



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

*Validação do uso de Cone-Beam Computed Tomography de kilovoltagem
de um LINAC para a realização de estudos dosimétricos*

Joana Figueiredo Gomes Medeiros Barbosa

Brígida da Costa Ferreira, Investigadora no I3N - Departamento de Física da Universidade de Aveiro.

Sandra Polainas Ferreira, Física Responsável do Sector de Física Dosimetria do Serviço de Radioterapia do Centro Hospitalar Barreiro Montijo.

Mestrado em Radioterapia

Lisboa, 2013

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

*Validação do uso de Cone-Beam Computed Tomography de kilovoltagem de um
LINAC para a realização de estudos dosimétricos*

Joana Figueiredo Gomes Medeiros Barbosa

Brígida da Costa Ferreira,

Investigadora no I3N-Departamento de Física da Universidade de Aveiro.

Sandra Polainas Ferreira

Física Responsável do Sector de Física Dosimetria do Serviço de Radioterapia do
Centro Hospitalar Barreiro Montijo.

Júri:

Presidente: Maria Fátima Monsanto

Arguentes: Miriam Zarza

Lina Silva

Mestrado em Radioterapia

Lisboa, 2013

Copyright

Validação do uso de *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem de um LINAC para a realização de estudos dosimétricos

Copyright em nome de Joana Figueiredo Gomes Medeiros Barbosa

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

Resumo

Objetivo: Determinar se o uso de imagens de *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem de um acelerador linear para realizar estudos dosimétricos de Radioterapia tem igual precisão dosimétrica ao uso de imagens de Tomografia Computorizada de planejamento.

Materiais e Métodos: Adquiriram-se imagens de *Tomografia Computorizada* dos fantomas CIRS[®] *Electron Density* e CIRS[®] *IMRT Head & Torso* com os protocolos clínicos, usados para planejamento dosimétrico. De seguida adquiriu-se para os mesmos fantomas e para o fantoma Catphan[®] 600, imagens de *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem no OB[®]I do acelerador linear Clinac[®] 2100 DHX. Com as imagens adquiridas do Catphan[®] 600 criaram-se as curvas de calibração de Unidades de *Hounsfield*.

Comparou-se o número de Unidades de *Hounsfield* entre os dois sistemas. Realizou-se um plano dosimétrico nos diferentes protocolos para o fantoma CIRS[®] *IMRT Head & Torso* com fotões de 6MV e 16MV nas imagens de Tomografia Computorizada. Transpôs-se o mesmo plano, para as imagens de *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem de modo a comparar as diferenças nas unidades monitor e dose.

Discussão de Resultados: Ao comparar as Unidades de *Hounsfield* obtidas, para o fantoma CIRS[®] *Electron Density*, na Tomografia Computorizada *versus Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem verificou-se uma diferença superior a 200 HU para os *inserts Titanium Core e Trabecular Bone*. Nos restantes *inserts* a média da diferença de HU's obtidas entre os dois sistemas de aquisição foi de 172 HU's. Para o fantoma CIRS[®] *IMRT Head & Torso*, que tem dimensões inferiores, a maior diferença obtida foi para o *insert Dense Bone*. No cálculo de dose constatou-se não existirem diferenças estatisticamente significativas de UM obtidas para as imagens de Tomografia Computorizada e *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem.

Conclusão: Poderá ser possível a utilização de imagens de *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem no planejamento dosimétrico. No entanto é necessário aprofundar o estudo avaliando os mesmos parâmetros em situações de cálculo de dose com diferentes algoritmos e técnicas de tratamento como IMRT e SBRT.

Palavras-Chave: Radioterapia, Estudo dosimétrico, *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem

Abstract

Objective: To determine whether Kilovoltage *Cone-Beam Computed Tomography* images of a linear accelerator may be used for Radiotherapy dosimetric studies and if these are equivalent to using planning CT images.

Materials and Methods: Images were acquired in the CT for two CIRS[®] phantoms. Then, images were acquired for the same phantoms and the Catphan[®] 600 phantom with OBI kV-CBCT in the linear accelerator Clinac[®] DHX 2100 for the different acquisition modes. From the Catphan[®] 600 images the HU calibration curve for two acquisition modes of the kV-CBCT in Eclipse[®] TPS was created. We compared the number of HU's between the CT and Cone-Beam Computed Tomography de kilovoltagem in each acquisition mode. A simple dosimetric plan was computed using photons of 6 and 16MV photons. The same plan was then transposed to the image KV-CBCT in order to compare the differences in Monitor Units and dose.

Discussion of Results: The comparison of HU's for the phantom CIRS[®] Electron Density between the CT and the kV-CBCT showed a difference of more than 200 HU for the inserts Titanium Core *and* Trabecular Bone. In the remaining inserts the average difference of HU's obtained between the two acquisition systems was 172 HU's. For the phantom CIRS[®] *Head & Torso*, which has smaller dimensions, differences were obtained but the most significant was for Dense Bone. In computed dose calculation, there were no statistically significant differences in monitor units between the CT and kV-CBCT images.

Conclusion: It may be possible to use images of kV-CBCT planning of radiotherapy. However it is necessary a study to evaluate the same parameters in more complex dose calculations.

Dedicatória

Dedico este trabalho ao meu pai porque, onde quer que esteja, sei que sempre acompanhará os percursos da minha vida.

Agradecimentos

A realização deste trabalho, apesar de solitário, teve o contributo de várias pessoas e instituições que gostaria de agradecer.

À Prof^a Dr^a Brígida Ferreira, orientadora deste trabalho, agradeço ter aceite orientar o mesmo e os conhecimentos que transmitiu.

À Mestre Sandra Ferreira, co-orientadora deste trabalho, agradeço também os conhecimentos e a paciência que teve na análise do trabalho escrito.

Agradeço ao Serviço de Radioterapia do Centro Hospitalar Barreiro Montijo, EPE pela oportunidade de poder colocar em prática o trabalho, sem esta oportunidade, não seria possível a recolha de dados.

Ao Centro Hospitalar Lisboa Norte, EPE- Hospital de Santa Maria pela cedência do fantoma CIRS[®] Electron Density Model 062M, um instrumento fundamental na recolha de dados.

Um agradecimento especial aos meus colegas e amigos: Ana Pinheiro, Jorge Faria e Liliana Martins pelo interesse e incentivo demonstrados e longas horas passadas na recolha e análise dos dados.

Por fim agradeço à minha mãe pelo amor e apoio que sempre me deu ao longo de todas as minhas jornadas académicas. Ao Paulo pelo apoio, dedicação e paciência ao longo desta jornada.

O meu profundo e sentido agradecimento a todos os que contribuíram para a concretização deste trabalho estimulando-me intelectual e emocionalmente.

Índice Geral

Resumo	v
<i>Abstract</i>	vi
Dedicatória	vii
Agradecimentos	ix
Índice geral	xi
Índice de Tabelas	xiii
Índice de Figuras	xv
Lista de abreviaturas e siglas	xvii
1. Introdução teórica	1
1.1 O sistema <i>On Board Imager</i> [®]	3
1.2 Fiabilidade dosimétrica do uso de <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem	5
2. Materiais e Métodos.....	9
2.1 Materiais.....	9
2.2 Método	11
2.2.1 Aquisição de imagens na <i>Tomografia Computorizada</i> de planeamento e <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem.....	11
2.2.2 Definição da curva de calibração de Unidades de <i>Hounsfield</i> do <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem no Sistema de Planeamento....	17
2.2.3 Cálculo de dose nas imagens de <i>Tomografia Computorizada</i> de planeamento e <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem.....	19
3. Resultados e Discussão.....	21

3.1 Comparação de Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas na <i>Tomografia Computorizada versus</i> Sistema de Planeamento	21
3.2 Comparação de Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas na <i>Tomografia Computorizada versus Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem.....	25
3.3 Construção da curva de calibração de Unidades de <i>Hounsfield</i> no Sistema de Planeamento.....	33
3.4 Cálculo Dosimétrico no sistema de planeamento com imagens de <i>Tomografia Computorizada</i> e de <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem no fantoma CIRS® IMRT <i>Head & Torso</i>	37
3.4.1 Comparação de dose calculada nas imagens de <i>Tomografia Computorizada versus Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem no fantoma CIRS® IMRT <i>Head & Torso</i>	45
4. Conclusão.....	49
5. Referências Bibliográficas.....	51

Índice de tabelas

Tabela 2.1 Tabela de referência das densidades eletrônicas Relativas, dos <i>inserts</i> utilizados no fantoma CIRS® <i>Electron Density</i>	11
Tabela 2.2 Tabela descritiva das condições de aquisição de imagem da Tomografia Computorizada para as diferentes localizações anatômicas	12
Tabela 2.3 Tabela de referência das densidades eletrônicas Relativas, dos <i>inserts</i> utilizados no fantoma CIRS® <i>Head & Torso</i>	14
Tabela 2.4 Descrição de <i>inserts</i> do fantoma Catphan® 600 e respectivas Densidades eletrônicas Relativas.....	15
Tabela 2.5 Tabela descritiva das condições de aquisição de imagem do <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem, para os diferentes protocolos de aquisição.....	15
Tabela 3.1 Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas em cada <i>insert</i> do fantoma CIRS® <i>Electron Density</i> na Tomografia Computorizada/Sistema de Planeamento.....	21
Tabela 3.2 Comparação de Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas para o fantoma CIRS® <i>Electron Density</i> na Tomografia computadorizada e sistema de <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem do OBI integrado no acelerador linear Clinac® 2100 DHX	25
Tabela 3.3 Tabela descritiva das Unidades de <i>Hounsfield</i> de cada <i>insert</i> do fantoma CIRS® <i>Head & Torso</i> obtidas nos diferentes protocolos de aquisição de imagem da Tomografia Computorizada e <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem	29
Tabela 3.4 Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas no sistema <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem o fantoma Catphan® 600.....	34
Tabela 3.5 Unidades Monitor obtidas para imagens de Tomografia Computorizada, <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem e respetivos protocolos de aquisição no sistema de planeamento Eclipse® Versão 8.6 com algoritmo de cálculo PBC para feixe de fótons com energia de 6MV	37

Tabela 3.6 Unidades Monitor obtidas para imagens de Tomografia Computorizada, *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem e respetivos protocolos de aquisição no sistema de planeamento Eclipse® com algoritmo de cálculo PBC para feixe de fótons com Energia de 16MV..... 38

Tabela 3.7 Avaliação de doses administradas aos inserts do fantoma CIRS® *Head & Torso* no cálculo de imagens com Tomografia Computorizada e *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem para energia de 6MV 46

Tabela 3.8 Avaliação de doses administradas aos *inserts* do fantoma CIRS® *Head & Torso* no cálculo de imagens com Tomografia Computorizada e *Cone-Beam Computed Tomography* de kilovoltagem para energia de 16MV 46

Índice de Figuras

Figura 1.1 On Board Imager [®] incorporado no Clinac [®] 2100 DHX	3
Figura 1.2 Ilustração representativa de: a) amplitude de rotação da fonte de raios-X no modo <i>Full-fan</i> ; b) no modo <i>Half-fan</i>	4
Figura 1.3 Imagens dos filtros: a) <i>Full Bow-Tie</i> ; b) <i>Half Bow-tie</i>	4
Figura 2.1 Imagem representativa do fantoma CIRS [®] <i>Electron Density</i>	9
Figura 2.2. Imagem representativa do fantoma CIRS <i>Head & Torso</i>	9
Figura 2.3 Imagem do fantoma Catphan [®] 600	10
Figura 2.4 Curva de calibração de Unidades de <i>Hounsfield</i> para cálculo dosimétrico utilizado na rotina clínica retirada do TPS Eclipse [®]	13
Figura 2.5 Corte axial do fantoma CIRS [®] <i>Head & Torso</i> com a respetiva representação da localização dos campos de tratamento	19
Figura 3.1 Gráfico sobre a diferença absoluta nas unidades de Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas na Tomografia Computorizada e o sistema de Planeamento para o fantoma CIRS [®] <i>Electron Density</i> nos protocolos “ Cabeça e Pescoço”, “Tórax” e “ Abdomino-pélvico”	22
Figura 3.2 Gráfico sobre a diferença de Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas entre a Tomografia Computorizada com os protocolos “ Cabeça e Pescoço”, “ Tórax” e “ Abdomino-Pélvico” e Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas no <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem nos protocolos “ Standard Dose Head”, “ Low Dose Tórax” e “Pélvis” para o fantoma CIRS [®] <i>Electron Density</i>	26
Figura 3.3 Gráfico da diferença de Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas entre a Tomografia Computorizada com os protocolos “ Cabeça e Pescoço”, “ Tórax” e “ Abdomino-Pélvico” e Unidades de <i>Hounsfield</i> obtidas no <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem nos protocolos “ Standard Dose Head”, “ Low Dose Tórax” e “Pélvis” para o insert Titanium Core do fantoma CIRS [®] <i>Electron Density</i>	27
Figura 3.4 Imagens Axiais de <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem do fantoma CIRS [®] <i>Electron Density</i> adquiridas com os filtros Bow-Tie e os protocolos Standard Dose Head, Low Dose Torax e Pelvis	28

Figura 3.5 Gráfico da diferença absoluta de Unidades de <i>Hounsfield</i> entre a <i>Tomografia Computorizada</i> para os protocolos “ Cabeça e Pescoço”, “ Tórax”, “ Abdomino-Pelvico” e o <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem para os protocolos “ Standard Dose Head”, “ Low Dose Torax” e “ Pelvis” no fantoma CIRS® <i>Head & Torso</i>	30
Figura 3.6-Gráfico da curva de Calibração de Unidades de <i>Hounsfield</i> e Densidades Eletrónicas kV-CBCTHead obtida no sistema de planeamento.....	34
Figura 3.7 Gráfico da curva de Calibração de Unidades de <i>Hounsfield</i> e Densidades Eletrónicas kV.CBCTPelvis obtida no sistema de planeamento.....	35
Figura 3.8- Gráfico comparativo de curvas de calibração de HU’s entre os dois modos de aquisição do <i>Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem e Tomografia Computorizada	36
Figura 3.9-Gráfico da diferença absoluta de Unidades Monitor calculadas em imagens de Tomografia Computorizada <i>versus Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem para a energia de 6 MV no fantoma CIRS® <i>Head & Torso</i>	38
Figura 3.10-Gráfico da diferença absoluta de Unidades Monitor calculadas em imagens de Tomografia computorizada <i>versus Cone-Beam Computed Tomography</i> de kilovoltagem para a energia de 16 MV no fantoma CIRS® <i>Head & Torso</i>	39

Lista de Abreviaturas e Siglas

3DCRT-Three Dimensional Conformal Radiotherapy (Radioterapia Conformacional a três dimensões)

ART- *Adaptative Radiotherapy* (Radioterapia Adaptativa)

FOV- *Field Of View*

HU's-Unidades de *Hounsfield*

IGRT- *Image Guided Radiation Therapy* (Radioterapia de Imagem Guiada)

IMRT-*Intensity-Modulated Radiation Therapy* (Radioterapia de Intensidade Modulada)

kV-CBCT-Kilovoltage Cone-Beam Computed Tomography

kV- Kilo-Voltagem

MV- Mega-Voltagem

mA- Mili-Amperagem

OBI- *On Board Imager*

PBC- *Pencil Beam Convolution*

ROI-*Region On Interest*

SBRT- *Stereotactic Body Radiation Therapy* (Radioterapia Estereotóxica Corporal)

TC- Tomografia Computorizada

TPS-*Treatment Planning System* (Sistema de Planeamento)

UM-Unidades monitor

1.Introdução teórica

A Radioterapia é uma das armas de luta contra doenças de cariz oncológico a par da Cirurgia e da Quimioterapia.

Ao longo do século XX e XXI tem ocorrido uma evolução significativa nas técnicas de tratamento em Oncologia. A Radioterapia, como componente cada vez mais importante no tratamento do cancro, não tem sido exceção desta evolução.

O trabalho que se segue é resultado dessa mesma evolução, nomeadamente na área da Radioterapia de Imagem Guiada (IGRT). Esta técnica permitiu melhorar a precisão do posicionamento do doente e localização do volume alvo a tratar. De destacar o Cone-Beam CT de Kilovoltagem (kV-CBCT) que poderá proporcionar um aumento da precisão da determinação da dose administrada ao volume alvo e Órgãos em Risco (OARS).^[1-2]

O uso de kV-CBCT permitiu, de acordo com diversos estudos, verificar que o volume tumoral diminui ao longo do tratamento. Esta variação anatómica relativamente à CT de planeamento poderá, em alguns casos, levar a alterações de dose significativas.^[2-4]

Estas alterações anatómicas levam a que o estudo dosimétrico inicial fique desadequado, sendo uma das soluções para minimizar este desvio a aquisição de novas imagens de TC de planeamento de modo a que se realize um novo planeamento dosimétrico considerando a nova geometria do doente e volume alvo. Apesar de eficaz, não é uma solução ideal devido à dose extra administrada ao doente com a aquisição das novas imagens.^[5-6]

A solução que poderá ser considerada ideal seria a realização de um replaneamento online, ou seja, modificar o plano inicial de modo a que se adapte às variações presentes enquanto o doente se encontra na mesa de tratamento.^[1]

De modo a contornar a questão, as imagens de kV-CBCT adquiridas para fim de verificação do posicionamento, poderão ser uma ferramenta para realizar Radioterapia Adaptativa (ART), desde que não ocorram grandes alterações no contorno externo do doente.^[3-4]

De acordo com Haton et al., considerando o potencial do kV-CBCT, há a possibilidade de aumentar a qualidade do tratamento de Radioterapia, pois além de permitir a visualização de tecidos moles levando à correção de desvios resultantes do movimento dos órgãos internos, é também possível a adaptação do plano de tratamento para a anatomia diária. ^[1-2;4]

No entanto, para os autores Yoo et al., ainda existe alguma controvérsia em torno desta possibilidade. Apesar de o kV-CBCT evitar a realização de uma nova TC de planeamento, diminuindo a dose administrada ao doente e o workload do serviço, é necessário que haja correlação entre as HU's e densidades eletrónicas. Para além disso, a técnica de aquisição de kV-CBCT influencia a imagem devido à radiação dispersa ao nível do detetor de imagem. ^[7] Esta desvantagem poderá ser contornada com a alteração da voltagem, colimação e utilização de determinado tipo de filtro, que leva não só a modificar a imagem mas também à distribuição do valor do pixel permitindo a diminuição da dispersão e artefactos. De notar que a dimensão do volume do objeto para imagens de kV-CBCT também influencia nos dois últimos parâmetros acima.

Diversos autores indicam que comparativamente às imagens de TC de planeamento, o kV-CBCT tem menor número de projeções o que conseqüentemente leva à menor informação obtida para a reconstrução da imagem levando a um inadequado cálculo de dose. No entanto, para o kV-CBCT OBI da Varian[®] há estudos que demonstram a existência de uma diferença inferior a 10 HU's. ^[8]

Considerando as potencialidades do kV-CBCT este trabalho teve como objetivo determinar se o uso de imagens de kV-CBCT de um acelerador linear para realizar estudos dosimétricos de Radioterapia apresenta igual precisão dosimétrica ao uso de imagens de TC de planeamento.

1.1 O sistema OBI

On-Board-Imager[®] (OBI) é um sistema composto por dois braços robóticos que permite aquisição de imagens radiográficas, fluoroscópicas e de CBCT de kilo-Voltagem.

Este sistema permite então a aquisição e reconstrução de informação volumétrica 3D com apenas uma rotação de *gantry*.

Num dos braços está acoplada uma fonte de Raios-X de kilo-voltagem e no outro um detetor, *Flatpanel*. Para análise da informação recolhida existe um processador de imagem (Paxscan[®] 4030CB) no Linac. Os braços que suportam este sistema são denominados pela Varian[®] de *Exact-arms[®]*, sendo controlados pelo mesmo comando que o sistema de aquisição de imagem Portal e também através da consola OBI presente na área de controlo do Linac.^[9]



Figura 1.1 On Board Imager[®] incorporado no Clinac[®] 2100 DHX

No modo kV-CBCT é possível adquirir imagens em dois modos: *Full-fan* e *Half-fan*. O Full-Fan tem um *Field Of View* (FOV) de 25cm. (Figura 1.2a) Este modo de aquisição, apesar de ter menor FOV que o modo *Half-fan* permite a obtenção de imagens com um menor tempo de aquisição, pois a rotação de *gantry* efetuada é de apenas 180°. ^[9]

O modo *Half-Fan* permite um FOV radial até 50 cm e axial de 15.5cm, sendo indicado, por exemplo, em casos de tratamento da região pélvica. (Figura 1.2b)

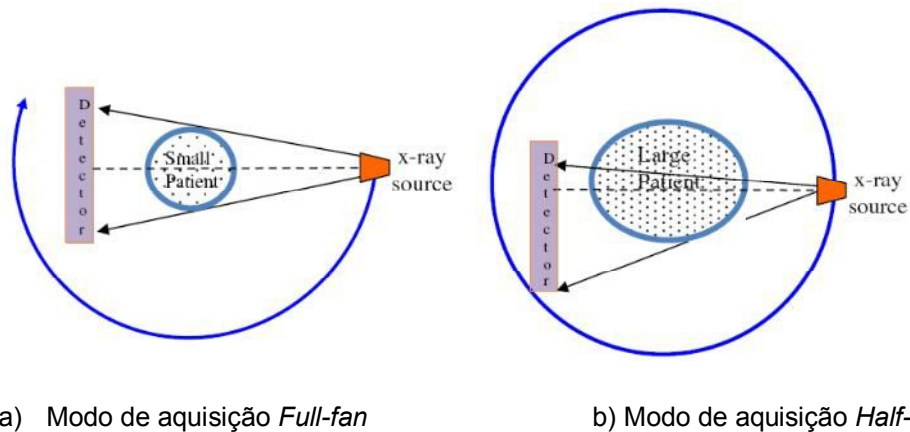


Figura 1.2 Ilustração representativa de: a) amplitude de rotação da fonte de raios-X no modo *Full-fan*; b) no modo *half Half-fan*. Fonte: Ding *et. al*, 2010

Para se obter então um maior FOV, no modo *Half-fan*, o detetor desloca-se lateralmente e o campo de radiação é colimado para adquirir projeções no eixo central. Assim as projeções adquiridas são da metade do objeto em estudo. Para se obter um maior FOV axial é possível a soma de várias aquisições de KV-CBCT através da deslocação da mesa de tratamento no sentido longitudinal. ^[1]

O fabricante do OBI recomenda o uso dos filtros *Bow-Tie*, que permitem melhorar a qualidade de imagem. (Figura 1.3) São compostos por alumínio e apresentam uma espessura de 1.5mm no seu centro. Estes são colocados na parte frontal do tubo de raios-x. ^[9]



a) Full *Bow-Tie*

b) *Half Bow-tie*

Figura 1.3 Imagens dos filtros: a) Full *Bow-Tie*; b) *Half Bow-tie*.

A utilização de filtros *Bow-Tie* permite menor dose à pele, ao diminuir a dispersão dos raios x, melhorando a imagem e permitindo efetuar técnicas de raios-x sem saturar o detetor. O filtro *Full Bow-Tie* é usado no modo de aquisição de *Full-fan* e o filtro *Half Bow Tie* no modo de aquisição *Half-fan*.

1.2 Fiabilidade dosimétrica do uso de kV-CBCT

Desde 2005 que existe por parte da comunidade científica um esforço na determinação da fiabilidade dosimétrica do uso de KV-CBCT.

Yang Y, et al., em 2007, partindo do pressuposto que as imagens de kV-CBCT além de guiarem no processo de posicionamento do doente, fornecem dados que poderão ser usados para recalcular e verificar o plano de tratamento baseando-se na anatomia do doente no dia de tratamento. Consideraram que se o cálculo de dose baseado no kV-CBCT for preciso o suficiente (1~2%), estas imagens poderão ser uma opção válida para a determinação da dose administrada diariamente. [8]

Devido ao movimento e deformação dos órgãos é concebível que as distribuições de dose administradas ao doente variem de fração para fração sendo que com este método será possível determinar a dose acumulada no volume alvo e OAR's. [8]

No entanto, comparativamente à TC de planeamento, o kV-CBCT cobre um FOV muito maior na direção longitudinal, levando à existência de uma maior dispersão nas imagens o que piora a qualidade destas. Outra desvantagem do kV-CBCT é a limitação da velocidade da rotação da *gantry* que se encontra limitada a ~1 min pela regulação da IEC. Esta limitação torna o kV-CBCT com maior propensão ao surgimento de artefactos o que leva a questionar a fiabilidade do cálculo de dose baseado em imagens de kV-CBCT. [8;10]

Para se usar CT ou CBCT no cálculo de dose de radiação a administrar, é necessário relacionar as HU's com a densidade eletrónica. Para isso, Yang Y, et al., adquiriram imagens com um fantoma Catphan® CTP404. [6] Este fantoma dispõe 7 *inserts* de diferentes tamanhos e materiais substitutos de tecido: ar, PMP, LDPE, polistereno, acrílico, Delrin® e teflon, onde as suas densidades eletrónicas variam entre 0 e 1.866. [8] O mesmo procedimento foi efetuado para as imagens de kV-CBCT, para cada modo: *Full-fan* e *Half-fan* devido á geometria do feixe e características destes dois modos de aquisição de kV-CBCT. [8]

A diferença entre a imagem de TC de planeamento e reconstrução de kV-CBCT resulta de dois fatores: o erro de posicionamento do doente/movimento dos órgãos e a variação da densidade eletrónica relativa nas imagens de kV-CBCT. Desta forma pequenas discrepâncias entre doses calculadas usando imagens de TC ou kV- CBCT

em volumes que se moveram, poderá ser considerado aceitável. Por exemplo, em casos de próstata. [8;10]

Os autores referenciados anteriormente concluíram que o recurso a *On-board* CBCT além de fornecer informação anatómica e volumétrica na verificação do posicionamento do doente, poderá ser usado para verificação de cálculo de dose, sendo para isso necessário uma relação fiável entre as HU e a densidade eletrónica relativa dos tecidos. Nos estudos dosimétricos em fantoma e casos de doentes de próstata, perante a ausência de artefactos de movimento, há uma precisão aceitável no cálculo de dose baseado em imagens obtidas com kV-CBCT. [8;10] No entanto, quando utilizaram um fantoma que simula o movimento de órgãos verificaram que existem erros dosimétricos mais acentuados. Nesse caso, concluíram que não é aconselhado o uso de kV-CBCT no cálculo de dose. [7]

Guan e Dong, em 2009, procuraram avaliar a precisão do cálculo de dose usando o kV-CBCT pélvico adaptando a curva de calibração de dois fantasmas diferentes com duas a três dimensões diferentes. Este procedimento deveu-se a terem considerado trabalhos anteriores, em que ao avaliarem as HU's concluíram que para fantasmas pequenos como o Catphan® a diferença entre as HU's de kV-CBCT e as de CT de planeamento eram relativamente pequenas. No entanto, para fantasmas com dimensões iguais ou superiores a 30 cm as diferenças de HU entre os dois tipos de imagem poderiam chegar a valores de 200 HU em algumas áreas devido à dispersão.[3] Este facto levou a que o recurso apenas ao fantoma Catphan® para a calibração poderá levar a um erro adicional do cálculo de dose quando se o pretende realizar planeamentos dosimétricos em grandes volumes anatómicos, por exemplo, a pelve. [10]

Outro aspeto a considerar é o facto de calibrações recorrendo a diferentes fantasmas e scans leva a uma diferença dosimétrica até 2%, devido à maior dispersão do kV-CBCT, aproximadamente proporcional ao volume adquirido. Desta forma, deverá ser realizada uma calibração para cada modo de aquisição. [11-12]

Os autores consideraram que dado que a aquisição de imagens de kV-CBCT de um fantoma não apresenta deformação de imagem comparativamente à TC de planeamento, os mesmos campos deverão gerar uma distribuição de isodoses semelhantes em cálculo de dose homogéneo. Perante o cálculo com

heterogeneidades a diferença resultará da calibração da TC de planeamento e kV-CBCT. [11-12]

Após a aplicação deste método, Hu C, et al., concluíram que existe maior diferença entre o KV-CBCT e a TC de planeamento se o Catphan[®] for usado para calibração. Isto deve-se ao Teflon não ser capaz de representar a densidade eletrónica do osso e também pelo facto de a dimensão dos *inserts* ser muito pequena o que condiciona o correto número de HU em condições de dispersão elevada. [12]

Recorrer a um fantoma de controlo de qualidade de TC, permite uma melhor correlação entre os dois métodos de aquisição de imagem. Para a energia de 6 MV a diferença dosimétrica encontrada para um plano com um único campo lateral tem um máximo de 6.7 %, e de 3.3% e 2.2% para um plano de 3DCRT e IMRT, respetivamente. As diferenças para 18 MV foram, na generalidade, inferiores a ~ 1-2%. [10]

O uso do kV-CBCT no planeamento dosimétrico poderá ser aplicado em planeamentos 3DCRT, Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) e mesmo Radioterapia Estereotaxica Fracionada Corporal (SBRT). [13]

Alguns autores testaram o uso de imagens de kV-CBCT no planeamento de IMRT de doentes de cabeça e pescoço, foram adquiridas imagens de TC realizada a meio do tratamento de IMRT. Posteriormente foram delimitados volumes alvo e órgãos de risco. Os mesmos contornos foram então copiados para as imagens de kV-CBCT, ajustados e revistos por um médico radioterapeuta. [13] Foram observadas diferenças nas unidades de *Hounsfield* entre a TC de planeamento e kV-CBCT, onde se verificou discrepâncias de 100 HU's entre as imagens adquiridas com a TC e o kV-CBCT em modo de *Full-fan* e *Half-fan*. No entanto, estas diferenças no cálculo de uma distribuição de dose mostraram-se clinicamente insignificantes. [13]

2. Materiais e Métodos

Neste capítulo serão descritos os materiais e o método utilizado que permite a validação do uso de kV-CBCT em planeamentos dosimétricos. A recolha de dados foi realizada no Centro Hospitalar Barreiro Montijo, EPE.

2.1 Materiais

Neste estudo, utilizou-se a Tomografia Computorizada (TC) GE LightSpeed[®], que é o equipamento utilizado na aquisição de imagens para se efetuar os estudos dosimétricos. Também se utilizaram os fantasmas CIRS[®] *IMRT Head & Torso Freepoint Phantom Model 002H9K* (daqui em diante designado por CIRS[®] *Head&Torso*), CIRS[®] *Electron Density Phantom model 062M* (daqui em diante designado por CIRS[®] *Electron Density*) e Catphan[®] 600 (Figuras 2.1 a 23).



Figura 2.1 Imagem representativa do fantoma CIRS[®] *Electron Density* Fonte:

<http://www.cirsinc.com/products/all/24/electron-density-phantom/>

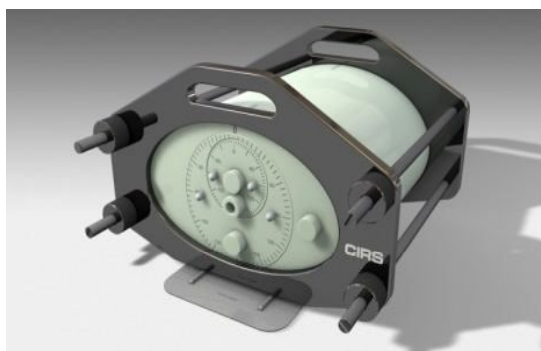


Figura 2.2 Imagem representativa do fantoma CIRS[®] *Head & Torso*. Fonte:

http://www.cirsinc.com/file/Products/002H9K/002H9K_DS.pdf



Figura 2.3 Fantoma Catphan[®]600 Fonte: (<http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan500-600manual.pdf>)

Na aquisição de imagens de kV-CBCT, utilizou-se o On Board Imager[®] versão 1.4, que está incorporado no Linac Clinac 2100 DHX[®].

O sistema de planeamento, onde se efetuaram os cálculos dosimétricos, é o Eclipse[®] versão 8.6 com o algoritmo *Pencil Beam Convolution* versão 8.6.15 (daqui em diante designado por PBC). O algoritmo de correção de heterogeneidades utilizado consistiu no *Modified Batho*.

Na análise dos dados recolhidos utilizaram-se os programas: Microsoft Excel[®] 2007 e SPSS[®] versão 21.0. O primeiro designado foi utilizado na construção das tabelas e gráficos apresentados nos capítulos 2 e 3 e o SPSS[®] versão 21 foi utilizado no cálculo dos testes estatísticos apresentados no capítulo 3.

2.2 Método

2.2.1 Aquisição de imagens na Tomografia Computorizada de planeamento e Cone-Beam Computed Tomography de Kilovoltagem

1. Introduziram-se no fantoma CIRS[®] Electron Density, 10 *inserts* com densidades eletrónicas diferentes correspondendo a *Trabecular bone*, *Dense bone*, *Breast*, *Lung-exhale*, *Liver*, *Adipose*, *Muscle*, *Lung- inhale*, *H₂O*, *Titanium Core* (ver tabela 2.1 e figura 2.3). Os *inserts* referidos são construídos com materiais que apresentam densidades semelhantes aos tecidos e dispositivos (no caso do *Titanium Core*) presentes no corpo humano.

Tabela 2.1 Tabela de referência das densidades eletrónicas Relativas, dos *inserts* utilizados no fantoma CIRS[®] Electron Density.

<i>Insert</i>	Densidade eletrónica Relativa (DER)
<i>Lung-Inhale</i>	0.20
<i>Lung- Exhale</i>	0.5
<i>Adipose</i>	0.97
<i>Breast</i>	0.99
H₂O	1.004
<i>Muscle</i>	1.06
<i>Liver</i>	1.07
<i>Trabecular bone</i>	1.16
<i>Dense bone</i>	1.61
<i>Titanium Core</i>	3.735

2. Adquiriram-se imagens de TC com os protocolos de imagem: Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-Pelvico em decúbito dorsal. Os protocolos selecionados são os utilizados na rotina clínica, para realização de planeamentos dosimétricos (ver tabela 2.2).

Tabela 2.2 Tabela descritiva das condições de aquisição de imagem da TC para as diferentes localizações anatómicas.

Características	Cabeça & Pescoço	Tórax	Abdomino-Pelvico
Tipo aquisição	<i>Helical</i>	<i>Helical</i>	<i>Helical</i>
Intervalo (mm)	2,5	2,5	2,5
Espessura (mm)	2,5	2,5	2,5
Tilt	0	0	0
Kv's	120	120	120
mA's	300	300	300
FOV	<i>SMALL</i>	<i>LARGE</i>	<i>LARGE</i>
Reconstrução	<i>Standard</i>	<i>Standard</i>	<i>Standard</i>
ROI (mm)	5,0	5,0	5,0

3. No sistema operativo da TC, anotaram-se as HU de cada *insert* para cada protocolo de aquisição de imagem recorrendo a uma Região de Interesse (ROI) de 5.0mm.

4. Importaram-se as imagens adquiridas, em cada protocolo, para o sistema de planeamento Eclipse®. Estas foram associadas à curva de calibração de HU's existente no TPS (ver Figura 2.6). Esta curva é utilizada para o cálculo de dose de planeamentos dosimétricos, quando se adquirem imagens de TC. A curva de calibração de Unidades de *Hounsfield* permite ao sistema de planeamento, através das imagens de TC, converter as HU's nas densidades eletrónicas dos respetivos tecidos. Idealmente, as HU's obtidas no TPS devem ser iguais às obtidas na TC, pois

assim haverá maior precisão na determinação da densidade eletrônica dos tecidos e consequentemente no cálculo de dose de um plano dosimétrico.

5.Procedeu-se à anotação das HU obtidas no TPS recorrendo a um ROI de 5.0mm, de modo a se poder comparar, para os mesmos *inserts*, as obtidas no passo 3.

6.Realizaram-se novamente os passos 1 a 4 para o fantoma CIRS® *Head & Torso* com os *inserts Bone Core, Lung, Adipose e Muscle* (ver tabela 2.3). A aquisição das imagens deste fantoma teve como objetivo poder-se efetuar um planeamento dosimétrico simples (ver subcapítulo 2.2.3) assim como, posteriormente, comparar as HU's obtidas com as obtidas na aquisição do kV-CBCT.

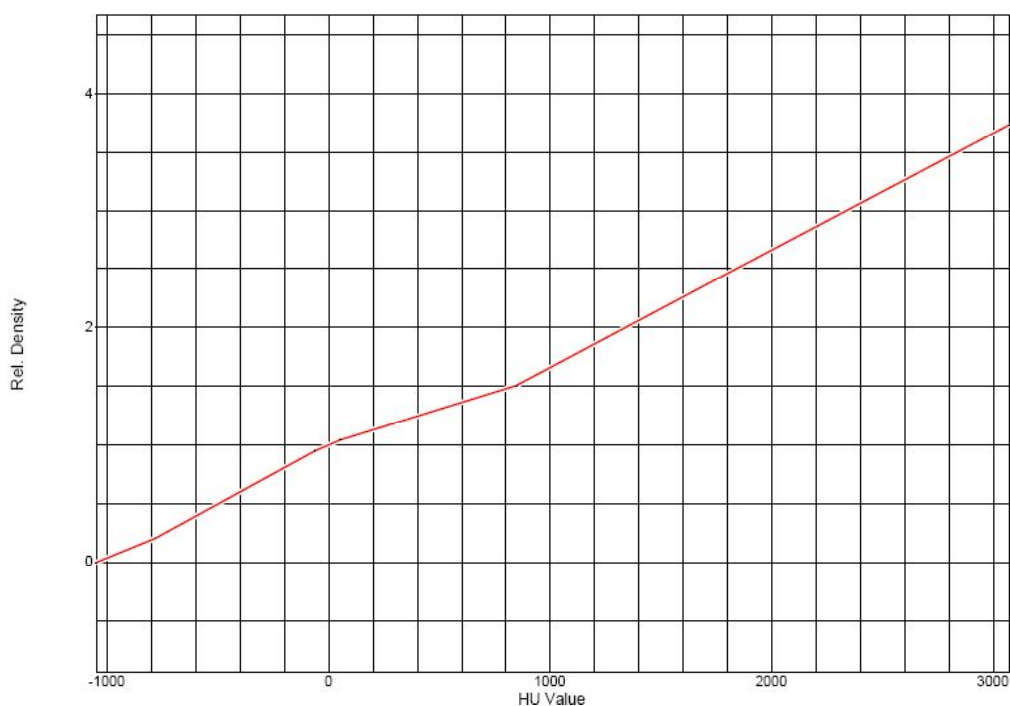


Figura 2.4 Curva de calibração de Unidades de *Hounsfield* para cálculo dosimétrico utilizado na rotina clínica retirada do TPS Eclipse®. Legenda: Rel Density – Densidade Eletrônica Relativa (à água) dos *inserts* utilizados na construção da curva de calibração; HU Value- Unidades de *Hounsfield* obtidas no sistema da TC.

Tabela 2.3 Tabela de referência das densidades eletrônicas relativas, dos *inserts* utilizados no fantoma CIRS® *Head & Torso*

<i>Insert</i>	Densidade Eletrônica Relativa (DER)
<i>Lung</i>	0,207
<i>Adipose</i>	0,949
<i>Water</i>	1.003
<i>Muscle</i>	1,042
<i>Bone Core</i>	1,506

7.Importaram-se as imagens do fantoma CIRS® *Head & Torso* para o sistema de planeamento Eclipse®. As imagens foram associadas à curva de calibração de HU's existente no TPS e utilizada para o cálculo de dose com o algoritmo PBC.

8.No acelerador Linear Clinac 2100 DHX®, adquiriram-se imagens de kV-CBCT dos fantasmas CIRS® *Electron Density*, CIRS® *Head & Torso* e Catphan® 600. O fantoma Catphan® 600 tem incorporado os seguintes *inserts*: *Air*, *Derlin*, *Polysterene*, *PMP*, *LDPE*, *Teflon* e *Acrylic* (ver Figura 2.3).

Os fantasmas CIRS® *Head & Torso* e CIRS® *Electron Density* apresentavam os mesmos *inserts* utilizados para adquirir as imagens de TC. O objetivo da aquisição de imagens dos fantasmas CIRS® *Electron Density* e CIRS® *Head & Torso* consistiu em poder-se comparar as HU's obtidas no kV-CBCT com as do sistema da TC. Outro objetivo desta aquisição, para o segundo fantoma, referido, foi efetuar-se um planeamento dosimétrico simples com as imagens de kV-CBCT. A aquisição de imagens do fantoma Catphan® 600 teve como objetivo a construção da curva de calibração de HU's no TPS (ver capítulo 3.2).

Tabela 2.4 Descrição de *inserts* do fantoma Catphan[®] 600 e respectivas Densidades eletrônicas Relativas

<i>Insert</i>	Densidade Eletrônica Relativa (DER)
<i>Air</i>	0
PMP C ₆ H ₁₂ (CH ₂)	0,853
LDPE C ₂ H ₄	0,944
Polistereno C ₈ H ₈	1,017
<i>Acrylic</i>	1,146
<i>Derlin[®]</i>	1,354
Teflon CF ₂	1,867

9. Utilizou-se o filtro *Bow-Tie Half-fan* para os protocolos de aquisição Pelvis e *Low Dose Torax* e o filtro *Bow-Tie Full-fan* para o protocolo *Standard Dose Head* (ver tabela 2.5).

Tabela 2.5 Tabela descritiva das condições de aquisição de imagem do kV-CBCT, para os diferentes protocolos de aquisição.

<i>Filtro Bow-Tie</i>	<i>Full-fan</i>	<i>Half-fan</i>	
Características	<i>Standard Head Dose</i>	<i>Low Dose Torax</i>	Pelvis
Espessura (mm)	2,5	2,5	2,5
Voltagem (kV's)	100	110	125
Corrente (mA's)	20	20	80
Reconstrução	<i>Standard</i>	<i>Standard</i>	<i>Standard</i>
ROI (mm)	5,0	5,0	5,0

10. Anotou-se para estes protocolos as HU's correspondentes aos *inserts* utilizados no fantomas referidos no passo 8.

2.2.2 Definição da curva de calibração do *Cone-Beam Computed Tomography* de kiloVoltagem no Sistema de Planeamento

Após a aquisição dos dados do kV-CBCT para o fantoma Catphan[®] 600, procedeu-se à criação da curva de calibração de HU's no sistema de planeamento Eclipse[®].

1. Criaram-se duas curvas de calibração de HU's. A primeira denominada de kV-CBCTHead com os dados obtidos com o filtro *Full-fan* e o protocolo *Standard Dose Head*. A segunda curva foi denominada de kV-CBCTPelvis definida com os dados obtidos com o filtro *Half-fan* e o protocolo Pelvis. Estas curvas consistem na correspondência de HU's *versus* Densidade Eletrónica Relativa para cada *insert* analisado, que é composto por material com propriedades equivalentes aos tecidos humanos.

2. Definiram-se as propriedades do kV-CBCT, nomeadamente, o modelo do equipamento, fabricante e Número de Série.

3. Construíram-se as curvas de calibração de HU's para o kV-CBCT.

4. Após verificação dos valores inseridos, procedeu-se à aprovação dos mesmos. Este passo permite a utilização das imagens de kV-CBCT no planeamento dosimétrico.

2.2.3. Cálculo de dose nas imagens de Tomografia Computorizada e Cone-Beam Computed Tomography de kiloVoltagem.

Após a aquisição das imagens na tomografia computadorizada e de kV-CBCT, de acordo com o procedimento descrito no subcapítulo 2.2.1, procedeu-se à importação das imagens do fantoma CIRS® *Head & Torso* para o sistema de planeamento Eclipse® de modo a efetuar-se cálculos de dose.

1. Corrigiu-se o contorno externo do fantoma e delimitou-se os respetivos *inserts*.

2. Definiram-se quatro campos de tratamento, com o isocentro no centro geométrico do conjunto dos quatro *inserts* utilizados. Foram atribuídas as seguintes angulações de gantry: campo 1- 0°, campo 2 180°, campo 3-90° e campo 4-270°. Em todos os campos o colimador foi definido com rotação de 0°.

3. As dimensões de campo para os campos 1 e 2 foram de 4X4 cm (campo simétrico). Para os campos 3 e 4 as dimensões utilizadas na *jaw X* foram $X_1=6.0\text{cm}$, $X_2=8.0\text{cm}$ e $X_1=8.0\text{cm}$ e $X_2=6.0\text{cm}$ respetivamente. Na *jaw Y* as dimensões foram Y_1 e $Y_2 = 2\text{cm}$.

4. Definiram-se as proteções com MLC, utilizando-se margem de 0.6 cm em torno do volume total dos quatro *inserts*.

5. Normalizou-se a distribuição de dose no isocentro dos campos utilizados (ver Figura 2.5) e todos os campos tinham igual contribuição.

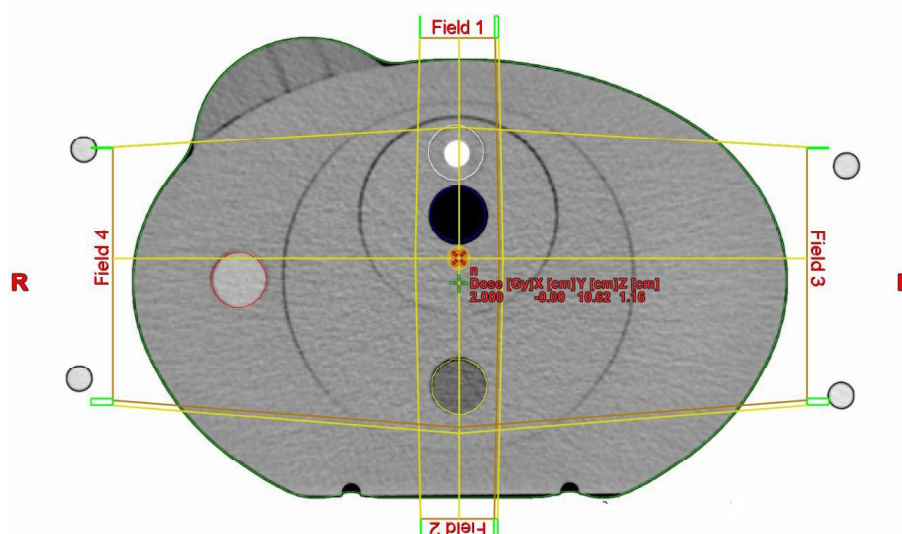


Figura 2.5 Corte axial do fantoma CIRS® *Head & Torso* com a respetiva representação da localização dos campos de tratamento.

6. Calculou-se um plano para cada conjunto de imagens adquiridas, com os protocolos da tomografia computadorizada Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-Pelvico para feixe de fótons com as energias de 6 e 16 MV.

7. Registaram-se, para cada campo, de tratamento as Unidades monitor obtidas (UM).

8. Nos conjuntos de imagens de kV-CBCT foi atribuída a curva de calibração respectiva. Nomeadamente para as imagens adquiridas com o protocolo *Standard Dose Head*, atribuiu-se a curva de calibração kV-CBCTHead. Para as imagens adquiridas com os protocolos *Low Dose Torax* e *Pelvis* foi atribuída a curva de calibração kV-CBCTPelvis.

9. Foram efetuados os passos 2 a 7 nas imagens de kV-CBCT.

10. Anotou-se dose mínima, máxima, média, dose para 95% e 98% do volume dos *inserts* do fantoma CIRS[®] *Head & Torso* no cálculo de dose realizado nas imagens de TC adquiridas com o protocolo Abdomino-Pelvico. Apenas se realizou recolha de dados para este protocolo porque as condições de voltagem e intensidade de corrente são iguais para os três protocolos de aquisição de imagem da TC.

12. No plano dosimétrico com iguais parâmetros construído nas imagens de kV-CBCT com o protocolo *Half-fan Pelvis*, colocou-se em cada campo as UM obtidas no plano criado para as imagens referidas no ponto 10.

13. Avaliou-se a dose obtida para os mesmos parâmetros referidos no ponto 10, mas nas imagens de kV-CBCT.

3. Resultados e Discussão

Neste capítulo serão apresentados os dados recolhidos com os Métodos adotados e é efetuada a discussão dos resultados, onde se procura confrontar com trabalhos publicados anteriormente.

3.1. Comparação de Unidades de *Hounsfield* obtidas na Tomografia Computorizada *versus* Sistema de Planeamento Eclipse®

Após a aquisição de imagens de TC do fantoma CIRS® Electron Density, comparou-se as HU's obtidas no sistema operativo da TC com as obtidas no sistema de planeamento Eclipse® (ver tabela 3.1). No TPS as imagens foram associadas à curva de calibração de HU's usada na prática clínica.

Tabela 3.1 Unidades de *Hounsfield* obtidas em cada *insert* do fantoma CIRS® *Electron Density* na TC/TPS

Protocolos de Aquisição										
<i>Insert</i>	DER	Cabeça e Pescoço(HU's)			Tórax(HU's)			Abdominopelvico(HU's)		
		TC	TPS	Δ TPS/TC	TC	TPS	Δ TPS/TC	TC	TPS	Δ TPS/TC
<i>Lung Inhale</i>	0.20	-798,09	-796,6	1,49	-801,62	-795,8	5,82	-803,44	-814	10,56
<i>Lung exhale</i>	0.5	-500	-493,6	6,4	-490,81	-493,5	2,69	-490,12	-500	9,88
<i>Adipose</i>	0.97	-61,51	-61,5	0,01	-57,73	-60	2,27	-61,43	-79	17,57
<i>Breast</i>	0.99	-28,66	-31,7	3,04	-25,7	-37,5	11,8	-28,13	-42	13,87
<i>H₂O</i>	1.004	4,47	1,6	2,87	3,9	2,7	1,2	4,48	2	2,48
<i>Muscle</i>	1.06	48,72	46,9	1,82	48,56	49,6	1,04	48,67	43	5,67
<i>Liver</i>	1.07	60,04	76	15,96	60,93	60,4	0,53	56,68	66,7	10,02
<i>Trabecular bone</i>	1.16	244,98	246,6	1,62	251,22	250,3	0,92	245,94	269,3	23,36
<i>Dense bone</i>	1.61	907,53	957,7	50,17	935,59	978,3	42,71	937,6	978	40,4
<i>Titanium core</i>	3.735	3071	3071	0	3071	3071	0	3071	3071,1	0,1

Na comparação realizada, verificaram-se diferenças para os diversos *inserts* (Figura 3.1).

A maior diferença relativa é cerca de 9% para o *insert Trabecular bone* no protocolo Abdomino pélvico e 5% para o *insert Dense Bone* nos protocolos “ Tórax” e “ Abdomino-Pélvico”.

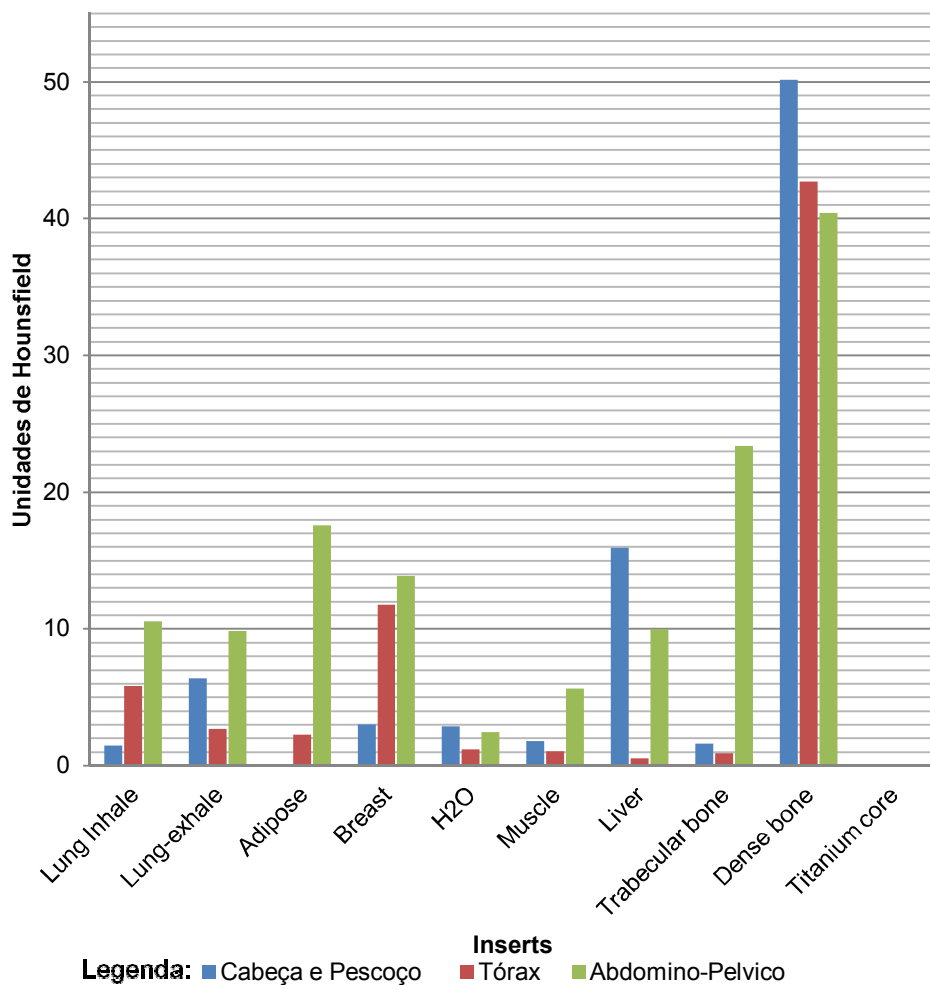


Figura 3.1 Gráfico sobre a diferença absoluta nas Unidades de *Hounsfield* obtidas na TC e o sistema de Planeamento para o fantoma CIRS® *Electron Density* nos protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-pélvico

De referir que na comparação realizada o desvio padrão de HU's obtido para o protocolo Cabeça e Pescoço foi de 14.63. Nos protocolos Tórax e Abdomino-pelvico os desvios-padrão obtidos foram 12.40 e 11.11 respetivamente.

As variações apresentadas poderão dever-se a vários fatores, pois verifica-se diferenças para o mesmo *insert* até em protocolos com parâmetros de aquisição iguais, nomeadamente os protocolos Abdomino-Pelvico e Tórax.

A incerteza aleatória do valor do pixel poderá ser um dos fatores que contribuem para esta variação. De acordo com o Report TG66 da AAPM de 2010, os números de TC numa imagem de um fantoma homogéneo não são uniformes.^[14] A variação na intensidade do pixel tem componentes aleatórias e sistemáticas, denominando-se de ruído à componente aleatória da não uniformidade da imagem. A incerteza sistemática consiste na uniformidade do campo, sendo resultado de artefactos da imagem devido à construção do equipamento ou *software* de reconstrução que poderão levar a variações sistemáticas de HU's.^[14]

As diferenças apresentadas poderão dever-se ao facto de quando as imagens de TC são importadas para o sistema de planeamento Eclipse® e se associa a curva de calibração da TC, esta poderá não associar de modo totalmente exato a densidade eletrónica respetiva (como seria determinada no sistema operativo da TC).

Outro fato será a forma como o ROI foi colocado no *insert* para a sua leitura, apesar de nos dois sistemas este ter a mesma dimensão 5mm e ser colocado no centro de cada *insert*.

No entanto, de acordo com os testes de controlo de qualidade do TPS, esta diferença é aceitável.

Uma forma de diminuir esta diferença, poderá passar por calibrar as Unidades de *Hounsfield* da TC e no TPS construir uma curva de calibração da TC onde se associem mais pontos de modo a que ao importar as imagens da TC para TPS este consiga atribuir uma densidade eletrónica relativa mais precisa a cada tecido. Outra forma de solucionar esta diferença é alcançar um método de colocação do ROI no centro do volume de forma mais precisa e não ser baseada na observação da pessoa que coloca o ROI.

3.2. Comparação de Unidades de *Hounsfield* obtidas na Tomografia Computorizada versus *Cone-Beam Computed Tomography* de kV-Voltagem

O segundo passo deste trabalho consistiu na análise das HU's obtidas no kV-CBCT procurando verificar se estas eram iguais ou aproximadamente iguais às obtidas no sistema da TC.

Efetuiu-se esta comparação porque para se realizar Radioterapia Adaptativa é importante a existência de uma correlação das HU's com as densidades eletrônicas dos tecidos. Considerando que as imagens de TC de planeamento são o padrão para a realização do plano dosimétrico, idealmente, as HU's obtidas para o mesmo tecido no kV-CBCT deverão ser equivalentes às da TC.^[7]

A tabela 3.2 descreve as HU's obtidas para o fantoma CIRS[®] Electron Density nas imagens de kV-CBCT nos três protocolos de aquisição de kV-CBCT utilizados na prática clínica.

Tabela 3.2 Comparação de Unidades de *Hounsfield* obtidas para o fantoma CIRS[®] Electron Density na TC e sistema de kV-CBCT do OBI integrado no acelerador linear Clinac 2100 DHX[®]

Características dos Inserts	DER	Protocolos de aquisição de imagem								
		TC			kV-CBCT			kV CBCT		
		Cabeça e Pescoço	Standard Dose Head	$\Delta C\&P$ vs SDH	Tórax	Low Dose Torax	Δ Tórax vs LDT	Abdomin o- Pelvico	Pelvis	Δ ABP vs Pelvis
Lung Inhale	0,2	-798,09	-667	131,09	-801,62	-678	123,62	-803,44	-667	136,44
Lung exhale	0,5	-500	-771	271	-490,81	-418	72,81	-490,12	-430	60,12
Adipose	0,97	-61,51	NA	NA	-57,73	-60	2,27	-61,43	-92	30,57
Breast	0,99	-28,66	-388	359,34	-25,7	-140	114,3	-28,13	-109	80,87
H₂O	1,004	4,47	-108	112,47	3,9	-108	111,9	4,48	-107	111,48
Muscle	1,06	48,72	NA	NA	48,56	-103	151,56	48,67	-114	162,67
Liver	1,07	60,04	-405	465,04	60,93	-281	341,93	56,68	-316	372,68
Trabecular bone	1,16	244,98	-387	631,98	251,22	151	100,22	245,94	184	61,94
Dense bone	1,61	907,53	512	395,53	935,59	515	420,59	937,6	512	425,6
Titanium core	3,735	3071	1709	1362	3071	2055	1016	3071	2225	846

Legenda: NA- Não avaliado devido ao FOV não abranger todo o fantoma; $\Delta C\&P$ vs SDH Diferença absoluta de HU's para os protocolos Cabeça e Pescoço e Standard Dose Head; Δ Tórax e LDT Diferença absoluta de HU's para os protocolos Tórax e Low Dose Torax; Δ ABP vs Pelvis Diferença absoluta de HU's para os protocolos Abdomino-Pelvico e Pelvis

Ao comparar a diferença entre as HU's obtidas nos dois equipamentos (kV-CBCT vs TC) para o fantoma acima referido, de acordo com os gráficos apresentados nas Figuras 3.2 e 3.3, o *insert* que apresenta uma maior diferença, além do *Titanium Core*, é o *insert Trabecular Bone*, com desvio padrão médio de 187,18 HU's

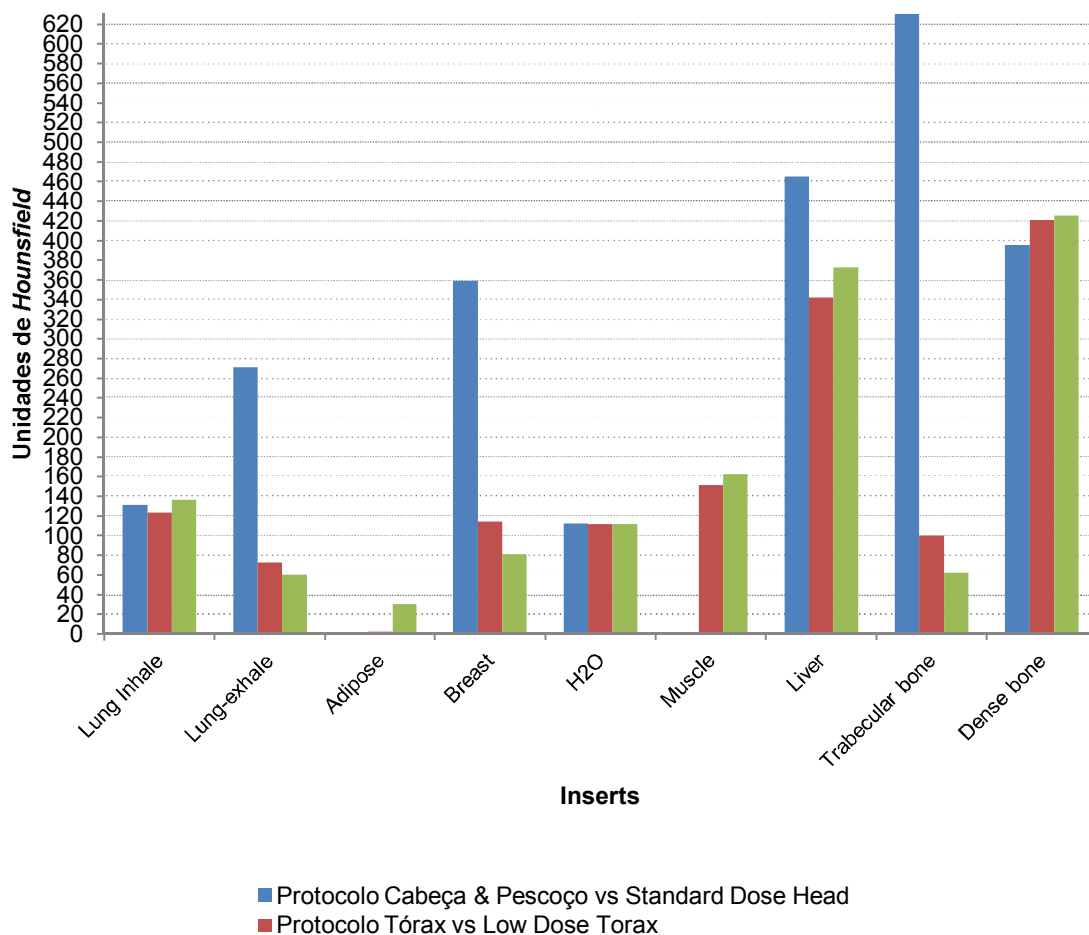


Figura 3.2 Gráfico da diferença de Unidades de *Hounsfield* obtidas entre a TC com os protocolos Cabeça & Pescoço, Tórax e Abdomino-Pélvico e Unidades de *Hounsfield* obtidas no kV-CBCT nos protocolos *Standard Dose Head*, *Low Dose Tórax* e *Pélvis* para o fantoma CIRS® *Electron Density*

A maior diferença verifica-se entre o protocolo Cabeça e Pescoço da TC e o protocolo de kV-CBCT *Standard Head Dose*.

Como referido anteriormente, para o *insert Titanium Core*, de acordo com a Figura 3.4 existem diferenças na ordem das 1350 HU's. Tal poderá ser justificado pelo facto de o kV-CBCT não assumir valores de Unidades de *Hounsfield* superiores a 2300. [9]

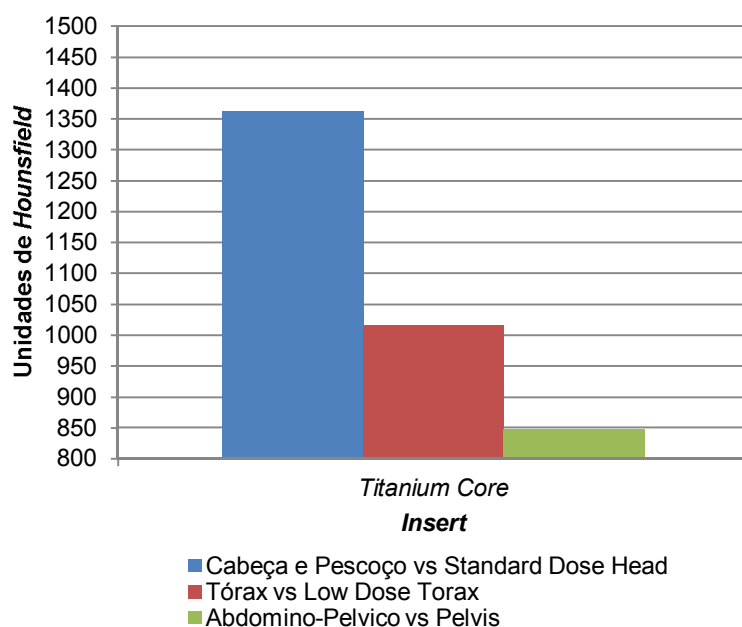


Figura 3.3 Gráfico da diferença de Unidades de *Hounsfield* obtidas entre a TC com os protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-Pélvico e Unidades de *Hounsfield* obtidas no kV-CBCT nos protocolos *Standard Dose Head*, *Low Dose Tórax* e *Pelvis* para o *insert Titanium Core* do fantoma CIRS® *Electron Density*.

Nos restantes protocolos as diferenças apresentadas na comparação do kV-CBCT e TC são, em média, de cerca de 100 HU.

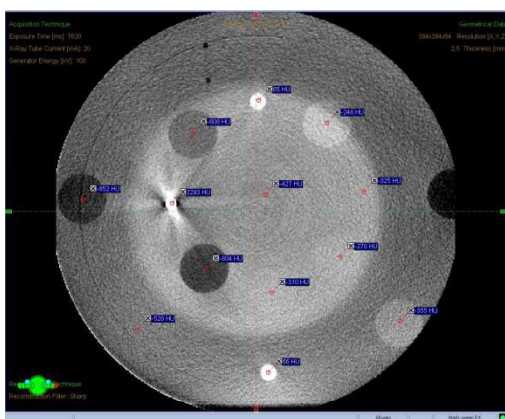
O desvio padrão médio resultante da comparação das HU's obtidas para o protocolo Cabeça e Pescoço *versus Standard Dose Head* foi de 142.75. Entre os protocolos Tórax *versus Low Dose Tórax* foi de 98.37 e para os protocolos Abdomino- Pelvico *versus Pélvis* foi de 106.70. Note-se que para este cálculo de desvio padrão não foram considerados os valores obtidos para o *insert Titanium Core*.

De referir que no modo *Full- Fan* para o protocolo *Standard Head Dose* os *inserts Adipose* e *Muscle* não foram avaliados pois estes não estavam totalmente na imagem (ver Figura 3.11). Tal aconteceu porque o FOV radial neste modo é apenas de 25 cm. A vantagem deste modo de aquisição do kV-CBCT é o facto de as imagens serem obtidas com menor tempo de aquisição que o modo *Half-fan*, porque apenas é necessário uma rotação de *gantry* de 180°.

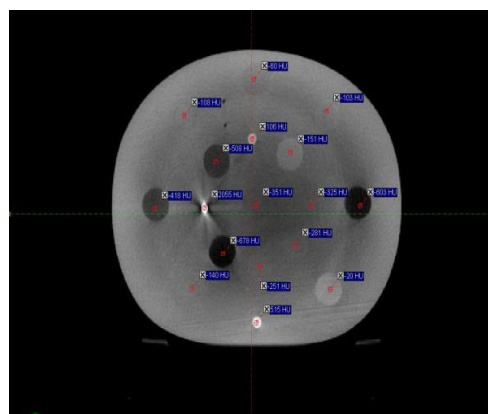
Outro facto a considerar é que o fantoma CIRS® *Electron Density* tem uma largura de 33 cm e altura de 27cm. Isto pode traduzir-se em valores de HU's incorretas. Por exemplo, na tabela 3.2, verifica-se que para filtro *Bow-Tie Full- Fan* protocolo *Standard*

Dose Head, os valores apresentados são todos negativos. Isto pode ser consequência da dimensão do fantoma ser superior à dimensão do FOV que este modo de aquisição foi projetado para adquirir.

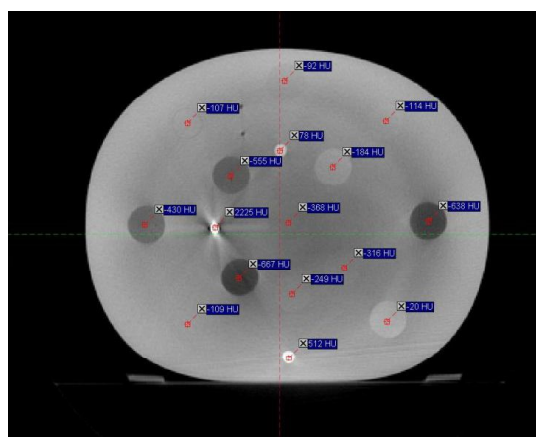
No modo *Half-fan* o detetor desloca-se lateralmente e o campo de radiação é colimado para adquirir projeções no eixo central. Assim as projeções adquiridas são da metade do objeto em estudo. Este modo permite um FOV radial até 50 cm e axial de 15.5cm. De modo a se obter um maior FOV axial é possível a soma de várias aquisições de kV-CBCT através da deslocação da mesa de tratamento no sentido longitudinal.



a) *Bow-Tie Full-fan*, protocolo *Standard Dose Head*



b) *Bow-Tie Half-fan* protocolo *Low Dose Torax*



c) *Bow-Tie Half-fan* protocolo *Pelvis*

Figura 3.4 Imagens axiais de kV-CBCT do fantoma CIRS® *Electron Density* adquiridas com os filtros *Bow-Tie* e os protocolos *Standard Dose Head*, *Low Dose Torax* e *Pelvis*.

À exceção dos inserts *Bone Core*, *Trabecular Bone* e *Titanium Core*, as diferenças apresentadas de cerca de 100 HU's são, ainda assim, inferiores às determinadas por

outros autores. Richter A *et al.* concluíram que para fantasmas de dimensões iguais ou superiores a 30 cm ao comparar-se as HU's do kV-CBCT e TC as diferenças entre os dois sistemas poderiam ser na ordem das 200HU's, devido à dispersão característica do kV-CBCT. [10]

Considerando a limitação da dimensão do fantoma CIRS® *Electon Density*, analisou-se as diferenças de HU's entre a TC e o kV-CBCT para o fantoma CIRS® *Head & Torso* que apresenta menores dimensões, sendo 20 cm de altura e 20 cm de largura. As HU's obtidas, após a aquisição de imagens, para os dois equipamentos é descrita na tabela 3.3

Tabela 3.3 Tabela descritiva das Unidades de *Hounsfield* de cada *insert* do fantoma CIRS® *Head & Torso* obtidas nos diferentes protocolos de aquisição de imagem da TC e kV-CBCT

Características dos <i>Inserts</i>	Protocolos de aquisição de imagem									
	TC	kV-CBCT			TC	kV-CBCT		TC	kV-CBCT	
<i>Insert</i>	DER	Cabeça e Pescoço	Standard Dose Head	Δ C&P vs SDH	Tórax	Low Dose Torax	Δ Torax vs LDT	Abdomino-Pelvico	Pelvis	Δ ABP vs Pelvis
Lung	0,207	-792,53	-839	46,47	784,37	-819	34,63	-795,49	-817	21,51
Adipose	0,949	-63	-96	33	-63,37	-132	68,63	-62,3	-131	68,7
Water	1,004	-0,48	6	6,48	2,93	2	0,93	1,35	3	1,65
Muscle	1,042	54,48	37	17,48	52,3	35	17,3	54,46	34	20,46
Bone Core	1,506	843	623	220	790	642	148	840,7	643	197,7

Legenda: Δ C&P vs SDH-Diferença absoluta de HU's para os protocolos Cabeça e Pescoço e Standard Dose Head; Δ Tóra xvs LDT-Diferença absoluta de HU's para os protocolos Tórax e Low Dose Torax; Δ ABP vs Pelvis Diferença absoluta de HU's para os protocolos Abdomino-Pelvico e Pelvis

De acordo com o gráfico apresentado na figura 3.5, verifica-se que ao comparar as HU's obtidas para o fantoma CIRS® *Head & Torso* no *insert Dense Bone* obteve-se uma diferença de 220 HU's entre o protocolo de aquisição da TC Cabeça e Pescoço e *Standard Dose Head* do kV-CBCT. Nos restantes protocolos, para este *insert*, as diferenças obtidas foram de em média 172 HU's.

O segundo *insert* com maiores diferenças foi o *Adipose*, na comparação entre os protocolos Tórax vs *Low Dose Tórax* e Abdomino-Pelvico vs Pelvis. Nos restantes *inserts* as diferenças são inferiores a 50 HU's.

Mais uma vez verificou-se que, apesar de existirem diferenças nas HU's, para o fantoma CIRS® *Head & Torso* as estas são inferiores às documentadas pelos autores Guan E et al. em 2009. [3]

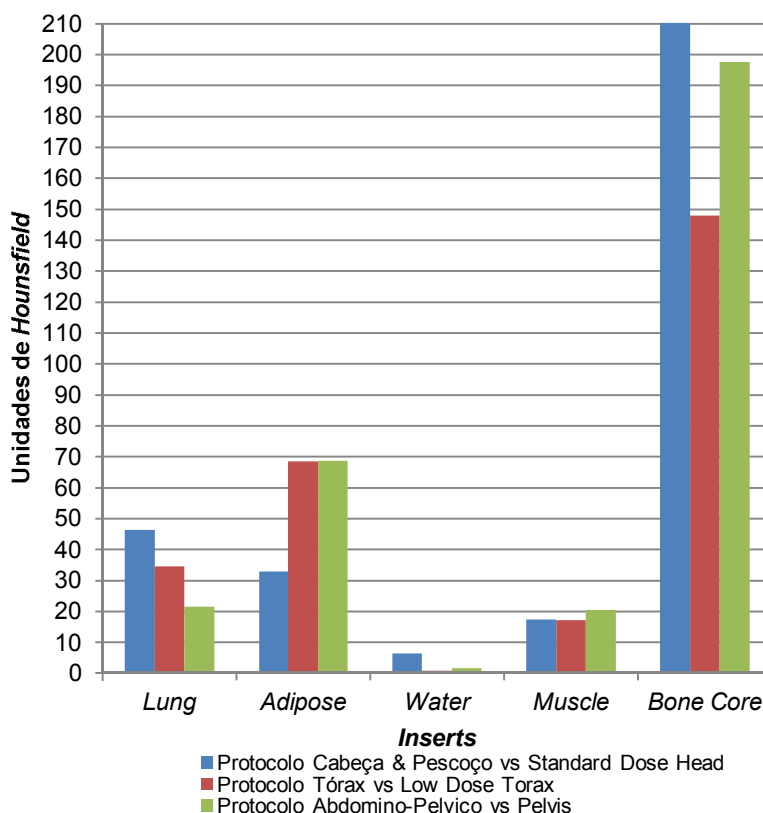


Figura 3.5 Gráfico da diferença absoluta de Unidades de *Hounsfield* entre a TC para os protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax, Abdomino-Pelvico e o kV-CBCT para os protocolos *Standard Dose Head*, *Low Dose Torax* e *Pelvis* no fantoma CIRS® *Head & Torso*.

O desvio padrão médio obtido na comparação dos protocolos Cabeça e pescoço foi de 62.12 HU's, 43.53 HU's na comparação entre os protocolos Tórax vs Low Dose Tórax e 46.95 HU's entre os protocolos Abdomino-Pelvico e Pelvis.

Ding e Duggan et al. em 2007, verificaram que na comparação de Unidades de *Hounsfield* obtidas entre TC e kV-CBCT para o mesmo fantoma, as maiores diferenças foram obtidas quando o *insert* se localizava no limite sagital e ou axial do fantoma. [1] Neste trabalho também nos fantomas CIRS® *Head & Torso* e CIRS® *Electron Density* os *inserts* que apresentam maior diferença estavam localizados no limite do respetivo fantoma, à exceção do insert *Titanium Core* no fantoma CIRS® *Electron Density*. [1]

De notar que a variação das HU's não está apenas relacionada com o tipo de material/tecido, mas também na qualidade do feixe utilizado na aquisição das imagens. A voltagem do tubo de raios-x, foi descrita por Cozzi et al. como sendo o parâmetro de maior importância. [6;15]

O autor Nobah et al. em 2010, publicou que para feixes de menor kV's gera-se um número de HU's mais elevado e conseqüentemente número atômico efetivo mais elevado para cada voxel. Como consequência, no cálculo dosimétrico para uma energia superior a 12 MV é simulada uma maior fração de produção de pares para materiais como o osso. Já para a energia de 6MV há uma menor variação pois o efeito predominante é de dispersão de Compton. [15]

Outros fatores que poderão influenciar o número de HU's são o FOV, as condições de dispersão e o algoritmo de reconstrução da imagem. [6]

Considerando estes fatos, outra razão que pode ter levado à existência de diferenças de HU's para o mesmo fantoma e *inserts* entre a TC e kV-CBCT são então as condições de aquisição de imagem.

Enquanto para a TC a voltagem do tubo de raios-X foi de 120KV e 200 mAs de intensidade da corrente, para os kV-CBCT foi de 100-125 KV e 20-80mAs (ver Tabelas 2.3 e 2.4).

Além de que o FOV é diferente para ambos, assim como o algoritmo de reconstrução poderá apresentar diferenças uma vez que são sistemas diferentes.

3.3. Construção da Curva de Calibração de Unidades de *Hounsfield* no Sistema de Planeamento Eclipse® Versão 8.6

De modo a poder realizar planeamentos dosimétricos com as imagens de kV-CBCT foi necessário construir uma curva de calibração de HU's no TPS para que esta fosse associada às imagens de KV-CBCT.

Idealmente, na construção de uma curva de calibração, deverá ser utilizada informação de vários *inserts* que representem os materiais/ tecidos presentes no corpo humano, isto, para que o TPS consiga associar de forma mais precisa as HU's obtidas nas imagens às densidades eletrónicas dos respetivos tecidos.

Apesar do fantoma CIRS® Electron Density, apresentar um maior número de *inserts* que o fantoma CIRS® *Head & Torso* assim como o Catphan® 600, na construção da curva de calibração de HU's no sistema de planeamento para o kV-CBCT foi utilizado o último fantoma referido.

A razão que levou a esta opção foi devido a dois factos: o fantoma Catphan® é utilizado para o controlo de qualidade de imagem periódico do kV-CBCT e também da TC. Além de que todos os testes de aceitação realizados pela marca do kV-CBCT recorrem a este fantoma, de acordo com o documento da Varian Customer Acceptance Procedure.

A desvantagem da utilização deste fantoma para construir as curvas de calibração de HU's é que poderá levar a uma diferença dosimétrica até 2%.^[11-12]

Como descrito no subcapítulo 2.2.1, após a aquisição de imagens de kV-CBCT para o fantoma Catphan® 600 com os protocolos *Standard Head Dose* no modo *Full-Fan*, *Low Dose Torax* e *Pélvis* no modo *Half-Fan*, registou-se as HU's para cada *insert* que eram apresentadas no software do kV-CBCT (ver tabela 3.4)

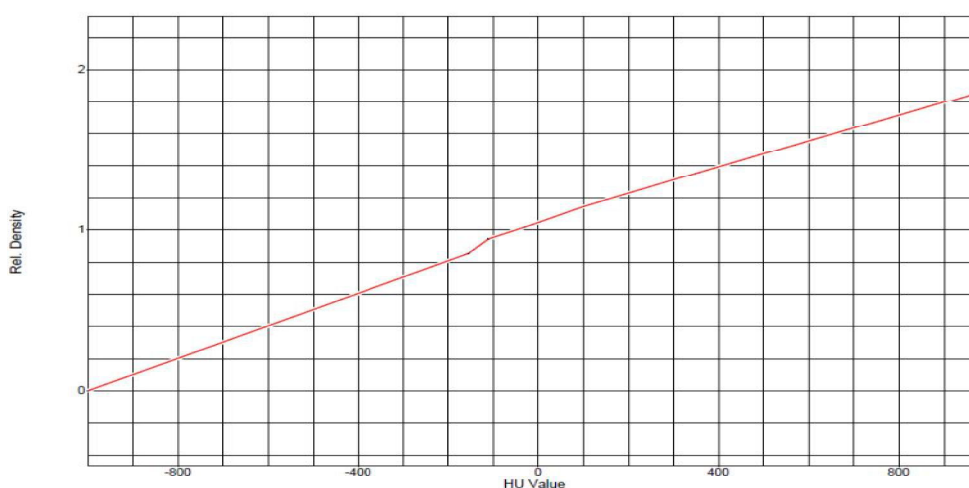
De seguida procedeu-se à construção das curvas de calibração no TPS para cada protocolo de aquisição exceto para o *Low Dose Torax*.

O motivo que levou à não construção da curva de calibração para o protocolo *Low Dose Torax* foi o facto de, ao se comparar as HU's, de acordo com a tabela 3.8, verificar-se que entre este protocolo e o *Pelvis*, não existem diferenças nas HU's superiores a 10.

Tabela 3.4 Unidades de *Hounsfield* obtidas no sistema kV-CBCT o fantoma Catphan® 600

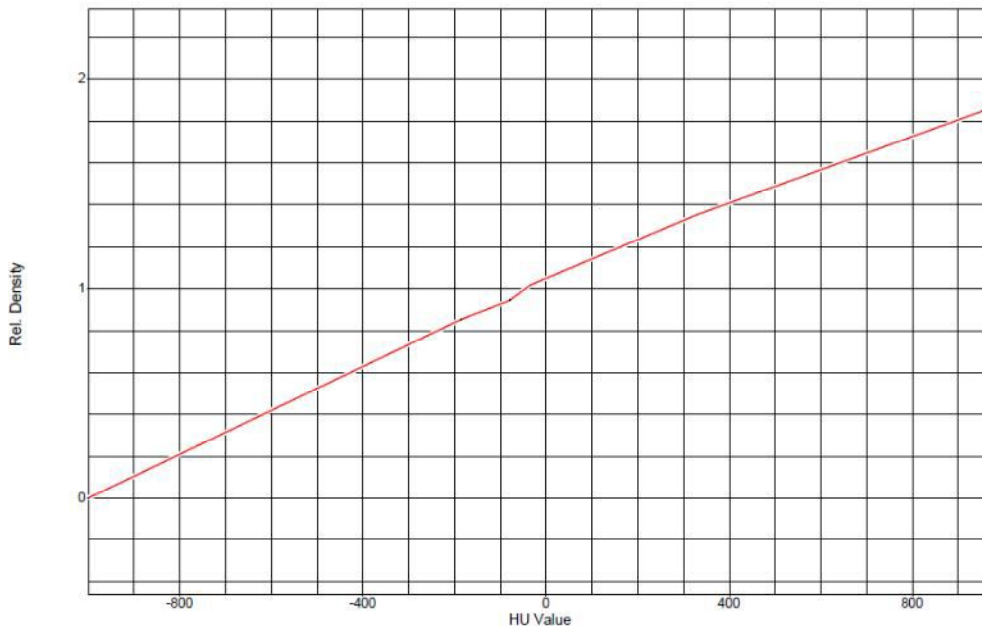
Filtros <i>Bow-Tie</i> Protocolos de Aquisição				
Características dos <i>Inserts</i>		<i>Full Fan</i>	<i>Half Fan</i>	
<i>Insert</i>	DER	Standard Dose Head (HU)	<i>Low Dose Torax</i> (HU)	Pelvis (HU)
<i>Air</i>	0	-1000	-1000	-1000
<i>PMP C₆H₁₂(CH₂)</i>	0,853	-155	-190	-186
<i>LDPE C₂H₄</i>	0,944	-111	-82	-79
<i>Polistereno C₈H₈</i>	1,017	-30	-34	-36
<i>Acrylic</i>	1,146	111	100	100
<i>Derlin</i>	1,354	348	330	330
<i>Teflon CF₂</i>	1,867	987	978	977

Após a criação das curvas de calibração de HU's para o kV-CBCT estipulou-se que, para fins de cálculo dosimétrico no TPS, a curva kV-CBCTHead deverá ser associada a conjuntos de imagem adquiridas com o filtro *Bow-Tie Full-fan* e o protocolo *Standard Dose Head* e a curva kV-CBCTPelvis deverá ser associada a conjuntos de imagens adquiridas com o filtro *Bow-Tie Half-Fan* e os *protocolos Low Dose Torax e Pelvis*.



Legenda: Rel Density – Densidade Eletrônica Relativa (à água) dos *inserts* presentes no Catphan® 600; HU Value- Unidades de *Hounsfield* obtidas no kV-CBCT com filtro *Bow-Tie Full-fan* e protocolo de *Standard Head Dose*

Figura 3.6 Gráfico da curva de Calibração de Unidades de *Hounsfield* e Densidades Eletrônicas kV-CBCTHead obtida no sistema de planeamento Eclipse®.



Legenda: Rel Density – Densidade Eletrônica Relativa (à água) dos *inserts* presentes no Catphan 600; HU Value- Unidades de *Hounsfield* obtidas no kV-CBCT com filtro Bow-Tie Half-fan e protocolo Pelvis.

Figura 3.7 da curva de Calibração de Unidades de *Hounsfield* e Densidades Eletrônicas kV-CBCTPelvis obtida no sistema de planeamento Eclipse®.

O que levou a não ser construída uma curva de calibração única, utilizando uma média entre as HU's obtidas entre todos os protocolos, prende-se com o fato da existência de uma maior dispersão para o kV-CBCT consoante o tipo de protocolo de aquisição do que numa tomografia computadorizada. Este aspeto poderia traduzir-se numa diferença significativa no cálculo de dose.

Ao comparar os gráficos das figuras 3.6 e 3.7 que apresentam as duas curvas de calibração de HU's, constatou-se alguma semelhança entre ambas, apesar do método de aquisição de imagem ser diferente. De acordo com Ding, *et. al*, estas diferenças, no cálculo de uma distribuição de dose, são clinicamente insignificantes.^[1]

No gráfico da figura 3.8, estão representadas 3 curvas de calibração de Unidades de *Hounsfield*. Os losangos e quadrados representam as curvas de calibração de Unidades de *Hounsfield* para o kV-CBCT, os triângulos a curva de calibração de unidades de *Hounsfield* para a TC utilizada na prática clínica e por fim a curva representada com cruces é uma curva de calibração de Unidades de *Hounsfield* construída a partir dos *inserts* do Catphan® para a TC.

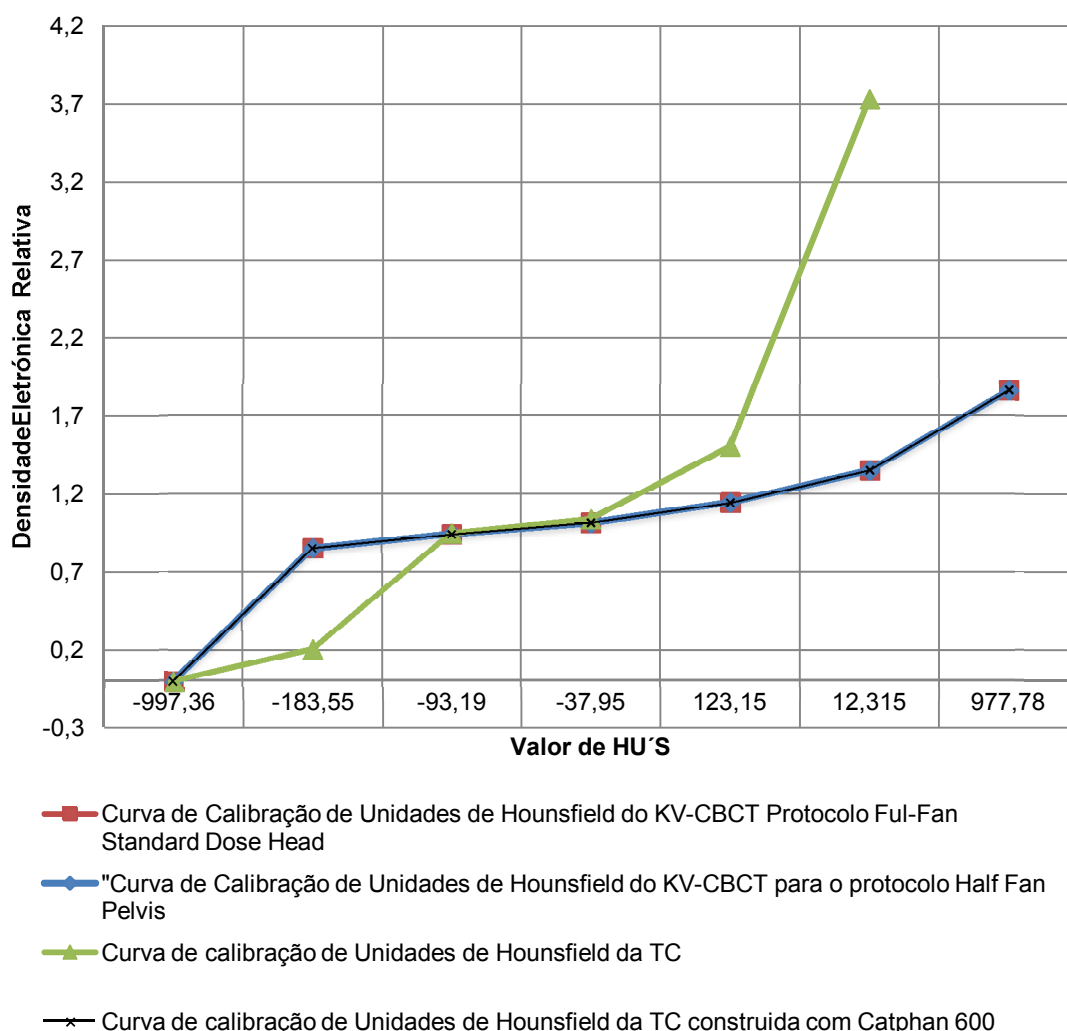


Figura 3.8 Gráfico comparativo de curvas de calibração de HU's entre os dois modos de aquisição do kV-CBCT e TC.

Ao comparar a curva de calibração utilizada na rotina diária com as curvas do kV-CBCT verificam-se diferenças substanciais, tal deve-se ao facto de a curva da TC ter sido construída com fantoma CIRS®. Ao se construir a curva para a TC com o fantoma Catphan® verifica-se que esta é aproximada das obtidas para o kV-CBCT.

Considerando esta observação a construção de uma curva de calibração de HU's para o kV-CBCT recorrendo a um fantoma CIRS® ir-se-á obter então uma aproximação à curva de calibração da TC utilizada na rotina clínica.

Tal no futuro permitirá obter-se por exemplo uma leitura semelhante de Unidades de *Hounsfield* entre a TC e o kV-CBCT para o mesmo objeto no TPS.

3.4 Cálculo Dosimétrico no sistema de planeamento Eclipse® com imagens de Tomografia Computorizada e de *Cone-Beam Computed Tomography* do fantoma CIRS® IMRT Head & Torso

Efetuada a comparação de HU's para cada equipamento de aquisição de imagem e a construção de curvas de calibração de HU's para o kV-CBCT, realizaram-se cálculos dosimétricos no TPS para as imagens adquiridas tanto na TC como kV-CBCT e os seus diferentes protocolos.

Este processo teve o objetivo de se comparar as diferenças de Unidades Monitor (UM) obtidas para cada conjunto de imagens.

Nas tabelas 3.5 e 3.6 são descritas as UM obtidas no cálculo de distribuição de dose no fantoma CIRS® Head & Torso com imagens da tomografia computadorizada e kV-CBCT do OBI para feixe de fótons com energias de 6 e 16 MV respetivamente.

Como descrito no subcapítulo 2.2.2, foram utilizados 4 campos de tratamento, com as angulações de 0°, 180°, 90° e 270°. A utilização deste tipo de campos, teve como objetivo simular um tratamento 3DCRT simples.

Tabela 3.5 Unidades monitor obtidas para imagens de TC, kV-CBCT e respetivos protocolos de aquisição no sistema de planeamento Eclipse® com algoritmo de cálculo PBC para feixe de fótons com energia de 6MV

Unidades Monitor obtidas para a Energia =6 MV					
Equipamento	Protocolo	Campo 1	Campo 2	Campo 3	Campo 4
TC	Cabeça e Pescoço	66	78	84	84
	Tórax	67	76	85	85
	Abdomino-pélvico	67	76	85	85
kV-CBCT	Standard Head Dose	74	70	81	84
	Low Dose Torax	74	70	82	84
	Pelvis	74	70	82	84

Tabela 3.6 Unidades Monitor obtidas para imagens de TC, kV-CBCT e respetivos protocolos de aquisição no sistema de planeamento Eclipse® com algoritmo de cálculo PBC para feixe de fótons com Energia de 16MV

Unidades Monitor obtidas para Energia=16 MV					
Equipamento	Protocolo usado	Campo1	Campo 2	Campo 3	Campo4
TC	Cabeça e Pescoço	57	63	66	66
	Tórax	58	62	67	66
	Abdomino-pélvico	58	62	67	66
kV-CBCT	<i>Standard Head Dose</i>	61	59	65	67
	<i>Low Dose Torax</i>	61	59	66	67
	<i>Pelvis</i>	61	59	66	67

Ao analisar o gráfico da figura 3.9 que compara a diferença absoluta de UM calculadas em protocolos de TC e de kV-CBCT, a diferença máxima é de 8 UM para o protocolo Cabeça e Pescoço da TC e o protocolo *Standard Dose Head* do kV-CBCT. Para os restantes campos as diferenças apresentadas são iguais e/ou inferiores a 6 UM.

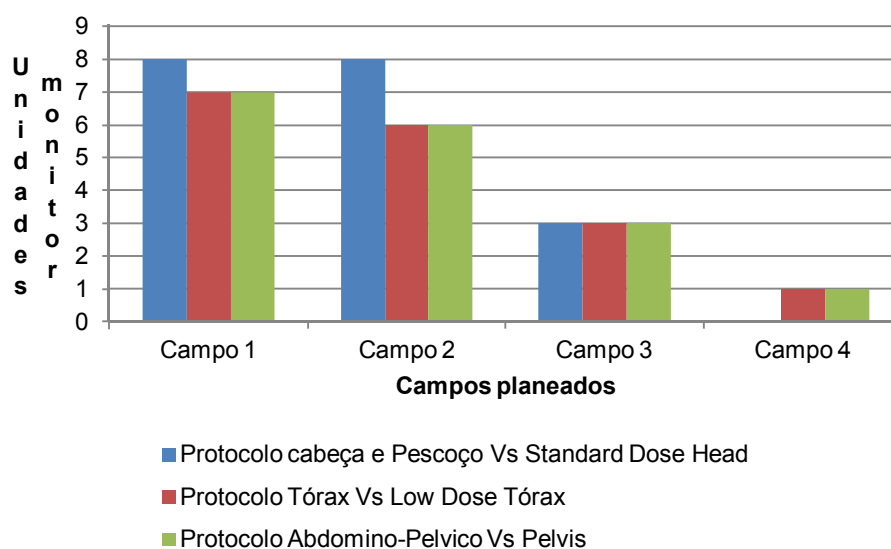


Figura 3.9 Gráfico da diferença absoluta de Unidades monitor calculadas em imagens de TC versus kV-CBCT para a energia de 6 MV no fantoma CIRS® Head & Torso.

Para a energia de 16 MV as diferenças de UM são ainda menores como se pode verificar no gráfico da figura 3.10.

Os campos 1 e dois são os que apresentam a maior variação de UM (4UM) na comparação dos protocolos Cabeça & Pescoço *versus* *Standard Dose Head*.

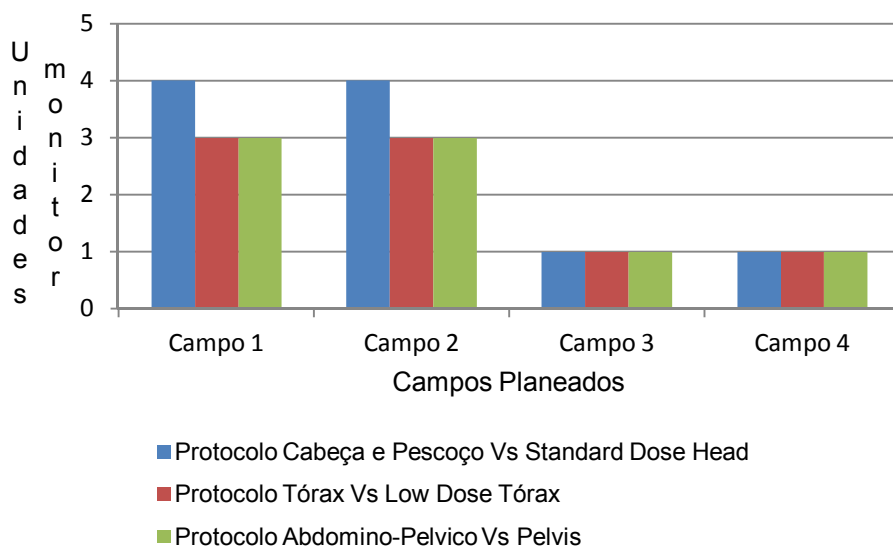


Figura 3.10 Gráfico da diferença absoluta de Unidades Monitor calculadas em imagens de TC *versus* kV-CBCT para a energia de 16 MV no fantoma CIRS® *Head & Torso*.

Após a comparação de UM, efetuou-se, com os dados obtidos nas tabelas 3.5 e 3.6, o teste estatístico de *Friedman* de modo a determinar estatisticamente se as UM obtidas são semelhantes.

Como referenciado no subcapítulo 2.1, o teste estatístico de *Friedman* foi realizado no programa SPSS® versão 21.0.

Num primeiro teste procurou-se verificar se as UM obtidas para os protocolos de TC eram estatisticamente semelhantes. Definiram-se as hipóteses de estudo como: a hipótese nula (H_0): A distribuição de UM dos campos de tratamento definidos nas imagens de TC adquiridas com os protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-pelvico para um feixe de 6MV é igual. A hipótese alternativa (H_1): A distribuição de UM para os campos de tratamento definidos nas imagens de TC adquiridas com os protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-pelvico para um feixe de 6MV não é igual.

Ao aplicar-se o teste de Friedman assumiu-se um intervalo de confiança de 95% e nível de significância de 0.05.

O p-value obtido foi 0.482. Este valor é superior ao nível de significância o levou a que se considere válida a hipótese nula.

Fez-se o mesmo teste estatístico, com o mesmo intervalo de confiança e nível de significância, a para as distribuições de dose com feixe de 16 MV tendo-se obtido um p-value de 0.717, concluindo-se que, para as imagens de tomografia computadorizada, independentemente do protocolo de aquisição de imagem, as UM obtidas no cálculo dosimétrico são estatisticamente semelhantes.

Tal fato está de acordo com o referido por Nobah et al em 2011, que para condições de voltagem e intensidade do feixe de raios-x iguais (ver tabela 2.3), o resultado do cálculo de dose (Unidades Monitor) será igual. ^[15]

Nos dados obtidos com o kV-CBCT, para as duas energias de fótons, efetuou-se o mesmo teste estatístico com as mesmas condições de intervalo de confiança e nível de significância, sendo a hipótese nula (H_0): A distribuição de UM para os campos de tratamento definidos nas imagens de kV-CBCT adquiridas com os protocolos *Standard Head Dose*, *Low Dose Torax* e *Pelvis* para um feixe de 6MV é igual. A hipótese alternativa (H_1) foi definida como: A distribuição de UM para os campos de tratamento definidos nas imagens de kV-CBCT adquiridas com os protocolos *Standard Head Dose*, *Low Dose Torax* e *Pelvis* para um feixe de 6MV não é igual.

Os p-value obtidos foram de 0.482 para a energia de 6MV e 0.368 para a energia de 16MV. Dado que são valores superiores ao nível de significância (0.05) a hipótese nula foi mantida, verificando-se assim que no cálculo dosimétrico com feixe de fótons, obtém-se UM sem diferenças estatisticamente significativas nas imagens de kV-CBCT.

Perante este resultado, poderá ser considerada a possibilidade de se construir uma única curva de calibração de HU's no sistema de planeamento, pois apesar de haver diferenças no modo de aquisição das imagens de kV-CBCT, estas estatisticamente, nas condições em estudo, não foram significativas ao ponto de alterar o cálculo de dose de 3DCRT simples com o algoritmo PBC.

De modo a se utilizar imagens de kV-CBCT no planeamento dosimétrico, quando se realiza Radioterapia Adaptativa, é necessário que o resultado do cálculo de dose obtido seja igual ao que se obteria se fosse efetuada nova TC de planeamento.

Isto assumindo condições anatômicas semelhantes, por exemplo, ausência de perda significativa de peso que pode conduzir a alterações do contorno externo do doente e deformação dos órgãos internos. ^[1-4]

Constatou-se que as UM obtidas no cálculo de dose com as imagens de TC e as obtidas nas imagens de kV-CBCT serem semelhantes. No entanto para determinar se existe semelhança em termos estatísticos no cálculo de dose efetuado nas imagens de tomografia computadorizada e kV-CBCT, foi realizado, novamente, o teste estatístico de Friedman. As características dos campos de tratamento aplicados nas imagens de TC e kV-CBCT, como descrito anteriormente, foram mantidas para cada tipo de energia do feixe de fótons.

Para um intervalo de confiança de 95% e nível de significância de 0.05 nos planos dosimétricos com feixe de fótons com energia de 6MV as hipóteses definidas foram: H_0 : A distribuição de UM obtidas no cálculo de dose para a Energia de 6MV com recurso a imagens obtidas na tomografia computadorizada, com os protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-pélvico, e com imagens kV-CBCT com os protocolos *Standard Dose Head*, *Low Dose Torax* e *Pelvis* é a igual.

H_1 : A distribuição de unidades monitor obtidas no cálculo de dose para a Energia de 6MV com recurso a imagens obtidas na tomografia computadorizada, com os protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-pélvico, e com imagens kV-CBCT com os protocolos *Standard Dose Head*, *Low Dose Torax* e *Pelvis* não é igual.

Ao aplicar o teste obteve-se p-value de 0.482 sendo o valor superior ao nível de significância, logo não se rejeitou a hipótese nula.

Conclui-se que para a energia de 6MV não existe evidência estatística suficiente de que as UM obtidas, utilizando no cálculo dosimétrico imagens de kV-CBCT são diferentes das obtidas quando se utiliza imagens de TC.

Na energia de 16 MV aplicou-se o mesmo teste estatístico considerando as seguintes hipóteses: H_0 : A distribuição de UM obtidas no cálculo de dose para a Energia de 16MV com recurso a imagens obtidas na tomografia computadorizada, com os protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-pélvico, e com imagens kV-CBCT com os protocolos *Standard Dose Head*, *Low Dose Torax* e *Pelvis* é igual.

H_1 : A distribuição de unidades monitor obtidas no cálculo de dose para a Energia de 16MV com recurso a imagens obtidas na tomografia computadorizada, com os

protocolos Cabeça e Pescoço, Tórax e Abdomino-pélvico, e com imagens kV-CBCT com os protocolos *Standard Dose Head*, *Low Dose Torax* e *Pelvis* não é igual.

O p-value resultante foi de 0.986, onde novamente se verifica ser um valor superior ao nível de significância, não se rejeitando a hipótese nula. Para a energia de 16MV é também possível constatar que não existe evidência estatística suficiente para afirmar que as unidades monitor obtidas utilizando, no cálculo dosimétrico, imagens de kV-CBCT diferem de quando se utiliza imagens de TC.

Perante os resultados obtidos, nos testes estatísticos efetuados, haverá possibilidade de se utilizar o kV-CBCT em situações de Radioterapia Adaptativa. Apesar disto existem determinadas limitações que poderão enviesar os resultados.

Neste estudo, apenas foi utilizado um plano dosimétrico simples de 4 campos de tratamento num fantoma com várias heterogeneidades. Os resultados obtidos poderão ser diferentes se a complexidade do tratamento for aumentada, por exemplo, no mesmo plano dosimétrico utilizar-se diferentes energias, ou realizar-se um plano de IMRT. De notar que, de acordo com os autores de outros estudos semelhantes, não se verificaram diferenças significativas na realização de planeamento de IMRT com imagens de KV-CBCT. ^[13]

Outro aspeto que poderá condicionar os resultados obtidos neste trabalho é o fato de apenas se ter efetuado cálculo de dose num fantoma.

Tal não permite entrar em consideração com os movimentos dos órgãos inter e intra-fração, assim como, possíveis modificações anatómicas ao longo do tratamento. Um exemplo desta situação são as patologias de pulmão, em que há alterações da posição do volume alvo e órgãos adjacentes durante a própria fração de tratamento, resultantes da respiração e também do batimento cardíaco.

De acordo com Ping et al. em 2012, existe uma forte dependência entre as HU's e a geometria do doente. Os autores chegam a sugerir que este fato pode ser aproveitado para, através dos kV-CBCT adquiridos ao longo do tratamento, se estudar o impacto da perda de peso na dose administrada aos volumes alvo e órgãos sãos. ^[16]

Considerando os fatores acima descritos, para se poder validar o uso clínico do kV-CBCT no planeamento dosimétrico de radioterapia será necessário, por exemplo,

efetuar estudos comparativos para amostras representativas da população de doentes que efetuam radioterapia em situação real e para diferentes patologias.

Será também necessário efetuar este tipo de estudo para os diferentes equipamentos de kV-CBCT existentes no mercado, pois poderão haver sistemas que apresentam limitações no planeamento dosimétrico que outros possam não ter.

3.4.1 Comparação de dose calculada nas imagens de TC versus kV-CBCT no fantoma CIRS® IMRT Head & Torso

Após a realização de testes estatísticos, onde se concluiu que em termos de Unidades Monitor as diferenças apresentadas no cálculo com TC versus kV-CBCT não eram significativas, procedeu-se à comparação de dose nos *inserts* presentes no fantoma CIRS® Head & Torso.

Este procedimento procurou determinar o que acontece em termos de dose administrada quando se aplica as UM determinadas pelo cálculo de dose nas imagens de TC às imagens de kV-CBCT recorrendo ao mesmo plano dosimétrico.

De modo a se determinar a dose considerou-se uma prescrição de 50Gy em 25 frações (2Gy/fração).

A dose foi avaliada recorrendo ao Histograma Dose- Volume, resultante do cálculo de dose.

As imagens de TC utilizadas para esta comparação foram as obtidas com o protocolo Abdomino-Pelvico e as de kV-CBCT foram as obtidas com o protocolo de aquisição Pelvis.

A tabela 3.7 apresenta a avaliação de doses administradas aos *inserts* comparando imagens de TC e kV-CBCT para a energia de 6MV. Na análise dos dados obtidos, verifica-se que, em média, a diferença de dose obtida para cada *insert* não ultrapassa 1Gy. Em termos percentuais este valor corresponde a uma diferença de 2% na dose total.

Tabela 3.7 Avaliação de doses administradas aos inserts do fantoma CIRS® *Head & Torso* no cálculo de imagens com TC e kV-CBCT para energia de 6MV

<i>Parâmetro avaliado</i>	Equipamento	<i>Lung</i>	<i>Adipose</i>	<i>Muscle</i>	<i>Bone Core</i>
Dmin(Gy)	TC	45,3	37,1	23,5	44,7
	kV-CBCT	46,2	36,1	23,4	43,5
Dmax(Gy)	TC	51,5	52	31,2	53,5
	kV-CBCT	51,4	52,1	31	52,1
Dmédia(Gy)	TC	50	46,65	29,3	51,5
	kV-CBCT	50,8	47,65	29,3	50,6
D98%(Gy)	TC	47,4	39,6	26,2	48,1
	kV-CBCT	48,5	39,4	26,8	49,4
D95%(Gy)	TC	48,1	40,3	27,1	49
	kV-CBCT	48,8	40,2	27,1	49,6

Legenda: Dmin- Dose mínima; Dmax-Dose máxima; Dmédia-Dose média; D98%- Dose administrada a 98% do volume; D95%-Dose administrada a 95% do volume.

O mesmo procedimento foi efetuado para o cálculo dosimétrico mas para feixe de fótons de 16MV.

Tabela 3.8 Avaliação de doses administradas aos *inserts* do fantoma CIRS® *Head & Torso* no cálculo de imagens com TC e kV-CBCT para energia de 16MV

<i>Parâmetro avaliado</i>	Equipamento	<i>Lung</i>	<i>Adipose</i>	<i>Muscle</i>	<i>Bone Core</i>
Dmin(Gy)	TC	44	35,5	21,8	43,7
	KVCBCT	44,2	33,1	24,5	42,97
Dmax(Gy)	TC	51,4	51,7	28,45	52,43
	KVCBCT	50,8	52,5	27,5	51,9
Dmédia(Gy)	TC	49,6	45,7	27,3	50,6
	KVCBCT	49,8	46,2	28	50,8
D98%(Gy)	TC	46,18	37,95	24	46,3
	KVCBCT	47, 1	38,3	24,5	46,8
D95%(Gy)	TC	47,01	38,7	24,9	47,3
	KVCBCT	48	39,2	25,4	48,1

Legenda: Dmin- Dose mínima; Dmax-Dose máxima; Dmédia-Dose média; D98%- Dose administrada a 98% do volume; D95%-Dose administrada a 95% do volume.

A tabela 3.8 descreve as doses calculadas nos *inserts* do fantoma CIRS® *Head & Torso* com imagens de TC e kV-CBCT, verifica-se que a diferença média apresentada entre a dose calculada com imagens de TC e kV-CBCT é de cerca 1.5%.

As diferenças apresentadas com o cálculo de dose poderão estar relacionadas com o fato de se ter utilizado o fantoma Catphan® na construção da curva de calibração de HU's do kV-CBCT pois de acordo com a bibliografia analisada, a utilização deste fantoma poderá levar a uma diferença dosimétrica até 2%.^[8-9]

Considerando estes resultados, de acordo com os autores Yang et al., para um plano dosimétrico simples poderá ser utilizado o kV-CBCT para se determinar a dose administrada diariamente ao doente.^[8]

4. Conclusão

O objetivo deste trabalho consistiu em determinar se o uso de imagens de kV-CBCT de um acelerador linear para realizar estudos dosimétricos de Radioterapia apresenta igual precisão dosimétrica ao uso de imagens de TC de planejamento.

Ao comparar as HU's obtidas, para o fantoma CIRS[®] Electron Density na TC *versus* kV-CBCT verificaram-se diferenças semelhantes às descritas pela literatura para os *inserts Trabecular Bone, Dense Bone e Titanium Core*. Nos restantes *inserts* as diferenças encontradas foram inferiores. A razão apontada para a existência destas diferenças, além das condições de aquisição de imagem, nomeadamente voltagem e intensidade da corrente, FOV assim como, algoritmo de reconstrução serem diferentes entre a TC e o kV-CBCT, foi a dimensão do fantoma. Este fato poderá explicar que a comparação feita para o fantoma CIRS[®] *Head & Torso*, que tem dimensões menores que as do CIRS[®] *Electron Density*, apresentou discrepâncias, mas de menor diferença. Notar que, os *inserts* que apresentavam as diferenças de HU's localizavam-se no limite do fantoma.

Para se poderem realizar cálculos de dose no TPS, recorrendo as imagens de kV-CBCT, procedeu-se à criação de curvas de calibração de HU's com os dados adquiridos com o Catphan[®]. Construíram-se duas curvas: uma para o modo de aquisição *Full-Fan Standard Head Dose* e outra para o modo de aquisição *Half-fan* nos protocolos *Low Dose Torax* e *Pelvis*. Não foi construída uma curva para o modo de aquisição *Half fan Low Dose Torax* pois este apresentou HU's iguais às do modo de *Pelvis*.

Ao efetuar o cálculo de dose no fantoma CIRS[®] *Head & Torso* constatou-se não existirem diferenças estatisticamente significativas de UM obtidas entre os diferentes protocolos de aquisição de kV-CBCT, apesar de, se terem definido diferentes curvas para os diferentes modos de aquisição. Este resultado poderá levar no futuro equacionar-se a criação de uma única curva de calibração para o kV-CBCT em qualquer dos modos de aquisição de imagem utilizados.

Na comparação das unidades monitor obtidas para as imagens de TC *versus* imagens de kV-CBCT foi também verificado a não existência de diferenças estatisticamente significativas entre estas.

Por fim avaliou-se a dose calculada nas imagens de kV-CBCT. Para isso, manteve-se as mesmas condições do plano dosimétrico inicial. Verificou-se que a diferença nas doses obtidas foi de 2% num cálculo de dose para feixe de fótons com energia de 6MV e de 1.5% para feixe de fótons com energia de 16MV. Perante este resultado poderá ser possível então a utilização das imagens de kV-CBCT para o planeamento dosimétrico para o algoritmo PBC.

De referir que, apesar das conclusões alcançadas poderem ser consideradas positivas, é necessário aprofundar o estudo desta problemática avaliando os mesmos parâmetros em situações de cálculo de dose mais complexas, por exemplo IMRT assim como, em situações reais de doentes. Esta abordagem permitirá avaliar os resultados obtidos considerando nomeadamente o fator da incerteza do movimento dos órgãos assim como as alterações anatómicas que ocorrem nestes ao longo do tratamento de Radioterapia.

5. Referências Bibliográficas

1. Ding GX, Duggan DM, Coffey CW, Deeley M, Hallahan DE, Cmelak A, et al. A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT. *Radiother Oncol.* 2007 Out;85(1):116-25.
2. Hatton J, McCurdy B, Greer PB. Cone beam computerized tomography: the effect of calibration of the Hounsfield unit number to electron density on dose calculation accuracy for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol.* 2009 Ago 7;54(15):N329-346.
3. Guan H, Dong H. Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2009 Out 21;54(20):6239-50.
4. Rong Y, Smilowitz J, Tewatia D, Tomé WA, Paliwal B. Dose calculation on kV cone beam CT images: an investigation of the Hu-density conversion stability and dose accuracy using the site-specific calibration. *Med Dosim.* 2010;35(3):195-207.
5. Wu C, Jeraj R, Olivera GH, Mackie TR. Re-optimization in adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2002 Set 7;47(17):3181-95.
6. Cozzi L, Fogliata A, Buffa F, Bieri S. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. *Radiother Oncol.* 1998 Set;48(3):335-8.
7. Yoo S, Yin F. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006 Dez 1;66:1553-61.
8. 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 Fev 7;52:685-705.
9. Varian Medical Systems, On Board Imager Reference Guide, 2010
10. Richter A, Hu Q, Steglich D, Baier K, Wilbert J, Guckenberger M, et al. Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation. *Radiat Oncol.* 2008; 3:42.

11. Ho KF, Marchant T, Moore C, Webster G, Rowbottom C, Penington H, et al. Monitoring Dosimetric Impact of Weight Loss With Kilovoltage (KV) Cone Beam CT (CBCT) During Parotid-Sparing IMRT and Concurrent Chemotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012 Mar;82v(3):e375-e382.
12. Hu C-C, Huang W-T, Tsai C-L, Wu J-K, Chao H-L, Huang G-M, et al. Practically acquired and modified cone-beam computed tomography images for accurate dose calculation in head and neck cancer. *Strahlentherapie und Onkologie.* 2011 Set 23;187(10):633-44.
13. Barker JL Jr, Garden AS, Ang KK, O'Daniel JC, Wang H, Court LE, et al. Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an integrated CT/linear accelerator system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2004 Jul 15;59(4):960-70.
14. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo L-ND, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys.* 2003;30(10):2762.
15. Nobah A, Mofteh B, Tomic N, Devic S. Influence of electron density spatial distribution and X-ray beam quality during CT simulation on dose calculation accuracy. *J Appl Clin Med Phys.* 2011;12(3):3432.
16. Ping HS, Kandaiya S. The influence of the patient size and geometry on cone beam-computed tomography hounsfield unit. *J Med Phys.* Julho de 2012;37(3):155–8.
17. Lopes MC. IAEA TPS audit project-Portugal Report. Junho de 2012;[Internet].Coimbra:SPFM;2012[cited 2012/12/4. Disponível em: http://dfm.spf.pt/ficheiros/outros/TPS_Audit_%20Portugal_Report_Jun26_2012.pdf
18. Hansen EK, Bucci MK, Quivey JM, Weinberg V, Xia P. Repeat CT imaging and replanning during the course of IMRT for head-and-neck cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006 Fev 1;64(2):355-62.
19. Mohan R, Zhang X, Wang H, Kang Y, Wang X, Liu H, et al. Use of deformed intensity distributions for on-line modification of image-guided IMRT to account for

interfractional anatomic changes. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2005 Mar 15;61(4):1258-66.