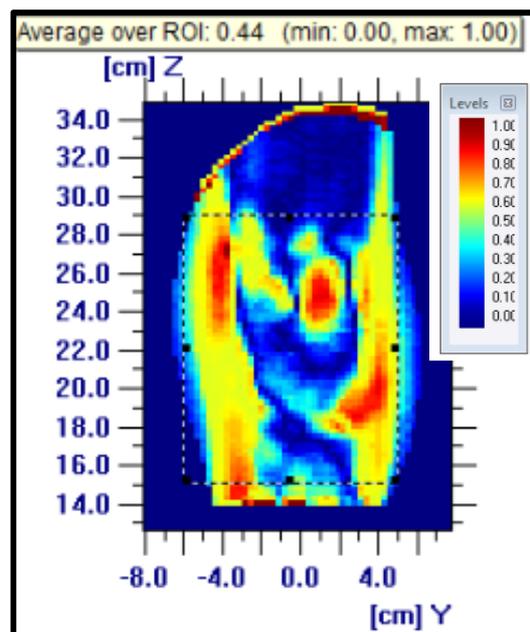


Figura 5.46 - Análise Gama no plano sagital -0,55 cm, com critério de 5%, 5 mm

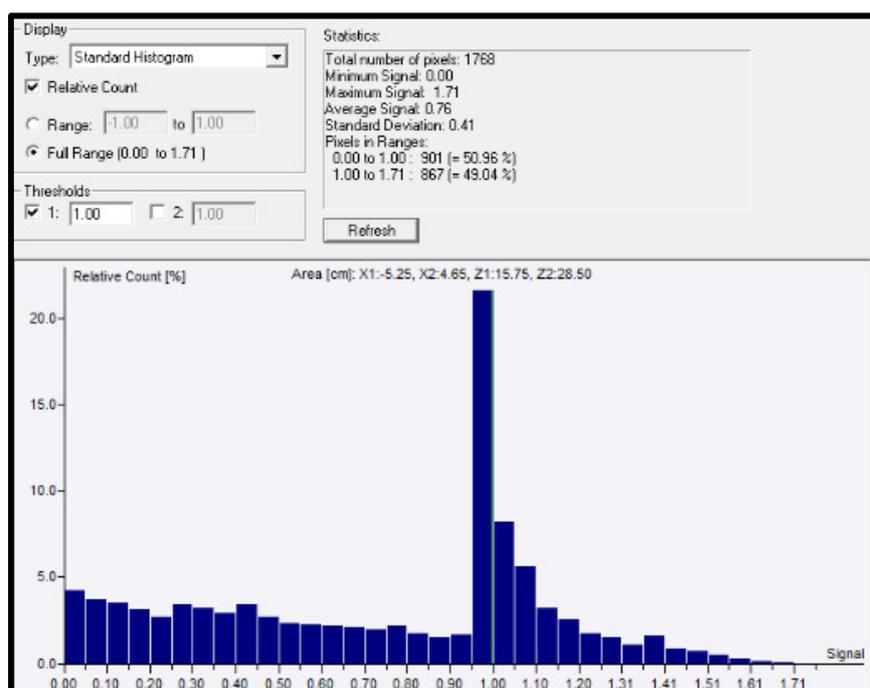


Figura 5.47 - Histograma da análise gama no plano sagital -0,55 cm, com critério de 3%, 3mm

As Figuras 5.43 e 5.44 exibem os planos de dose sagitais no corte -0,55 cm no CBCT e na TC de planeamento com o ROI definido. As Figuras 5.45 e 5.46 apresentam as análises gama resultantes no plano sagital -0,55 cm.

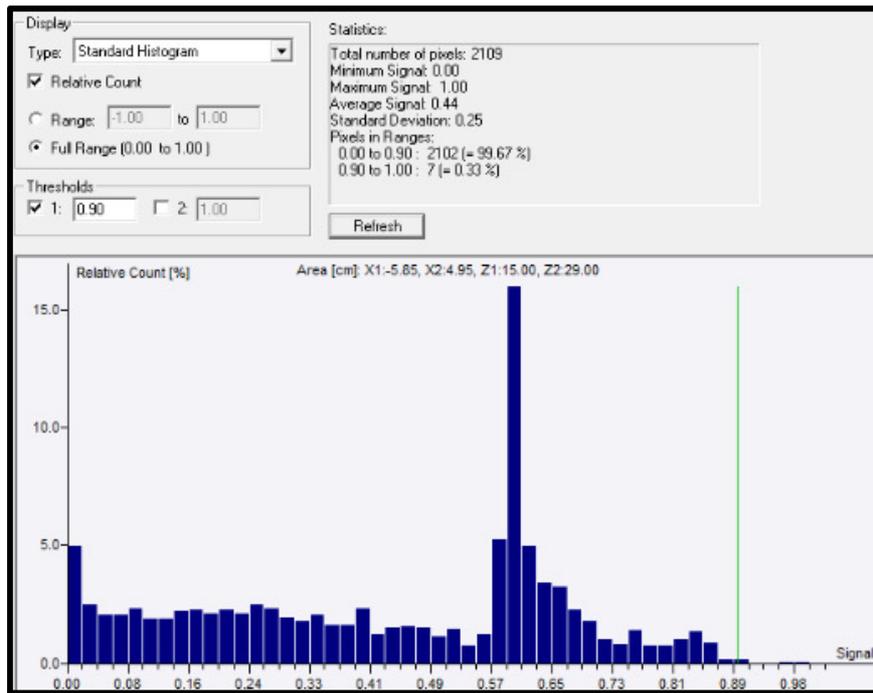


Figura 5.48 - Histograma da análise gama no plano sagital -0,55 cm, com critério de 5%, 5mm

O histograma da análise gama do plano sagital -0,55 cm para um critério de análise de 3%, 3 mm em que $\gamma(r_m) \leq 1$ demonstra que apenas 50,96% dos pontos respeitam esta norma (Figura 5.47). Uma vez que esta percentagem é muito baixa, avaliou-se também com um critério mais alargado, tal como realizado anteriormente nos planos axiais.

A Figura 5.48 apresenta o resultado no histograma para um critério de análise de 5%, 5 mm, no qual 100% dos pontos respeitam $\gamma(r_m) \leq 1$.

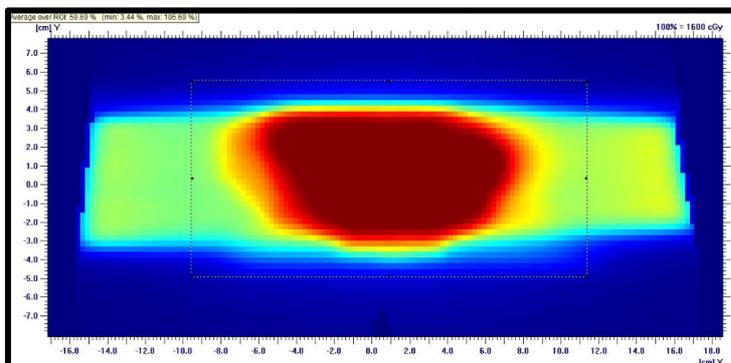


Figura 5.49 - Plano de dose coronal no corte 21 cm do CBCT

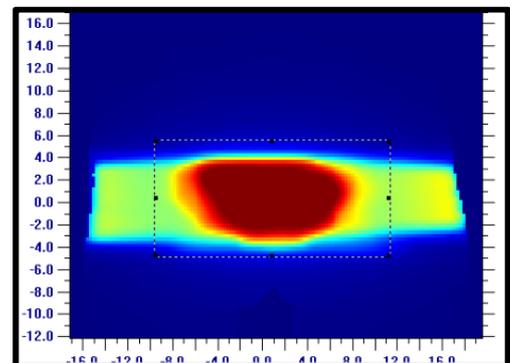


Figura 5.50 - Plano de dose coronal no corte 21 cm da TC de planeamento

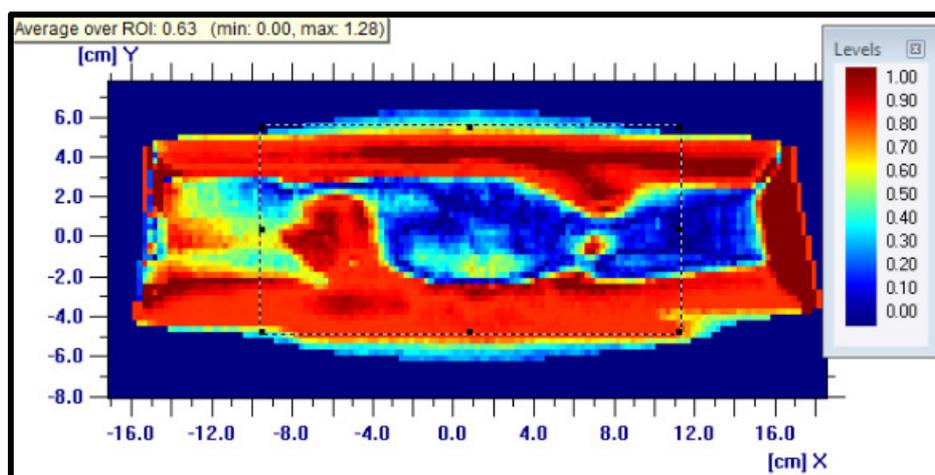


Figura 5.51 - Análise Gama no plano coronal 21 cm, com critério de 3%, 3 mm

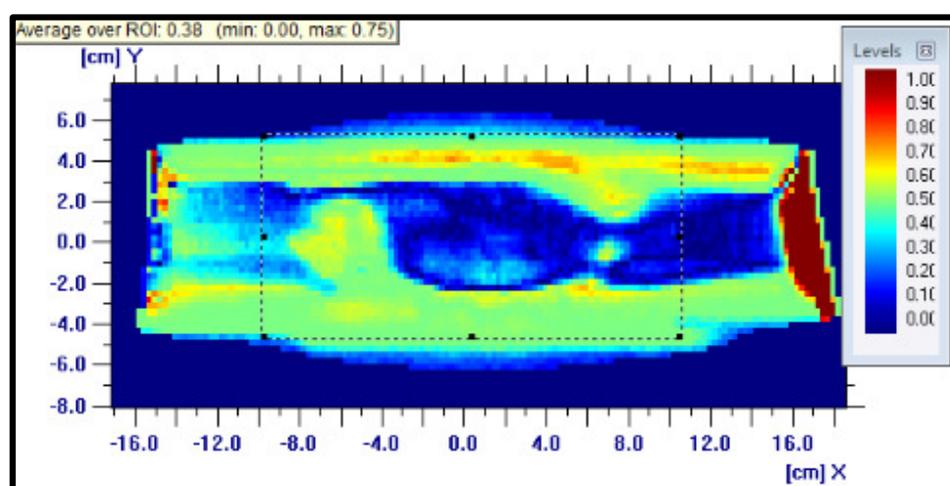


Figura 5.52 - Análise Gama no plano coronal 21 cm, com critério de 5%, 5 mm

As Figuras 5.49 e 5.50 representam os planos de dose no plano coronal 21 cm, com o respetivo ROI. Relativamente às Figuras 5.51 e 5.52 estas apresentam a análise gama com um critério de análise de 3%, 3 mm e 5%, 5 mm respetivamente. Verificou-se que a análise gama tem resultados mais satisfatórios com um critério de análise mais alargado.

As Figuras 5.53 e 5.54 apresentam os histogramas do plano coronal no corte 21 cm para uma análise gama com um critério de 3%, 3 mm e 5%, 5 mm respetivamente. O total de pontos em que $\gamma(r_m) \leq 1$ para um critério de análise de 3%, 3 mm revela que 93,87% dos pontos respeitam esse critério. No caso de uma avaliação com o critério de 5%, 5 mm, o total de pontos em que $\gamma(r_m) \leq 1$ é superior (100%).

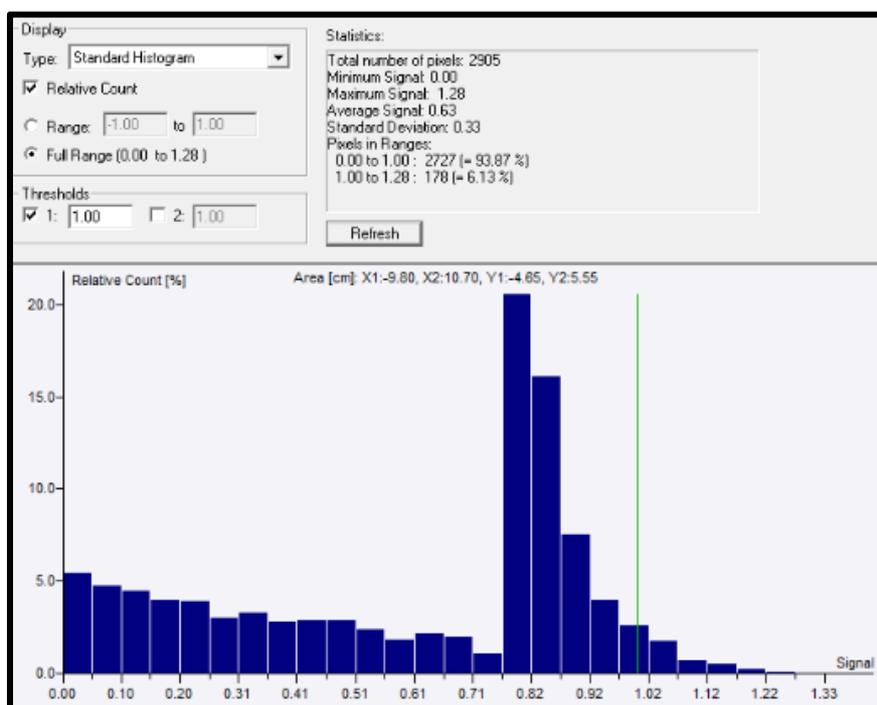


Figura 5.53 - Histograma da análise gama no plano coronal 21 cm, com critério de 3%, 3mm

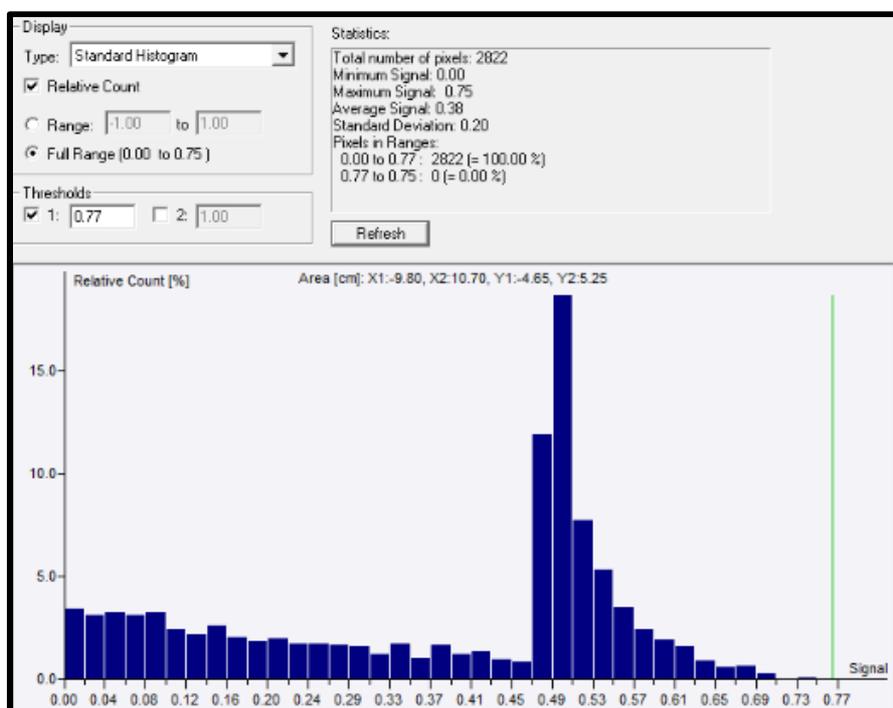


Figura 5.54 - Histograma da análise gama no plano coronal 21 cm, com critério de 5%, 5mm

Tabela 5.4 – Análise Gama com critério 3%, 3 mm e 5%, 5 mm, em vários planos axiais

| Plano \ Análise Gama | 3%, 3 mm | 5%, 5 mm |
|----------------------|----------|----------|
| -3,15 cm | 98,57% | 100% |
| -1,05 cm | 98,72% | 100% |
| 0,75 cm | 95,16% | 100% |
| 3,15 cm | 97,01% | 100% |

Tabela 5.5 – Análise Gama com critério 3%, 3 mm e 5%, 5 mm, em vários planos sagitais

| Plano \ Análise Gama | 3%, 3 mm | 5%, 5 mm |
|----------------------|----------|----------|
| -4,55 cm | 45,81% | 100% |
| -2,55 cm | 49,89% | 100% |
| -0,55 cm | 50,96% | 100% |
| 2,45 cm | 48,7% | 100% |

Tabela 5.6 – Análise Gama com critério 3%, 3 mm e 5%, 5 mm, em vários planos coronais

| Plano \ Análise Gama | 3%, 3 mm | 5%, 5 mm |
|----------------------|----------|----------|
| 18 cm | 78,79% | 100% |
| 21 cm | 93,87% | 100% |
| 24 cm | 69,64% | 100% |

Através da análise dos resultados, de acordo com o critério de aprovação da análise gama $\gamma(r_m) \leq 1$, para 3%, 3 mm, e tendo sido estabelecido que não mais do que 5% dos pontos do plano de dose ultrapassassem a condição da ferramenta de análise – Índice Gama, verificou-se que nos planos axiais, todos os planos de dose estariam aceites

(Tabela 5.4). Contudo, isto já não se verifica nos planos de dose sagitais e coronais, nos quais se concluiu existir discrepâncias de dose entre as distribuições de dose do CBCT e da TC de planeamento, como é possível ver nos resultados das Tabelas 5.5 e 5.6 para o critério de análise de 3%, 3 mm.

Relativamente aos mapas de dose, e apesar dos resultados revelarem muitas discrepâncias nos planos sagitais e coronais, verificou-se que na zona do PTV, para onde a dose é prescrita, a análise gama revela poucas diferenças, dado que toda essa zona tem vários *pixels* azuis. A zona da imagem que não obedece à tolerância estabelecida para o Índice Gama encontra-se numa zona de transição para as isodoses mais baixas, sendo notoriamente pior na superfície da doente.

Uma vez que através do critério de avaliação da análise gama 3%, 3 mm, os resultados revelaram-se pouco satisfatórios, decidiu utilizar-se outro critério de avaliação da análise gama, 5%, 5 mm.

Com este critério de análise, verifica-se que todos os planos axiais, sagitais e coronais analisados respeitam os critérios, uma vez que 100% dos pontos estão dentro do critério $\gamma(r_m) \leq 1$.

Capítulo 6 – Discussão dos Resultados

Aquando da calibração do CBCT com o fantoma *Catphan 500* verificaram-se variações das HU entre o CBCT realizado no dia 28 de Julho de 2012 e no realizado no dia 4 de Setembro de 2012. Isto pode ficar a dever-se ao facto das HU variarem ao longo do tempo, pois dependem de fatores como a energia, o tamanho do objeto, filtros e calibração. Uma vez que o objetivo deste estudo é a realização de Radioterapia Adaptativa, seria então importante realizar a calibração do CBCT utilizando um fantoma com dimensões similares ao tamanho do doente.

A dispersão da radiação e os artefactos deterioram a imagem e induzem erros nos valores das HU obtidas na reconstrução tridimensional. Um fantoma pequeno, tal como o *Catphan 500* que possui pequenos discos de diferentes densidades eletrónicas proporciona menos dispersão e artefactos que um objeto de maiores dimensões com várias heterogeneidades.

Para a obtenção das HU, a posição do ROI no centro do *insert* também envolve uma incerteza, que também é um fator de erro associado. Desta forma, considera-se que as diferenças são pouco significativas e decidiu-se utilizar para calibração os valores de HU do CBCT adquirido no dia 4 de Setembro de 2012.

De modo a avaliar a estabilidade da curva CT-ED mais exaustivamente seria importante realizar com maior periodicidade o CBCT ao fantoma *Catphan 500* e calibrar a respetiva curva CT-ED. Contudo, a rotina do serviço e o *workflow* não permitiram a realização deste teste mais frequentemente.

De forma a comparar a curva CT-ED do CBCT com a curva CT-ED utilizada no Centro Oncológico Dra. Natália Chaves, seria pertinente realizar a curva de calibração do CBCT com o mesmo fantoma (CIRS 062) com que foi realizada a curva CT-ED da TC de planeamento. Contudo, aquando da realização deste estudo, esse fantoma não estava disponível.

No cálculo de dose no fantoma CIRS com um campo direto com 6 MV de fotões, verificou-se que o número de UM resultantes foi igual, ou seja 124 UM, sendo o cálculo de dose muito semelhante.

Através da análise da Figura 5.15, verificou-se que o máximo de dose no CBCT ocorreu a 1,47 cm de profundidade, enquanto que o máximo de dose na TC de planeamento ocorreu a 1,41 cm de profundidade, com uma incerteza de 0,01 cm.

A comparação dos perfis de dose do CBCT e da TC de planeamento não revelam diferenças de simetria, homogeneidade e na zona de penumbra.

Através da análise gama do cálculo de dose no CBCT e na TC de planeamento para o campo de 6 x 6 cm² com fotões de 6 MV verifica-se que a percentagem de pontos em que $\gamma(r_m) \leq 1$ é satisfatória (94,96%), ou seja, aproximadamente 95%, um critério de análise de 5%, 5 mm no plano axial.

No caso de se utilizar um critério de análise de 3%, 3mm, a percentagem de pontos nos quais $\gamma(r_m) \leq 1$ é inferior a 95% no plano axial (93,84%).

No caso do plano coronal, a análise gama não é satisfatória com os critérios de análise de 3%, 3mm e 5%, 5mm.

Uma das razões encontradas para explicar esta situação poderá advir do facto de as coordenadas do CBCT e da TC de planeamento não serem coincidentes.

Desta forma, e para realizar a análise gama foi necessário fazer um alinhamento dos planos de dose no *software OmniPro® IMRT* tendo sido realizado um *rescale* e ajustes manuais de forma a obter-se uma coincidência das imagens, o que poderá trazer incertezas que não são possíveis de quantificar.

Através das Figuras 5.19, 5.20, 5.25 e 5.26 verifica-se que as zonas nas quais os resultados são mais insatisfatórios estão localizadas nas extremidades do campo, na zona de penumbra e na superfície do campo.

Este facto poderá ter resultado do alinhamento dos planos de dose ter sido realizado numa base visual no *software OmniPro® IMRT*, tendo em conta apenas a escala e o tamanho do campo, tal como referido anteriormente, uma vez que no centro do campo os resultados obtidos foram muito bons tanto com um critério de análise gama de 3%, 3mm, bem como com um critério de análise gama de 5%, 5mm.

De forma a analisar o cálculo de dose mais exaustivamente no fantoma CIRS, seria conveniente realizar distribuições de dose com outras configurações de campos, tal como uma *Box Technique*, campos com filtros, campos de outras dimensões, feixes de outras energias, como por exemplo, 15 MeV de fotões e analisar as variações resultantes.

No cálculo de dose na doente com tumor ginecológico submetida ao tratamento de Radioterapia com IMRT verificou-se que as variações de dose no PTV e nos órgãos de risco são pouco significativas.

Nesta etapa do estudo, um dos problemas encontrados que pode levar a erros na distribuição de dose, foi a colocação do isocentro, uma vez que esta foi baseada essencialmente nas estruturas ósseas.

Relativamente à análise gama tridimensional da doente verificou-se que com o critério de aprovação da análise gama $\gamma(r_m) \leq 1$, com um critério de 3%, 3mm, apenas os planos axiais apresentam valores superiores a 95%. Nos planos sagitais e coronais as discrepâncias foram muito elevadas, sendo a análise gama insatisfatória. Como referido anteriormente, a colocação do isocentro dos campos no CBCT pode ter influenciado os resultados.

O tamanho do ROI da doente deste estudo foi selecionado de forma a incluir o CTV, PTV e órgãos de risco. Uma vez que o tamanho do ROI era grande, isto também é um fator que influenciou os resultados da análise gama, podendo obter-se resultados melhores do que com um ROI com uma área menor.

Desta forma, resolveu-se avaliar todos os planos com um critério de análise de 5%, 5mm. Com este critério os pontos em que $\gamma(r_m) \leq 1$ foram 100%. Nos casos em que no histograma não se obteve esse valor, mas valores na ordem dos 99%, deve-se ao *software* não permitir uma range com 100% dos valores ≤ 1 .

Uma das dificuldades encontradas na realização deste estudo, deve-se ao facto do tamanho da aquisição do CBCT ser reduzido, o que levanta um problema na seleção das doentes para o estudo e na fase de tratamento selecionada para o estudo.

Geralmente, os campos de tratamento da primeira e segunda fase de tratamento incluem áreas ganglionares, o que faz com que o tamanho destes campos em altura seja bastante grande, ficando as suas extremidades fora do CBCT. Desta forma, nas doentes em que esta situação se verificou, a respetiva fase ficou fora do estudo. Decidiu-se então realizar este estudo, selecionando apenas uma doente e a terceira fase de tratamento dessa doente, uma vez que as dimensões dos campos de tratamento e os volumes alvo e órgãos de risco se adequavam à dimensão do CBCT. Uma vez que este estudo focou-se na análise das distribuições de dose de apenas uma doente, para avaliar a precisão do cálculo de dose no CBCT será necessário realizar um estudo com uma maior amostra de doentes. Contudo, e com a análise realizada ao cálculo de dose desta doente, é possível admitir que para esta doente é exequível a realização do cálculo de dose no CBCT.

Capítulo 7 – Considerações Finais e Perspetivas Futuras

Após a realização deste estudo e das dúvidas e dificuldades que surgiram é possível apresentar propostas de melhoria que seriam interessantes e pertinentes de realizar no futuro com vista à implementação da Radioterapia Adaptativa com utilização do CBCT nos serviços de Radioterapia.

Seria útil realizar testes de calibração para outros modos de aquisição de imagem, tal como o *Full-Fan Bow-Tie*, de forma a analisar as curvas CT-ED resultantes e as suas variações, e de modo a aplicá-las na Radioterapia Adaptativa e em patologias com outros modos de aquisição de imagens volumétricas.

Como as distribuições de dose com IMRT são uma técnica que requer mais tempo, recursos e precisão, e que não são realizadas em todos os centros de Radioterapia, seria então interessante analisar a técnica 3DCRT, que também é utilizada no planeamento de doentes com tumores ginecológicos.

Uma vez que o cálculo de dose foi realizado com o algoritmo *Pencil Beam*, que revela mais incertezas na presença de cavidades de ar, seria pertinente realizar os cálculos de dose com outros algoritmos, tais como algoritmos que utilizem códigos de Monte Carlo.

Este estudo focou-se apenas na avaliação do cálculo de dose em doentes com tumores ginecológicos, no entanto, no futuro seria interessante avaliar a aplicabilidade da Radioterapia Adaptativa noutras patologias, tais como tumores de próstata, tumores de pulmão e tumores de cabeça e pescoço. Estes dois últimos tipos de tumores estão localizados em zonas de maior heterogeneidade de tecidos, onde será expectável a obtenção de maiores erros na presença de cavidades com ar. Deste modo, aquando da realização do cálculo de dose num fantoma, seria também necessário realizar esse cálculo num fantoma com cavidades de ar e no caso dos tumores de pulmão, num fantoma com movimento, no qual pudesse ser possível simular movimentos respiratórios.

Este estudo realizou-se num acelerador linear da *Varian Medical Systems*, assim, para que a Radioterapia Adaptativa pudesse abranger um maior número de centros, seria necessário realizar o mesmo tipo de estudo em aceleradores lineares de outros fabricantes que possuam um sistema de IGRT, como por exemplo, o XVI da *Elekta*.

No caso da *Elekta*, seria necessário analisar os vários tipos de *presets*, que incluem várias dimensões de colimadores (S,M e L), com e sem filtro *Bow-Tie*, e diversos valores de tensão e de corrente, de acordo com a localização do tumor do doente.

De forma a realizar Radioterapia Adaptativa num maior número de doentes e utilizando o CBCT realizado durante os tratamentos para verificação do posicionamento do doente e dos volumes, poder-se-ia sugerir a realização do CBCT com dimensões maiores.

Caso um serviço opte por utilizar o CBCT para o cálculo de dose, é necessário determinar os moldes em que este deve ser efetuado, ou seja, no modo *on-line*, implicando um maior tempo de tratamento do doente e um maior número de recursos disponíveis (equipamento e profissionais disponíveis para delimitação e planeamento do tratamento) ou no modo *off-line*, o que envolveria um menor número de recursos a serem utilizados no imediato, contudo, não seria tido em conta possíveis erros existentes aquando daquela fração de tratamento, e que só seriam corrigidos depois de um replaneamento do tratamento.

Referências Bibliográficas

- 1- Yang Y, Schreiber E, Li T, Wang C, Xing L. Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation. *Phys. Med. Biol.* 2007; 52: 685-705
- 2- Richter A, Hu Q, Steglich D, Baier K, Wilbert J, Guckenberger M, Flentje M. Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation. *Radiation Oncology.* 2008, 3: 42
- 3- Guckenberger M, Meyer J, Wilbert J. Cone-beam CT based image-guidance for extracranial stereotactic radiotherapy of intrapulmonary tumors. *Acta Oncológica.* 2006, 45: 897-906
- 4- Sriram P, Vivekanandan N, Prabakar S. A study on evaluation of kV-CBCT-image-based treatment planning using anthropomorphic phantom. *Journal of Medical and Biological Engineering.* 2010, 31 (6): 429-435
- 5- Leroy C, Rancoita, PG. Principles of Radiation Interaction in Matter and Detection. World Scientific Publishing Co. Pte. Lta; 2004
- 6- Leighton RB. Principles of Modern Physics. McGraw Hill; 1959
- 7- Podgorsak EB. Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005
- 8- Khan F. The Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams & Wilkins; 2010
- 9- Butson MJ, Yu PKN, Cheung T, Metcalfe P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. *Materials Science and Engineering.* 2003, 41: 61-120
- 10- Jayaraman S, Lanzl LH. Clinical Radiotherapy Physics. Springer; 2004
- 11- Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity modulates radiotherapy: current status and issues of interest. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 2004, 51 (4): 880-914
- 12- IAEA. Transition from 2-D to 3-D conformal and intensity modulated radiotherapy. Austria; 2008
- 13- Reichenbecher K, Bortfeld T, Levegrun S, Stein J, Preiser K, Schlegel W. Intensity Modulation with the 'Step and Shoot' technique using a commercial MLC: A Planning Study. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 1999; 45: (5): 1315-1324
- 14- Vicente, FG. Cálculo de dosis absorbida en haces de fotones. Algoritmos de Cálculo. CB4. Bases Físicas, Equipos y CC en RT Externa II. *Dosimetría Clínica y Sistemas de Planificación,* 2009

- 15- Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity modulates radiotherapy: current status and issues of interest. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2004; 31 (9): 2402-2411
- 16- Saw CB. *Therapeutic radiological physics*. University of Nebraska Medical Center, Omaha, 2002
- 17- De Boer HCJ, Heijmen BJM. A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal portal imaging workload. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2001;50 (5): 1350-1365
- 18- Herman MG, Pisansky TM, Kruse JJ, Prisciandaro JI, King BF. Technical aspects of daily online positioning of the prostate for three-dimensional conformal radiotherapy using an electronic portal imaging device. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2003; 57 (4):1131-40
- 19- Little DJ, Dong L, Levy LB, Chandra A, Kuban DAK. Use of portal images and BAT ultrasonography to measure setup error and organ motion for prostate IMRT: implications for treatment margins. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2003;56 (5): 1218-1224
- 20- Schwartz DL, Dong L. Adaptive Radiation Therapy for Head and Neck Cancer- Can an old goal evolve into a new standard?. *Journal of Oncology*. 2011, Article ID 690595
- 21- Peng C, Chen G, Ahunbay E, Wang D, Lawton C, Li XA. Validation of an online replanning technique for prostate adaptive radiotherapy. *Phys. Med. Biol*. 2011; 56: 3659-3668
- 22- Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2002; 53: 1337-1349
- 23- McBain CA, Henry AM, Sykes J, Amer A, Marchant T, Moore CM, Davies J, Stratford J, McCarthy C, Porritt B, Williams P, Khoo VS, Price P. X-Ray volumetric imaging in image-guided radiotherapy: the new standard in on-treatment imaging. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2006; 64 (2): 625-634
- 24- ICRU. Report 50: International Commissioning on Radiation Units and Measurements ICRU Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD, 1993
- 25- ICRU. Report 62: International Commissioning on Radiation Units and Measurements ICRU Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50). Bethesda, MD, 1993

- 26- Ezzell, GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, Xia P, Xiao Y, Xing L, Yu CX. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys.* 2003; 30: (8): 2089-2115
- 27- Yoo S, Wu Q, O' Daniel J, Horton J, Yin FF. Comparasion of 3D conformal Breast radiation treatment plans using the anisotropic analytical algorithm and pencil beam convolution algorithm. *Radiotherapy and Oncology* 2012; 103: 172-177
- 28- Guan H, Dong H. Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 2009; 54: 6239-6250
- 29- Ding, GX, Duggan DM, Coffey CW, Deeley M, Hallahan DE, Cmelak A, Malcolm A. A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT. *Radiotherapy and Oncology.* 2007; 85: 116-125
- 30- Yoo S, Yin FF. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 2006; 66 (5): 1553-1561
- 31- Phantom Laboratory. Catphan 500 and 600 Manual. Greenwish, NY: The Phantom Laboratory, Onc.; 2006
- 32- Hu C-C, Huang W-T, Tsai C-L, Wu J-K, Chao H-L, Huang G-M, Wang C-W, Wu C-J, Cheng J. Practically acquired and modified cone-beam computed tomography images for accurate dose calculation in head and neck cancer. *Strahlenther Onkol.* 2011; 187: 633-644
- 33- Thomas SJ. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *The British Journal of Radiology.* 1999; 72: 781-786
- 34- Spezi E, Lewis DG. Gamma histograms for radiotherapy plan evaluation. *Radiotherapy and Oncology,* 2006; 79: 224-230
- 35- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys,* 1998; 25: 656-661
- 36- Harms W, Low DA, Wong JW, Purdy JA. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med. Phys.* 1998; 25: 1830-1836
- 37- Yang R, Xu S, Jiang W, Xie C. Dosimetric comparison of postoperative whole pelvic radiotherapy for endometrial cancer using three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy, and helical tomotherapy. *Acta Oncologica.* 2010; 49: 230-236
- 38- Taylor A, Powell M E B. Conformal and Intensity modulated Radiotherapy for Cervical Cancer. *Clinical Oncology,* 2008; 20: 417-425

Apêndice 1 – Valores de Profundidade e Dose dos PDD do CBCT e TC de Planejamento

| CBCT | | | | TC | | | |
|----------|----------|----------|----------|----------|----------|-----------|----------|
| X(cm) | D(%) | X(mm) | Dnorm(%) | X(cm) | D(%) | X(mm) | Dnorm(%) |
| 0,013409 | 6,946646 | 0,013409 | 5,04% | 4,307339 | 7,54E-01 | -0,092661 | 0,55% |
| 0,063507 | 18,6565 | 0,063507 | 13,54% | 4,357425 | 1,09E+01 | -0,042575 | 7,94% |
| 0,113604 | 30,36635 | 0,113604 | 22,05% | 4,40751 | 2,10E+01 | 0,00751 | 15,33% |
| 0,163702 | 42,07621 | 0,163702 | 30,55% | 4,457595 | 3,12E+01 | 0,057595 | 22,72% |
| 0,2138 | 53,78606 | 0,2138 | 39,05% | 4,507681 | 4,13E+01 | 0,107681 | 30,11% |
| 0,263897 | 65,49591 | 0,263897 | 47,55% | 4,557766 | 5,14E+01 | 0,157766 | 37,50% |
| 0,313995 | 77,20577 | 0,313995 | 56,05% | 4,607851 | 6,16E+01 | 0,207851 | 44,89% |
| 0,364093 | 88,91562 | 0,364093 | 64,55% | 4,657937 | 7,17E+01 | 0,257937 | 52,28% |
| 0,41419 | 100,6255 | 0,41419 | 73,06% | 4,708022 | 8,18E+01 | 0,308022 | 59,67% |
| 0,464288 | 112,3353 | 0,464288 | 81,56% | 4,758107 | 9,20E+01 | 0,358107 | 67,06% |
| 0,514386 | 117,9676 | 0,514386 | 85,65% | 4,808193 | 1,01E+02 | 0,408193 | 73,97% |
| 0,564483 | 119,7586 | 0,564483 | 86,95% | 4,858278 | 1,04E+02 | 0,458278 | 76,04% |
| 0,614581 | 121,5496 | 0,614581 | 88,25% | 4,908363 | 1,07E+02 | 0,508363 | 78,12% |
| 0,664679 | 123,3406 | 0,664679 | 89,55% | 4,958449 | 1,10E+02 | 0,558449 | 80,20% |
| 0,714776 | 125,1316 | 0,714776 | 90,85% | 5,008534 | 1,13E+02 | 0,608534 | 82,27% |
| 0,764874 | 126,9225 | 0,764874 | 92,15% | 5,058619 | 1,16E+02 | 0,658619 | 84,35% |
| 0,814972 | 128,7135 | 0,814972 | 93,45% | 5,108705 | 1,19E+02 | 0,708705 | 86,42% |
| 0,865069 | 130,5045 | 0,865069 | 94,75% | 5,15879 | 1,21E+02 | 0,75879 | 88,50% |
| 0,915167 | 132,2955 | 0,915167 | 96,05% | 5,208875 | 1,24E+02 | 0,808875 | 90,58% |
| 0,965265 | 134,0865 | 0,965265 | 97,35% | 5,258961 | 1,27E+02 | 0,858961 | 92,65% |
| 1,015362 | 134,9417 | 1,015362 | 97,97% | 5,309046 | 1,30E+02 | 0,909046 | 94,56% |
| 1,06546 | 135,2524 | 1,06546 | 98,19% | 5,359131 | 1,30E+02 | 0,959131 | 95,11% |
| 1,115558 | 135,5632 | 1,115558 | 98,42% | 5,409217 | 1,31E+02 | 1,009217 | 95,67% |
| 1,165655 | 135,874 | 1,165655 | 98,65% | 5,459302 | 1,32E+02 | 1,059302 | 96,22% |
| 1,215753 | 136,1848 | 1,215753 | 98,87% | 5,509388 | 1,33E+02 | 1,109388 | 96,77% |
| 1,265851 | 136,4956 | 1,265851 | 99,10% | 5,559473 | 1,33E+02 | 1,159473 | 97,32% |
| 1,315948 | 136,8064 | 1,315948 | 99,32% | 5,609558 | 1,34E+02 | 1,209558 | 97,87% |
| 1,366046 | 137,1172 | 1,366046 | 99,55% | 5,659644 | 1,35E+02 | 1,259644 | 98,42% |
| 1,416144 | 137,428 | 1,416144 | 99,77% | 5,709729 | 1,36E+02 | 1,309729 | 98,97% |
| 1,466241 | 137,7388 | 1,466241 | 100,00% | 5,759814 | 1,36E+02 | 1,359814 | 99,52% |
| 1,516339 | 137,7222 | 1,516339 | 99,99% | 5,8099 | 1,37E+02 | 1,4099 | 100,00% |
| 1,566437 | 137,5305 | 1,566437 | 99,85% | 5,859985 | 1,37E+02 | 1,459985 | 99,97% |
| 1,616534 | 137,3389 | 1,616534 | 99,71% | 5,91007 | 1,37E+02 | 1,51007 | 99,94% |
| 1,666632 | 137,1472 | 1,666632 | 99,57% | 5,960156 | 1,37E+02 | 1,560156 | 99,90% |
| 1,71673 | 136,9556 | 1,71673 | 99,43% | 6,010241 | 1,37E+02 | 1,610241 | 99,87% |
| 1,766827 | 136,7639 | 1,766827 | 99,29% | 6,060326 | 1,37E+02 | 1,660326 | 99,84% |
| 1,816925 | 136,5723 | 1,816925 | 99,15% | 6,110412 | 1,37E+02 | 1,710412 | 99,81% |
| 1,867023 | 136,3806 | 1,867023 | 99,01% | 6,160497 | 1,37E+02 | 1,760497 | 99,78% |
| 1,91712 | 136,189 | 1,91712 | 98,87% | 6,210582 | 1,37E+02 | 1,810582 | 99,74% |
| 1,967218 | 135,9973 | 1,967218 | 98,74% | 6,260668 | 1,37E+02 | 1,860668 | 99,71% |
| 2,017316 | 135,7262 | 2,017316 | 98,54% | 6,310753 | 1,37E+02 | 1,910753 | 99,66% |

Radioterapia Adaptativa: Utilização do CBCT para o cálculo de dose em Radioterapia

| | | | | | | | |
|----------|----------|----------|--------|----------|----------|----------|--------|
| 2,067413 | 135,4161 | 2,067413 | 98,31% | 6,360838 | 1,36E+02 | 1,960838 | 99,45% |
| 2,117511 | 135,106 | 2,117511 | 98,09% | 6,410924 | 1,36E+02 | 2,010924 | 99,25% |
| 2,167609 | 134,7959 | 2,167609 | 97,86% | 6,461009 | 1,36E+02 | 2,061009 | 99,04% |
| 2,217706 | 134,4858 | 2,217706 | 97,64% | 6,511094 | 1,36E+02 | 2,111094 | 98,84% |
| 2,267804 | 134,1758 | 2,267804 | 97,41% | 6,56118 | 1,35E+02 | 2,16118 | 98,63% |
| 2,317902 | 133,8657 | 2,317902 | 97,19% | 6,611265 | 1,35E+02 | 2,211265 | 98,43% |
| 2,367999 | 133,5556 | 2,367999 | 96,96% | 6,66135 | 1,35E+02 | 2,26135 | 98,22% |
| 2,418097 | 133,2455 | 2,418097 | 96,74% | 6,711436 | 1,34E+02 | 2,311436 | 98,02% |
| 2,468195 | 132,9354 | 2,468195 | 96,51% | 6,761521 | 1,34E+02 | 2,361521 | 97,81% |
| 2,518292 | 132,6042 | 2,518292 | 96,27% | 6,811606 | 1,34E+02 | 2,411606 | 97,60% |
| 2,56839 | 132,2634 | 2,56839 | 96,02% | 6,861692 | 1,34E+02 | 2,461692 | 97,36% |
| 2,618488 | 131,9227 | 2,618488 | 95,78% | 6,911777 | 1,33E+02 | 2,511777 | 97,12% |
| 2,668585 | 131,582 | 2,668585 | 95,53% | 6,961862 | 1,33E+02 | 2,561862 | 96,88% |
| 2,718683 | 131,2412 | 2,718683 | 95,28% | 7,011948 | 1,33E+02 | 2,611948 | 96,64% |
| 2,768781 | 130,9005 | 2,768781 | 95,04% | 7,062033 | 1,32E+02 | 2,662033 | 96,40% |
| 2,818878 | 130,5598 | 2,818878 | 94,79% | 7,112118 | 1,32E+02 | 2,712118 | 96,16% |
| 2,868976 | 130,219 | 2,868976 | 94,54% | 7,162204 | 1,32E+02 | 2,762204 | 95,91% |
| 2,919074 | 129,8783 | 2,919074 | 94,29% | 7,212289 | 1,31E+02 | 2,812289 | 95,67% |
| 2,969171 | 129,5376 | 2,969171 | 94,05% | 7,262374 | 1,31E+02 | 2,862374 | 95,43% |
| 3,019269 | 129,2169 | 3,019269 | 93,81% | 7,31246 | 1,31E+02 | 2,91246 | 95,19% |
| 3,069367 | 128,9044 | 3,069367 | 93,59% | 7,362545 | 1,30E+02 | 2,962545 | 94,96% |
| 3,119464 | 128,5919 | 3,119464 | 93,36% | 7,41263 | 1,30E+02 | 3,01263 | 94,72% |
| 3,169562 | 128,2794 | 3,169562 | 93,13% | 7,462716 | 1,30E+02 | 3,062716 | 94,49% |
| 3,21966 | 127,9669 | 3,21966 | 92,91% | 7,512801 | 1,29E+02 | 3,112801 | 94,26% |
| 3,269757 | 127,6544 | 3,269757 | 92,68% | 7,562886 | 1,29E+02 | 3,162886 | 94,02% |
| 3,319855 | 127,3419 | 3,319855 | 92,45% | 7,612972 | 1,29E+02 | 3,212972 | 93,79% |
| 3,369953 | 127,0294 | 3,369953 | 92,22% | 7,663057 | 1,28E+02 | 3,263057 | 93,55% |
| 3,42005 | 126,7169 | 3,42005 | 92,00% | 7,713143 | 1,28E+02 | 3,313143 | 93,32% |
| 3,470148 | 126,4045 | 3,470148 | 91,77% | 7,763228 | 1,28E+02 | 3,363228 | 93,09% |
| 3,520246 | 126,0649 | 3,520246 | 91,52% | 7,813313 | 1,27E+02 | 3,413313 | 92,85% |
| 3,570343 | 125,7154 | 3,570343 | 91,27% | 7,863399 | 1,27E+02 | 3,463399 | 92,61% |
| 3,620441 | 125,3659 | 3,620441 | 91,02% | 7,913484 | 1,27E+02 | 3,513484 | 92,37% |
| 3,670539 | 125,0164 | 3,670539 | 90,76% | 7,963569 | 1,26E+02 | 3,563569 | 92,13% |
| 3,720636 | 124,6669 | 3,720636 | 90,51% | 8,013655 | 1,26E+02 | 3,613655 | 91,89% |
| 3,770734 | 124,3174 | 3,770734 | 90,26% | 8,06374 | 1,26E+02 | 3,66374 | 91,65% |
| 3,820832 | 123,9679 | 3,820832 | 90,00% | 8,113825 | 1,25E+02 | 3,713825 | 91,40% |
| 3,870929 | 123,6183 | 3,870929 | 89,75% | 8,163911 | 1,25E+02 | 3,763911 | 91,16% |
| 3,921027 | 123,2688 | 3,921027 | 89,49% | 8,213996 | 1,25E+02 | 3,813996 | 90,92% |
| 3,971125 | 122,9193 | 3,971125 | 89,24% | 8,264081 | 1,24E+02 | 3,864081 | 90,68% |
| 4,021222 | 122,5679 | 4,021222 | 88,99% | 8,314167 | 1,24E+02 | 3,914167 | 90,44% |
| 4,07132 | 122,2158 | 4,07132 | 88,73% | 8,364252 | 1,24E+02 | 3,964252 | 90,18% |
| 4,121418 | 121,8637 | 4,121418 | 88,47% | 8,414337 | 1,23E+02 | 4,014337 | 89,92% |
| 4,171515 | 121,5116 | 4,171515 | 88,22% | 8,464423 | 1,23E+02 | 4,064423 | 89,67% |
| 4,221613 | 121,1595 | 4,221613 | 87,96% | 8,514508 | 1,23E+02 | 4,114508 | 89,41% |
| 4,271711 | 120,8074 | 4,271711 | 87,71% | 8,564593 | 1,22E+02 | 4,164593 | 89,16% |
| 4,321808 | 120,4554 | 4,321808 | 87,45% | 8,614679 | 1,22E+02 | 4,214679 | 88,90% |

Radioterapia Adaptativa: Utilização do CBCT para o cálculo de dose em Radioterapia

| | | | | | | | |
|----------|----------|----------|--------|----------|----------|----------|--------|
| 4,371906 | 120,1033 | 4,371906 | 87,20% | 8,664764 | 1,22E+02 | 4,264764 | 88,64% |
| 4,422004 | 119,7512 | 4,422004 | 86,94% | 8,714849 | 1,21E+02 | 4,314849 | 88,39% |
| 4,472101 | 119,3991 | 4,472101 | 86,69% | 8,764935 | 1,21E+02 | 4,364935 | 88,13% |
| 4,522199 | 119,0404 | 4,522199 | 86,42% | 8,81502 | 1,20E+02 | 4,41502 | 87,88% |
| 4,572297 | 118,6797 | 4,572297 | 86,16% | 8,865105 | 1,20E+02 | 4,465105 | 87,62% |
| 4,622394 | 118,319 | 4,622394 | 85,90% | 8,915191 | 1,20E+02 | 4,515191 | 87,36% |
| 4,672492 | 117,9584 | 4,672492 | 85,64% | 8,965276 | 1,19E+02 | 4,565276 | 87,10% |
| 4,72259 | 117,5977 | 4,72259 | 85,38% | 9,015361 | 1,19E+02 | 4,615361 | 86,83% |
| 4,772687 | 117,237 | 4,772687 | 85,12% | 9,065447 | 1,19E+02 | 4,665447 | 86,57% |
| 4,822785 | 116,8763 | 4,822785 | 84,85% | 9,115532 | 1,18E+02 | 4,715532 | 86,31% |
| 4,872883 | 116,5156 | 4,872883 | 84,59% | 9,165617 | 1,18E+02 | 4,765617 | 86,05% |
| 4,92298 | 116,1549 | 4,92298 | 84,33% | 9,215703 | 1,18E+02 | 4,815703 | 85,79% |
| 4,973078 | 115,7942 | 4,973078 | 84,07% | 9,265788 | 1,17E+02 | 4,865788 | 85,53% |
| 5,023175 | 115,4803 | 5,023175 | 83,84% | 9,315873 | 1,17E+02 | 4,915873 | 85,28% |
| 5,073273 | 115,179 | 5,073273 | 83,62% | 9,365959 | 1,17E+02 | 4,965959 | 85,05% |
| 5,123371 | 114,8777 | 5,123371 | 83,40% | 9,416044 | 1,16E+02 | 5,016044 | 84,82% |
| 5,173468 | 114,5764 | 5,173468 | 83,18% | 9,466129 | 1,16E+02 | 5,066129 | 84,59% |
| 5,223566 | 114,2751 | 5,223566 | 82,97% | 9,516215 | 1,16E+02 | 5,116215 | 84,36% |
| 5,273664 | 113,9737 | 5,273664 | 82,75% | 9,5663 | 1,15E+02 | 5,1663 | 84,13% |
| 5,323761 | 113,6724 | 5,323761 | 82,53% | 9,616385 | 1,15E+02 | 5,216385 | 83,90% |
| 5,373859 | 113,3711 | 5,373859 | 82,31% | 9,666471 | 1,15E+02 | 5,266471 | 83,67% |
| 5,423957 | 113,0698 | 5,423957 | 82,09% | 9,716556 | 1,14E+02 | 5,316556 | 83,45% |
| 5,474054 | 112,7684 | 5,474054 | 81,87% | 9,766641 | 1,14E+02 | 5,366641 | 83,22% |
| 5,524152 | 112,4358 | 5,524152 | 81,63% | 9,816727 | 1,14E+02 | 5,416727 | 82,99% |
| 5,57425 | 112,0956 | 5,57425 | 81,38% | 9,866812 | 1,13E+02 | 5,466812 | 82,75% |
| 5,624347 | 111,7555 | 5,624347 | 81,14% | 9,916898 | 1,13E+02 | 5,516898 | 82,52% |
| 5,674445 | 111,4153 | 5,674445 | 80,89% | 9,966983 | 1,13E+02 | 5,566983 | 82,28% |
| 5,724543 | 111,0752 | 5,724543 | 80,64% | 10,01707 | 1,13E+02 | 5,617068 | 82,05% |
| 5,77464 | 110,735 | 5,77464 | 80,39% | 10,06715 | 1,12E+02 | 5,667154 | 81,82% |
| 5,824738 | 110,3949 | 5,824738 | 80,15% | 10,11724 | 1,12E+02 | 5,717239 | 81,58% |
| 5,874836 | 110,0547 | 5,874836 | 79,90% | 10,16732 | 1,12E+02 | 5,767324 | 81,35% |
| 5,924933 | 109,7146 | 5,924933 | 79,65% | 10,21741 | 1,11E+02 | 5,81741 | 81,11% |
| 5,975031 | 109,3744 | 5,975031 | 79,41% | 10,2675 | 1,11E+02 | 5,867495 | 80,88% |
| 6,025129 | 109,0416 | 6,025129 | 79,17% | 10,31758 | 1,11E+02 | 5,91758 | 80,64% |
| 6,075226 | 108,7103 | 6,075226 | 78,92% | 10,36767 | 1,10E+02 | 5,967666 | 80,40% |
| 6,125324 | 108,379 | 6,125324 | 78,68% | 10,41775 | 1,10E+02 | 6,017751 | 80,16% |
| 6,175422 | 108,0477 | 6,175422 | 78,44% | 10,46784 | 1,10E+02 | 6,067836 | 79,92% |
| 6,225519 | 107,7164 | 6,225519 | 78,20% | 10,51792 | 1,09E+02 | 6,117922 | 79,68% |
| 6,275617 | 107,3851 | 6,275617 | 77,96% | 10,56801 | 1,09E+02 | 6,168007 | 79,44% |
| 6,325715 | 107,0538 | 6,325715 | 77,72% | 10,61809 | 1,09E+02 | 6,218092 | 79,20% |
| 6,375812 | 106,7225 | 6,375812 | 77,48% | 10,66818 | 1,08E+02 | 6,268178 | 78,96% |
| 6,42591 | 106,3912 | 6,42591 | 77,24% | 10,71826 | 1,08E+02 | 6,318263 | 78,71% |
| 6,476008 | 106,0599 | 6,476008 | 77,00% | 10,76835 | 1,08E+02 | 6,368348 | 78,47% |
| 6,526105 | 105,7715 | 6,526105 | 76,79% | 10,81843 | 1,07E+02 | 6,418434 | 78,24% |
| 6,576203 | 105,4908 | 6,576203 | 76,59% | 10,86852 | 1,07E+02 | 6,468519 | 78,02% |
| 6,626301 | 105,2101 | 6,626301 | 76,38% | 10,9186 | 1,07E+02 | 6,518604 | 77,80% |

Radioterapia Adaptativa: Utilização do CBCT para o cálculo de dose em Radioterapia

| | | | | | | | |
|----------|----------|----------|--------|----------|----------|----------|--------|
| 6,676398 | 104,9294 | 6,676398 | 76,18% | 10,96869 | 1,06E+02 | 6,56869 | 77,58% |
| 6,726496 | 104,6487 | 6,726496 | 75,98% | 11,01878 | 1,06E+02 | 6,618775 | 77,36% |
| 6,776594 | 104,368 | 6,776594 | 75,77% | 11,06886 | 1,06E+02 | 6,66886 | 77,14% |
| 6,826691 | 104,0873 | 6,826691 | 75,57% | 11,11895 | 1,05E+02 | 6,718946 | 76,92% |
| 6,876789 | 103,8066 | 6,876789 | 75,36% | 11,16903 | 1,05E+02 | 6,769031 | 76,70% |
| 6,926887 | 103,5259 | 6,926887 | 75,16% | 11,21912 | 1,05E+02 | 6,819116 | 76,48% |
| 6,976984 | 103,2452 | 6,976984 | 74,96% | 11,2692 | 1,05E+02 | 6,869202 | 76,26% |
| 7,027082 | 102,9387 | 7,027082 | 74,73% | 11,31929 | 1,04E+02 | 6,919287 | 76,05% |
| 7,07718 | 102,6281 | 7,07718 | 74,51% | 11,36937 | 1,04E+02 | 6,969372 | 75,84% |
| 7,127277 | 102,3175 | 7,127277 | 74,28% | 11,41946 | 1,04E+02 | 7,019458 | 75,62% |
| 7,177375 | 102,0069 | 7,177375 | 74,06% | 11,46954 | 1,03E+02 | 7,069543 | 75,41% |
| 7,227473 | 101,6963 | 7,227473 | 73,83% | 11,51963 | 1,03E+02 | 7,119628 | 75,20% |
| 7,27757 | 101,3858 | 7,27757 | 73,61% | 11,56971 | 1,03E+02 | 7,169714 | 74,99% |
| 7,327668 | 101,0752 | 7,327668 | 73,38% | 11,6198 | 1,03E+02 | 7,219799 | 74,78% |
| 7,377766 | 100,7646 | 7,377766 | 73,16% | 11,66988 | 1,02E+02 | 7,269884 | 74,56% |
| 7,427863 | 100,454 | 7,427863 | 72,93% | 11,71997 | 1,02E+02 | 7,31997 | 74,35% |
| 7,477961 | 100,1435 | 7,477961 | 72,71% | 11,77006 | 1,02E+02 | 7,370055 | 74,14% |
| 7,528059 | 99,82501 | 7,528059 | 72,47% | 11,82014 | 1,01E+02 | 7,42014 | 73,92% |
| 7,578156 | 99,50556 | 7,578156 | 72,24% | 11,87023 | 1,01E+02 | 7,470226 | 73,70% |
| 7,628254 | 99,18611 | 7,628254 | 72,01% | 11,92031 | 1,01E+02 | 7,520311 | 73,47% |
| 7,678352 | 98,86666 | 7,678352 | 71,78% | 11,9704 | 1,00E+02 | 7,570396 | 73,24% |
| 7,728449 | 98,54721 | 7,728449 | 71,55% | 12,02048 | 1,00E+02 | 7,620482 | 73,02% |
| 7,778547 | 98,22776 | 7,778547 | 71,31% | 12,07057 | 9,98E+01 | 7,670567 | 72,79% |
| 7,828645 | 97,90831 | 7,828645 | 71,08% | 12,12065 | 9,95E+01 | 7,720653 | 72,56% |
| 7,878742 | 97,58886 | 7,878742 | 70,85% | 12,17074 | 9,92E+01 | 7,770738 | 72,34% |
| 7,92884 | 97,26941 | 7,92884 | 70,62% | 12,22082 | 9,89E+01 | 7,820823 | 72,11% |
| 7,978938 | 96,94996 | 7,978938 | 70,39% | 12,27091 | 9,86E+01 | 7,870909 | 71,88% |
| 8,029035 | 96,67354 | 8,029035 | 70,19% | 12,32099 | 9,83E+01 | 7,920994 | 71,66% |
| 8,079133 | 96,40163 | 8,079133 | 69,99% | 12,37108 | 9,80E+01 | 7,971079 | 71,46% |
| 8,129231 | 96,12972 | 8,129231 | 69,79% | 12,42117 | 9,77E+01 | 8,021165 | 71,25% |
| 8,179328 | 95,85781 | 8,179328 | 69,59% | 12,47125 | 9,74E+01 | 8,07125 | 71,05% |
| 8,229426 | 95,5859 | 8,229426 | 69,40% | 12,52134 | 9,71E+01 | 8,121335 | 70,85% |
| 8,279524 | 95,31398 | 8,279524 | 69,20% | 12,57142 | 9,69E+01 | 8,171421 | 70,64% |
| 8,329621 | 95,04207 | 8,329621 | 69,00% | 12,62151 | 9,66E+01 | 8,221506 | 70,44% |
| 8,379719 | 94,77016 | 8,379719 | 68,80% | 12,67159 | 9,63E+01 | 8,271591 | 70,23% |
| 8,429817 | 94,49825 | 8,429817 | 68,61% | 12,72168 | 9,60E+01 | 8,321677 | 70,03% |
| 8,479914 | 94,22634 | 8,479914 | 68,41% | 12,77176 | 9,57E+01 | 8,371762 | 69,82% |
| 8,530012 | 93,93835 | 8,530012 | 68,20% | 12,82185 | 9,55E+01 | 8,421847 | 69,62% |
| 8,58011 | 93,64906 | 8,58011 | 67,99% | 12,87193 | 9,52E+01 | 8,471933 | 69,41% |
| 8,630207 | 93,35976 | 8,630207 | 67,78% | 12,92202 | 9,49E+01 | 8,522018 | 69,21% |
| 8,680305 | 93,07046 | 8,680305 | 67,57% | 12,9721 | 9,46E+01 | 8,572103 | 69,00% |
| 8,730403 | 92,78117 | 8,730403 | 67,36% | 13,02219 | 9,43E+01 | 8,622189 | 68,80% |
| 8,7805 | 92,49187 | 8,7805 | 67,15% | 13,07227 | 9,41E+01 | 8,672274 | 68,59% |
| 8,830598 | 92,20257 | 8,830598 | 66,94% | 13,12236 | 9,38E+01 | 8,722359 | 68,39% |
| 8,880696 | 91,91328 | 8,880696 | 66,73% | 13,17245 | 9,35E+01 | 8,772445 | 68,18% |

Apêndice 2 – Valores de distância e dose dos perfis de dose no eixo dos X no CBCT e TC de Planejamento

| CBCT | | | | TC | | | | ΔD (%) |
|----------|----------|----------|----------|----------|----------|---------|----------|--------|
| X(cm) | D(%) | X(mm) | Dnorm(%) | X(cm) | D(%) | X(mm) | Dnorm(%) | |
| 10,13526 | 5,96448 | 10,13526 | 5,96% | 12,55903 | 5,71E+00 | 10,059 | 5,71% | 0,35% |
| 10,1853 | 6,264739 | 10,1853 | 6,26% | 12,60906 | 5,99E+00 | 10,1091 | 5,99% | 0,33% |
| 10,23533 | 6,564999 | 10,23533 | 6,56% | 12,6591 | 6,27E+00 | 10,1591 | 6,27% | 0,31% |
| 10,28536 | 6,865258 | 10,28536 | 6,87% | 12,70914 | 6,55E+00 | 10,2091 | 6,55% | 0,29% |
| 10,3354 | 7,165518 | 10,3354 | 7,17% | 12,75917 | 6,83E+00 | 10,2592 | 6,83% | 0,27% |
| 10,38543 | 7,80703 | 10,38543 | 7,81% | 12,80921 | 7,33E+00 | 10,3092 | 7,33% | 0,47% |
| 10,43546 | 8,757852 | 10,43546 | 8,76% | 12,85924 | 8,16E+00 | 10,3592 | 8,16% | 1,00% |
| 10,4855 | 9,708674 | 10,4855 | 9,71% | 12,90928 | 8,99E+00 | 10,4093 | 8,99% | 1,19% |
| 10,53553 | 10,6595 | 10,53553 | 10,66% | 12,95932 | 9,82E+00 | 10,4593 | 9,82% | 1,07% |
| 10,58556 | 11,61032 | 10,58556 | 11,61% | 13,00935 | 1,07E+01 | 10,5094 | 10,66% | 0,95% |
| 10,6356 | 12,56114 | 10,6356 | 12,56% | 13,05939 | 1,15E+01 | 10,5594 | 11,49% | 0,83% |
| 10,68563 | 13,51196 | 10,68563 | 13,51% | 13,10942 | 1,23E+01 | 10,6094 | 12,32% | 0,71% |
| 10,73566 | 14,46278 | 10,73566 | 14,46% | 13,15946 | 1,31E+01 | 10,6595 | 13,15% | 0,59% |
| 10,78569 | 15,4136 | 10,78569 | 15,41% | 13,20949 | 1,40E+01 | 10,7095 | 13,98% | 0,47% |
| 10,83573 | 16,36443 | 10,83573 | 16,36% | 13,25953 | 1,48E+01 | 10,7595 | 14,81% | 0,35% |
| 10,88576 | 18,98886 | 10,88576 | 18,99% | 13,30957 | 1,68E+01 | 10,8096 | 16,84% | 1,43% |
| 10,93579 | 23,0905 | 10,93579 | 23,09% | 13,3596 | 2,06E+01 | 10,8596 | 20,63% | 4,27% |
| 10,98583 | 27,19214 | 10,98583 | 27,19% | 13,40964 | 2,44E+01 | 10,9096 | 24,42% | 5,44% |
| 11,03586 | 31,29378 | 11,03586 | 31,29% | 13,45967 | 2,82E+01 | 10,9597 | 28,21% | 5,12% |
| 11,08589 | 35,39543 | 11,08589 | 35,40% | 13,50971 | 3,20E+01 | 11,0097 | 32,00% | 4,81% |
| 11,13593 | 39,49707 | 11,13593 | 39,50% | 13,55975 | 3,58E+01 | 11,0597 | 35,80% | 4,50% |
| 11,18596 | 43,59871 | 11,18596 | 43,60% | 13,60978 | 3,96E+01 | 11,1098 | 39,59% | 4,19% |
| 11,23599 | 47,70036 | 11,23599 | 47,70% | 13,65982 | 4,34E+01 | 11,1598 | 43,38% | 3,88% |
| 11,28603 | 51,802 | 11,28603 | 51,80% | 13,70985 | 4,72E+01 | 11,2099 | 47,17% | 3,57% |
| 11,33606 | 55,90364 | 11,33606 | 55,90% | 13,75989 | 5,10E+01 | 11,2599 | 50,96% | 3,26% |
| 11,38609 | 59,56642 | 11,38609 | 59,57% | 13,80993 | 5,47E+01 | 11,3099 | 54,68% | 2,87% |
| 11,43612 | 62,85199 | 11,43612 | 62,85% | 13,85996 | 5,83E+01 | 11,36 | 58,29% | 2,39% |
| 11,48616 | 66,13756 | 11,48616 | 66,14% | 13,91 | 6,19E+01 | 11,41 | 61,91% | 2,34% |
| 11,53619 | 69,42313 | 11,53619 | 69,42% | 13,96003 | 6,55E+01 | 11,46 | 65,52% | 2,67% |
| 11,58622 | 72,7087 | 11,58622 | 72,71% | 14,01007 | 6,91E+01 | 11,5101 | 69,14% | 3,00% |
| 11,63626 | 75,99427 | 11,63626 | 75,99% | 14,06011 | 7,28E+01 | 11,5601 | 72,75% | 3,33% |
| 11,68629 | 79,27984 | 11,68629 | 79,28% | 14,11014 | 7,64E+01 | 11,6101 | 76,37% | 3,66% |

Radioterapia Adaptativa: Utilização do CBCT para o cálculo de dose em Radioterapia

| | | | | | | | | |
|----------|----------|----------|---------|----------|----------|---------|--------|--------|
| 11,73632 | 82,56541 | 11,73632 | 82,57% | 14,16018 | 8,00E+01 | 11,6602 | 79,98% | 3,99% |
| 11,78636 | 85,85098 | 11,78636 | 85,85% | 14,21021 | 8,36E+01 | 11,7102 | 83,60% | 4,32% |
| 11,83639 | 89,13655 | 11,83639 | 89,14% | 14,26025 | 8,72E+01 | 11,7603 | 87,21% | 4,65% |
| 11,88642 | 90,97019 | 11,88642 | 90,97% | 14,31029 | 8,96E+01 | 11,8103 | 89,61% | 3,76% |
| 11,93646 | 91,5887 | 11,93646 | 91,59% | 14,36032 | 9,03E+01 | 11,8603 | 90,34% | 1,20% |
| 11,98649 | 92,20722 | 11,98649 | 92,21% | 14,41036 | 9,11E+01 | 11,9104 | 91,06% | 0,09% |
| 12,03652 | 92,82573 | 12,03652 | 92,83% | 14,46039 | 9,18E+01 | 11,9604 | 91,79% | 0,20% |
| 12,08655 | 93,44425 | 12,08655 | 93,44% | 14,51043 | 9,25E+01 | 12,0104 | 92,51% | 0,30% |
| 12,13659 | 94,06276 | 12,13659 | 94,06% | 14,56047 | 9,32E+01 | 12,0605 | 93,23% | 0,41% |
| 12,18662 | 94,68128 | 12,18662 | 94,68% | 14,6105 | 9,40E+01 | 12,1105 | 93,96% | 0,51% |
| 12,23665 | 95,29979 | 12,23665 | 95,30% | 14,66054 | 9,47E+01 | 12,1605 | 94,68% | 0,62% |
| 12,28669 | 95,91831 | 12,28669 | 95,92% | 14,71057 | 9,54E+01 | 12,2106 | 95,41% | 0,72% |
| 12,33672 | 96,53683 | 12,33672 | 96,54% | 14,76061 | 9,61E+01 | 12,2606 | 96,13% | 0,83% |
| 12,38675 | 96,93615 | 12,38675 | 96,94% | 14,81065 | 9,66E+01 | 12,3106 | 96,64% | 0,72% |
| 12,43679 | 97,15686 | 12,43679 | 97,16% | 14,86068 | 9,69E+01 | 12,3607 | 96,85% | 0,32% |
| 12,48682 | 97,37758 | 12,48682 | 97,38% | 14,91072 | 9,71E+01 | 12,4107 | 97,07% | 0,13% |
| 12,53685 | 97,59829 | 12,53685 | 97,60% | 14,96075 | 9,73E+01 | 12,4608 | 97,28% | 0,13% |
| 12,58689 | 97,81901 | 12,58689 | 97,82% | 15,01079 | 9,75E+01 | 12,5108 | 97,50% | 0,12% |
| 12,63692 | 98,03972 | 12,63692 | 98,04% | 15,06083 | 9,77E+01 | 12,5608 | 97,71% | 0,12% |
| 12,68695 | 98,26044 | 12,68695 | 98,26% | 15,11086 | 9,79E+01 | 12,6109 | 97,93% | 0,11% |
| 12,73699 | 98,48115 | 12,73699 | 98,48% | 15,1609 | 9,81E+01 | 12,6609 | 98,15% | 0,11% |
| 12,78702 | 98,70187 | 12,78702 | 98,70% | 15,21093 | 9,84E+01 | 12,7109 | 98,36% | 0,10% |
| 12,83705 | 98,92258 | 12,83705 | 98,92% | 15,26097 | 9,86E+01 | 12,761 | 98,58% | 0,10% |
| 12,88708 | 99,08671 | 12,88708 | 99,09% | 15,31101 | 9,87E+01 | 12,811 | 98,75% | 0,04% |
| 12,93712 | 99,20595 | 12,93712 | 99,21% | 15,36104 | 9,89E+01 | 12,861 | 98,86% | -0,07% |
| 12,98715 | 99,32519 | 12,98715 | 99,33% | 15,41108 | 9,90E+01 | 12,9111 | 98,97% | -0,12% |
| 13,03718 | 99,44443 | 13,03718 | 99,44% | 15,46111 | 9,91E+01 | 12,9611 | 99,08% | -0,13% |
| 13,08722 | 99,56367 | 13,08722 | 99,56% | 15,51115 | 9,92E+01 | 13,0111 | 99,19% | -0,14% |
| 13,13725 | 99,68291 | 13,13725 | 99,68% | 15,56119 | 9,93E+01 | 13,0612 | 99,30% | -0,15% |
| 13,18728 | 99,80215 | 13,18728 | 99,80% | 15,61122 | 9,94E+01 | 13,1112 | 99,41% | -0,16% |
| 13,23732 | 99,92139 | 13,23732 | 99,92% | 15,66126 | 9,95E+01 | 13,1613 | 99,52% | -0,17% |
| 13,28735 | 100,0406 | 13,28735 | 100,04% | 15,71129 | 9,96E+01 | 13,2113 | 99,63% | -0,17% |
| 13,33738 | 100,1599 | 13,33738 | 100,16% | 15,76133 | 9,97E+01 | 13,2613 | 99,74% | -0,18% |
| 13,38742 | 100,2008 | 13,38742 | 100,20% | 15,81136 | 9,98E+01 | 13,3114 | 99,81% | -0,23% |
| 13,43745 | 100,1814 | 13,43745 | 100,18% | 15,8614 | 9,98E+01 | 13,3614 | 99,84% | -0,32% |
| 13,48748 | 100,1619 | 13,48748 | 100,16% | 15,91144 | 9,99E+01 | 13,4114 | 99,87% | -0,33% |

Radioterapia Adaptativa: Utilização do CBCT para o cálculo de dose em Radioterapia

| | | | | | | | | |
|----------|----------|----------|---------|----------|----------|---------|---------|--------|
| 13,53751 | 100,1424 | 13,53751 | 100,14% | 15,96147 | 9,99E+01 | 13,4615 | 99,89% | -0,29% |
| 13,58755 | 100,1229 | 13,58755 | 100,12% | 16,01151 | 9,99E+01 | 13,5115 | 99,92% | -0,24% |
| 13,63758 | 100,1035 | 13,63758 | 100,10% | 16,06154 | 9,99E+01 | 13,5615 | 99,95% | -0,19% |
| 13,68761 | 100,084 | 13,68761 | 100,08% | 16,11158 | 1,00E+02 | 13,6116 | 99,98% | -0,15% |
| 13,73765 | 100,0645 | 13,73765 | 100,06% | 16,16162 | 1,00E+02 | 13,6616 | 100,00% | -0,10% |
| 13,78768 | 100,045 | 13,78768 | 100,05% | 16,21165 | 1,00E+02 | 13,7117 | 100,03% | -0,05% |
| 13,83771 | 100,0256 | 13,83771 | 100,03% | 16,26169 | 1,00E+02 | 13,7617 | 100,06% | -0,01% |
| 13,88775 | 100,0172 | 13,88775 | 100,02% | 16,31172 | 1,00E+02 | 13,8117 | 100,07% | 0,02% |
| 13,93778 | 100,0172 | 13,93778 | 100,02% | 16,36176 | 1,00E+02 | 13,8618 | 100,06% | 0,04% |
| 13,98781 | 100,0172 | 13,98781 | 100,02% | 16,4118 | 1,00E+02 | 13,9118 | 100,06% | 0,04% |
| 14,03785 | 100,0172 | 14,03785 | 100,02% | 16,46183 | 1,00E+02 | 13,9618 | 100,05% | 0,03% |
| 14,08788 | 100,0172 | 14,08788 | 100,02% | 16,51187 | 1,00E+02 | 14,0119 | 100,04% | 0,02% |
| 14,13791 | 100,0172 | 14,13791 | 100,02% | 16,5619 | 1,00E+02 | 14,0619 | 100,03% | 0,02% |
| 14,18794 | 100,0172 | 14,18794 | 100,02% | 16,61194 | 1,00E+02 | 14,1119 | 100,03% | 0,01% |
| 14,23798 | 100,0172 | 14,23798 | 100,02% | 16,66198 | 1,00E+02 | 14,162 | 100,02% | 0,00% |
| 14,28801 | 100,0172 | 14,28801 | 100,02% | 16,71201 | 1,00E+02 | 14,212 | 100,01% | -0,01% |
| 14,33804 | 100,0172 | 14,33804 | 100,02% | 16,76205 | 1,00E+02 | 14,262 | 100,00% | -0,01% |
| 14,38808 | 100,0342 | 14,38808 | 100,03% | 16,81208 | 1,00E+02 | 14,3121 | 100,00% | -0,01% |
| 14,43811 | 100,0637 | 14,43811 | 100,06% | 16,86212 | 1,00E+02 | 14,3621 | 100,01% | -0,01% |
| 14,48814 | 100,0932 | 14,48814 | 100,09% | 16,91216 | 1,00E+02 | 14,4122 | 100,02% | -0,02% |
| 14,53818 | 100,1226 | 14,53818 | 100,12% | 16,96219 | 1,00E+02 | 14,4622 | 100,02% | -0,04% |
| 14,58821 | 100,1521 | 14,58821 | 100,15% | 17,01223 | 1,00E+02 | 14,5122 | 100,03% | -0,06% |
| 14,63824 | 100,1815 | 14,63824 | 100,18% | 17,06226 | 1,00E+02 | 14,5623 | 100,04% | -0,08% |
| 14,68828 | 100,211 | 14,68828 | 100,21% | 17,1123 | 1,00E+02 | 14,6123 | 100,05% | -0,11% |
| 14,73831 | 100,2405 | 14,73831 | 100,24% | 17,16234 | 1,00E+02 | 14,6623 | 100,05% | -0,13% |
| 14,78834 | 100,2699 | 14,78834 | 100,27% | 17,21237 | 1,00E+02 | 14,7124 | 100,06% | -0,15% |
| 14,83838 | 100,2994 | 14,83838 | 100,30% | 17,26241 | 1,00E+02 | 14,7624 | 100,07% | -0,17% |
| 14,88841 | 100,3117 | 14,88841 | 100,31% | 17,31244 | 1,00E+02 | 14,8124 | 100,06% | -0,21% |
| 14,93844 | 100,3117 | 14,93844 | 100,31% | 17,36248 | 1,00E+02 | 14,8625 | 100,04% | -0,26% |
| 14,98847 | 100,3117 | 14,98847 | 100,31% | 17,41252 | 1,00E+02 | 14,9125 | 100,01% | -0,30% |
| 15,03851 | 100,3117 | 15,03851 | 100,31% | 17,46255 | 1,00E+02 | 14,9626 | 99,99% | -0,32% |
| 15,08854 | 100,3117 | 15,08854 | 100,31% | 17,51259 | 1,00E+02 | 15,0126 | 99,97% | -0,35% |
| 15,13857 | 100,3117 | 15,13857 | 100,31% | 17,56262 | 9,99E+01 | 15,0626 | 99,94% | -0,37% |
| 15,18861 | 100,3117 | 15,18861 | 100,31% | 17,61266 | 9,99E+01 | 15,1127 | 99,92% | -0,39% |
| 15,23864 | 100,3117 | 15,23864 | 100,31% | 17,6627 | 9,99E+01 | 15,1627 | 99,89% | -0,42% |
| 15,28867 | 100,3117 | 15,28867 | 100,31% | 17,71273 | 9,99E+01 | 15,2127 | 99,87% | -0,44% |

Radioterapia Adaptativa: Utilização do CBCT para o cálculo de dose em Radioterapia

| | | | | | | | | |
|----------|----------|----------|---------|----------|----------|---------|--------|--------|
| 15,33871 | 100,3117 | 15,33871 | 100,31% | 17,76277 | 9,98E+01 | 15,2628 | 99,85% | -0,46% |
| 15,38874 | 100,235 | 15,38874 | 100,23% | 17,8128 | 9,98E+01 | 15,3128 | 99,78% | -0,53% |
| 15,43877 | 100,1052 | 15,43877 | 100,11% | 17,86284 | 9,97E+01 | 15,3628 | 99,68% | -0,63% |
| 15,48881 | 99,97545 | 15,48881 | 99,98% | 17,91288 | 9,96E+01 | 15,4129 | 99,57% | -0,66% |
| 15,53884 | 99,84568 | 15,53884 | 99,85% | 17,96291 | 9,95E+01 | 15,4629 | 99,47% | -0,64% |
| 15,58887 | 99,71591 | 15,58887 | 99,72% | 18,01295 | 9,94E+01 | 15,5129 | 99,36% | -0,62% |
| 15,6389 | 99,58614 | 15,6389 | 99,59% | 18,06298 | 9,93E+01 | 15,563 | 99,25% | -0,59% |
| 15,68894 | 99,45636 | 15,68894 | 99,46% | 18,11302 | 9,91E+01 | 15,613 | 99,15% | -0,57% |
| 15,73897 | 99,32659 | 15,73897 | 99,33% | 18,16306 | 9,90E+01 | 15,6631 | 99,04% | -0,55% |
| 15,789 | 99,19682 | 15,789 | 99,20% | 18,21309 | 9,89E+01 | 15,7131 | 98,93% | -0,52% |
| 15,83904 | 99,06705 | 15,83904 | 99,07% | 18,26313 | 9,88E+01 | 15,7631 | 98,83% | -0,50% |
| 15,88907 | 98,86533 | 15,88907 | 98,87% | 18,31316 | 9,87E+01 | 15,8132 | 98,67% | -0,53% |
| 15,9391 | 98,61511 | 15,9391 | 98,62% | 18,3632 | 9,84E+01 | 15,8632 | 98,44% | -0,62% |
| 15,98914 | 98,3649 | 15,98914 | 98,36% | 18,41324 | 9,82E+01 | 15,9132 | 98,22% | -0,64% |
| 16,03917 | 98,11468 | 16,03917 | 98,11% | 18,46327 | 9,80E+01 | 15,9633 | 98,00% | -0,61% |
| 16,0892 | 97,86446 | 16,0892 | 97,86% | 18,51331 | 9,78E+01 | 16,0133 | 97,78% | -0,58% |
| 16,13924 | 97,61425 | 16,13924 | 97,61% | 18,56334 | 9,76E+01 | 16,0633 | 97,56% | -0,56% |
| 16,18927 | 97,36403 | 16,18927 | 97,36% | 18,61338 | 9,73E+01 | 16,1134 | 97,34% | -0,53% |
| 16,2393 | 97,11382 | 16,2393 | 97,11% | 18,66341 | 9,71E+01 | 16,1634 | 97,12% | -0,50% |
| 16,28933 | 96,8636 | 16,28933 | 96,86% | 18,71345 | 9,69E+01 | 16,2135 | 96,89% | -0,47% |
| 16,33937 | 96,61338 | 16,33937 | 96,61% | 18,76349 | 9,67E+01 | 16,2635 | 96,67% | -0,44% |
| 16,3894 | 95,97159 | 16,3894 | 95,97% | 18,81352 | 9,62E+01 | 16,3135 | 96,18% | -0,68% |
| 16,43943 | 95,07298 | 16,43943 | 95,07% | 18,86356 | 9,54E+01 | 16,3636 | 95,40% | -1,21% |
| 16,48947 | 94,17438 | 16,48947 | 94,17% | 18,91359 | 9,46E+01 | 16,4136 | 94,62% | -1,35% |
| 16,5395 | 93,27578 | 16,5395 | 93,28% | 18,96363 | 9,38E+01 | 16,4636 | 93,84% | -1,23% |
| 16,58953 | 92,37718 | 16,58953 | 92,38% | 19,01367 | 9,31E+01 | 16,5137 | 93,06% | -1,11% |
| 16,63957 | 91,47858 | 16,63957 | 91,48% | 19,0637 | 9,23E+01 | 16,5637 | 92,28% | -0,99% |
| 16,6896 | 90,57997 | 16,6896 | 90,58% | 19,11374 | 9,15E+01 | 16,6137 | 91,50% | -0,87% |
| 16,73963 | 89,68137 | 16,73963 | 89,68% | 19,16377 | 9,07E+01 | 16,6638 | 90,72% | -0,75% |
| 16,78967 | 88,78277 | 16,78967 | 88,78% | 19,21381 | 8,99E+01 | 16,7138 | 89,95% | -0,63% |
| 16,8397 | 87,88417 | 16,8397 | 87,88% | 19,26385 | 8,92E+01 | 16,7638 | 89,17% | -0,52% |
| 16,88973 | 85,04043 | 16,88973 | 85,04% | 19,31388 | 8,69E+01 | 16,8139 | 86,93% | -1,86% |
| 16,93977 | 80,95594 | 16,93977 | 80,96% | 19,36392 | 8,32E+01 | 16,8639 | 83,18% | -4,71% |
| 16,9898 | 76,87144 | 16,9898 | 76,87% | 19,41395 | 7,94E+01 | 16,914 | 79,43% | -5,61% |
| 17,03983 | 72,78695 | 17,03983 | 72,79% | 19,46399 | 7,57E+01 | 16,964 | 75,68% | -5,27% |
| 17,08986 | 68,70245 | 17,08986 | 68,70% | 19,51403 | 7,19E+01 | 17,014 | 71,93% | -4,94% |

Radioterapia Adaptativa: Utilização do CBCT para o cálculo de dose em Radioterapia

| | | | | | | | | |
|----------|----------|----------|--------|----------|----------|---------|--------|--------|
| 17,1399 | 64,61796 | 17,1399 | 64,62% | 19,56406 | 6,82E+01 | 17,0641 | 68,18% | -4,60% |
| 17,18993 | 60,53346 | 17,18993 | 60,53% | 19,6141 | 6,44E+01 | 17,1141 | 64,44% | -4,27% |
| 17,23996 | 56,44897 | 17,23996 | 56,45% | 19,66413 | 6,07E+01 | 17,1641 | 60,69% | -3,93% |
| 17,29 | 52,36447 | 17,29 | 52,36% | 19,71417 | 5,69E+01 | 17,2142 | 56,94% | -3,59% |
| 17,34003 | 48,27998 | 17,34003 | 48,28% | 19,76421 | 5,32E+01 | 17,2642 | 53,19% | -3,26% |
| 17,39006 | 44,64741 | 17,39006 | 44,65% | 19,81424 | 4,95E+01 | 17,3142 | 49,49% | -2,88% |
| 17,4401 | 41,2952 | 17,4401 | 41,30% | 19,86428 | 4,58E+01 | 17,3643 | 45,83% | -2,45% |
| 17,49013 | 37,94298 | 17,49013 | 37,94% | 19,91431 | 4,22E+01 | 17,4143 | 42,17% | -2,48% |
| 17,54016 | 34,59076 | 17,54016 | 34,59% | 19,96435 | 3,85E+01 | 17,4643 | 38,51% | -2,78% |
| 17,5902 | 31,23854 | 17,5902 | 31,24% | 20,01439 | 3,49E+01 | 17,5144 | 34,85% | -3,09% |
| 17,64023 | 27,88632 | 17,64023 | 27,89% | 20,06442 | 3,12E+01 | 17,5644 | 31,19% | -3,40% |
| 17,69026 | 24,53411 | 17,69026 | 24,53% | 20,11446 | 2,75E+01 | 17,6145 | 27,53% | -3,70% |
| 17,74029 | 21,18189 | 17,74029 | 21,18% | 20,16449 | 2,39E+01 | 17,6645 | 23,88% | -4,01% |
| 17,79033 | 17,82967 | 17,79033 | 17,83% | 20,21453 | 2,02E+01 | 17,7145 | 20,22% | -4,32% |
| 17,84036 | 14,47745 | 17,84036 | 14,48% | 20,26457 | 1,66E+01 | 17,7646 | 16,56% | -4,62% |
| 17,89039 | 12,8038 | 17,89039 | 12,80% | 20,3146 | 1,44E+01 | 17,8146 | 14,35% | -3,48% |
| 17,94043 | 12,14255 | 17,94043 | 12,14% | 20,36464 | 1,36E+01 | 17,8646 | 13,57% | -0,91% |
| 17,99046 | 11,48129 | 17,99046 | 11,48% | 20,41467 | 1,28E+01 | 17,9147 | 12,78% | -0,02% |
| 18,04049 | 10,82004 | 18,04049 | 10,82% | 20,46471 | 1,20E+01 | 17,9647 | 12,00% | -0,15% |
| 18,09053 | 10,15879 | 18,09053 | 10,16% | 20,51475 | 1,12E+01 | 18,0147 | 11,21% | -0,27% |
| 18,14056 | 9,497542 | 18,14056 | 9,50% | 20,56478 | 1,04E+01 | 18,0648 | 10,42% | -0,40% |
| 18,19059 | 8,836291 | 18,19059 | 8,84% | 20,61482 | 9,64E+00 | 18,1148 | 9,64% | -0,52% |
| 18,24063 | 8,17504 | 18,24063 | 8,18% | 20,66485 | 8,85E+00 | 18,1649 | 8,85% | -0,64% |
| 18,29066 | 7,513789 | 18,29066 | 7,51% | 20,71489 | 8,07E+00 | 18,2149 | 8,07% | -0,77% |
| 18,34069 | 6,852538 | 18,34069 | 6,85% | 20,76493 | 7,28E+00 | 18,2649 | 7,28% | -0,89% |
| 18,39073 | 6,437781 | 18,39073 | 6,44% | 20,81496 | 6,76E+00 | 18,315 | 6,76% | -0,76% |
| 18,44076 | 6,167548 | 18,44076 | 6,17% | 20,865 | 6,47E+00 | 18,365 | 6,47% | -0,38% |
| 18,49079 | 5,897314 | 18,49079 | 5,90% | 20,91503 | 6,19E+00 | 18,415 | 6,19% | -0,24% |
| 18,54082 | 5,627081 | 18,54082 | 5,63% | 20,96507 | 5,91E+00 | 18,4651 | 5,91% | -0,25% |
| 18,59086 | 5,356847 | 18,59086 | 5,36% | 21,01511 | 5,63E+00 | 18,5151 | 5,63% | -0,26% |
| 18,64089 | 5,086614 | 18,64089 | 5,09% | 21,06514 | 5,35E+00 | 18,5651 | 5,35% | -0,27% |
| 18,69092 | 4,81638 | 18,69092 | 4,82% | 21,11518 | 5,07E+00 | 18,6152 | 5,07% | -0,28% |
| 18,74096 | 4,546146 | 18,74096 | 4,55% | 21,16521 | 4,79E+00 | 18,6652 | 4,79% | -0,29% |
| 18,79099 | 4,275913 | 18,79099 | 4,28% | 21,21525 | 4,51E+00 | 18,7152 | 4,51% | -0,30% |
| 18,84102 | 4,005679 | 18,84102 | 4,01% | 21,26528 | 4,23E+00 | 18,7653 | 4,23% | -0,31% |
| 18,89106 | 3,811736 | 18,89106 | 3,81% | 21,31532 | 4,01E+00 | 18,8153 | 4,01% | -0,26% |

Radioterapia Adaptativa: Utilização do CBCT para o cálculo de dose em Radioterapia

| | | | | | | | | |
|----------|----------|----------|-------|----------|----------|---------|-------|--------|
| 18,94109 | 3,661266 | 18,94109 | 3,66% | 21,36536 | 3,85E+00 | 18,8654 | 3,85% | -0,15% |
| 18,99112 | 3,510797 | 18,99112 | 3,51% | 21,41539 | 3,69E+00 | 18,9154 | 3,69% | -0,12% |
| 19,04116 | 3,360327 | 19,04116 | 3,36% | 21,46543 | 3,53E+00 | 18,9654 | 3,53% | -0,13% |
| 19,09119 | 3,209857 | 19,09119 | 3,21% | 21,51546 | 3,37E+00 | 19,0155 | 3,37% | -0,14% |
| 19,14122 | 3,059388 | 19,14122 | 3,06% | 21,5655 | 3,21E+00 | 19,0655 | 3,21% | -0,15% |
| 19,19125 | 2,908918 | 19,19125 | 2,91% | 21,61554 | 3,05E+00 | 19,1155 | 3,05% | -0,16% |