

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

**Avaliação da dose proveniente das imagens de  
verificação de Radioterapia em tumores de próstata**

Sara Filipa Nascimento Gomes Franco

Orientadores: Mestre/Especialista Marco Caetano, ESTeSL

Doutor Nuno Teixeira, ESTeSL

**Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde**

**Área de Especialização: Terapia com Radiações**

Lisboa, 2021



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

**Avaliação da dose proveniente das imagens de  
verificação de Radioterapia em tumores de próstata**

Sara Filipa Nascimento Gomes Franco

Orientadores: Prof. Marco Caetano, ESTeSL

Doutor Nuno Teixeira, ESTeSL

Presidente: Doutora Margarida Margarida Ribeiro

Arguente: Mestre/Especialista Magda Cruz Ramos

**Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde**

**Área de Especialização: Terapia com Radiações**

(esta versão incluiu as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2021



©Copyright by Sara Filipa Nascimento Gomes Franco, ESTeSL, IPL

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 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 e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que estejam incluídos neste trabalho.

Documento escrito ao abrigo do novo acordo ortográfico da Língua Portuguesa (2009)

## **Agradecimentos**

Em primeiro lugar, agradecer aos meus orientadores, Professor Doutor Nuno Teixeira e em particular ao Professor Marco Caetano, pela disponibilidade demonstrada sempre que solicitei, pelas importantes diretrizes, opiniões e atenção que deram ao meu trabalho.

Ao Tiago Madaleno, meu orientador no Instituto Português de Oncologia de Lisboa Francisco Gentil, pela sua disponibilidade, acompanhamento e paciência na recolha de dados e em tudo o que foi necessário para a elaboração deste projeto.

À Cláudia Silva, Inês Pino e Diogo Almeida pela paciência e tempo disponibilizado a responder a todas as minhas questões.

À Miriam Moreno, que apesar de não assistir à conclusão deste trabalho, por motivos profissionais, foi quem o impulsionou e deu forma a um pensamento.

À Professora Doutora Margarida Eiras, por toda a compreensão e apoio, por me fazer ver sempre mais além e abrir os meus horizontes.

Ao serviço de Radioterapia do Instituto Português de Oncologia de Lisboa Francisco Gentil, do qual orgulhosamente faço parte, por permitir a concretização deste trabalho, cedendo as instalações e material necessário.

Aos meus amigos, Carla, Marta e Vilson, que sempre me apoiaram, que sempre estiveram lá quando precisei de ajuda e pela revisão deste trabalho.

Ao meu marido, meu companheiro e amigo, pelo seu apoio incondicional. Pelo tempo que tomei da nossa vida para a realização deste trabalho. Por nunca me deixar desistir e me dar sempre aquela força especial para enfrentar as muitas contrariedades que foram surgindo. Por rever vezes e vezes sem conta esta dissertação, por me ajudar sempre que solicitei, o meu sincero agradecimento.

Um obrigada a todos os que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

## Resumo

**Introdução:** A evolução tecnológica permite realizar tratamentos de radioterapia (RT) com maior precisão. De forma a garantir a reprodutibilidade e precisão do tratamento surge a necessidade de realizar verificações exatas do volume a irradiar. Como tal, a *Image-guided radiation therapy* (IGRT) emergiu como o novo paradigma para este efeito, tornando a irradiação muito mais precisa e contribuindo para garantir o correto posicionamento do doente e localização do volume-alvo. Contudo, com a IGRT existem mais riscos radiobiológicos para os doentes, como um aumento significativo de dose.

**Objetivo:** Com este trabalho pretende-se avaliar a dose adicional proveniente de imagens volumétricas de kilovoltagem (kV) utilizadas em RT em tumores de próstata. Por outro lado, o objetivo deste trabalho é, também, perceber de que forma os parâmetros de aquisição de imagem influenciam a dose concomitante e a qualidade de imagem.

**Metodologia:** Foram adquiridas imagens com diferentes características dosimétricas (tensão, corrente e tempo de exposição) com o filtro físico *half-fan* e medida a dose proveniente destas. Estas medições foram realizadas utilizando um fantoma *CIRS* com uma câmara de ionização tipo lápis da *RaySafe™* no acelerador linear (AL) *TrueBeam®* da *Varian®*.

Uma vez que com a alteração dos parâmetros de aquisição de imagem a qualidade desta também é afetada, foram realizados testes de qualidade de imagem com o auxílio do fantoma *Catphan 600*.

**Resultados:** Os resultados mostram que a dose concomitante diminui com a redução dos parâmetros de aquisição; no entanto, a qualidade de imagem é comprometida.

**Conclusão:** A alteração dos parâmetros de aquisição de imagem diminui a dose concomitante, mas deve ser feita de forma moderada para não comprometer a qualidade de imagem.

**Palavras-chave:** IGRT, CBCT, Dose, Qualidade Imagem

## **Abstract**

**Introduction:** Technological developments allow the realization of more accurate radiotherapy (RT) treatments. In order to guarantee the treatment's reproducibility and precision, arises the need to carry out exact checks of the irradiated volume. As such, Image-Guided Radiotherapy (IGRT) has emerged as the new paradigm for this purpose, making irradiation much more precise and contributing to ensure the correct positioning of the patient and location of the target volume. However, with IGRT there are more radiobiological risks for patients, such as a significant dose increase for the patient.

**Objective:** With this work, it is intended to evaluate additional dose from volumetric kilovoltage images used in Radiotherapy in prostate tumors. On the other hand, this work's purpose is also to understand how image acquisition parameters influence the concomitant dose and image quality.

**Methodology:** Images with different dosimetric characteristics (voltage, current and exposition time) were acquired with the half-fan physical filter and measured its dose. These measurements were performed using a CIRS phantom and a RaySafe™ pencil-type ionization chamber on a Varian® TrueBeam® linear accelerator (AL).

Given that image quality is also affected by the alteration of image acquisition parameters, image quality tests were performed with the aid of the Catphan 600 phantom.

**Results:** The results show that concomitant dose decreases with the reduction of acquisition parameters; however, image quality is also compromised.

**Conclusion:** Changing image acquisition parameters decreases the concomitant dose, but it must be done moderately so as not to compromise the image quality.

**Palavras-chave:** IGRT, CBCT, Dose, Image Quality

## Índice Geral

---

Agradecimentos .....	vi
Resumo .....	vii
Abstract.....	viii
Índice de Tabelas .....	xi
Índice de Figuras .....	xiii
Lista de Siglas e Abreviaturas .....	xv
1. Introdução.....	1
1.1. Objetivos gerais e específicos .....	1
2. Enquadramento Teórico .....	3
2.1. Princípios Físicos .....	3
2.1.1. Interação da radiação com a matéria .....	3
2.1.2. Dose .....	5
2.1.2.1. Dose absorvida.....	5
2.1.2.2. Dose equivalente .....	5
2.1.2.3. Dose efetiva .....	6
2.2. Radiobiologia.....	6
2.3. Radioterapia .....	7
2.3.1. Tomografia Computorizada de Planeamento .....	8
2.3.2. Dosimetria .....	9
2.3.3. Tratamento de Radioterapia.....	10
2.4. <i>Image-guided radiation therapy – IGRT</i> .....	11
2.5. Tipos de imagem de verificação .....	13
2.5.1 Imagem portal 2D.....	13
2.5.2. <i>ExacTrac X-Ray 6-D Stereotactic System</i> .....	14
2.5.3. <i>Cone Beam Computed Tomography</i> .....	14
2.6. Qualidade de imagem .....	16

2.6.1.	Linearidade das Unidade de <i>Hounsfield</i> .....	16
2.6.2.	Linearidade espacial .....	17
2.6.3.	Uniformidade das UH.....	17
2.6.4.	Resolução espacial.....	17
2.6.5.	Resolução contraste .....	18
3.	Metodologia .....	19
3.1.	Procedimento .....	26
4.	Resultados experimentais .....	29
5.	Discussão.....	37
6.	Conclusão .....	47
7.	Bibliografia.....	51
8.	Anexos.....	59

## Índice de Tabelas

---

Tabela 4.1 - Parâmetros de aquisição dos diversos CBCT's adquiridos .....	29
Tabela 4.2 - Condições do ambiente dentro do bunker .....	30
Tabela 4.3- Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 1 (próstata).....	30
Tabela 4.4 - Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 2 (reto) .....	31
Tabela 4.5 - Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 3 (bexiga).....	31
Tabela 4.6 - Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 4 (cabeça do fémur direito).....	32
Tabela 4.7 - Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 5 (cabeça fémur esquerdo).....	33
Tabela 4.8 - Resultado do teste da resolução espacial.....	34
Tabela 4.9 - Resultado do teste da resolução contraste .....	34
Tabela 4.10 - Resultado do teste da uniformidade das UH .....	35
Tabela 5.1- Comparação dos resultados do CBCT 1, 2, 4 e 8.....	42



## Índice de Figuras

---

Figura 2.1 - Acelerador Linear TrueBeam® presente no IPO Lisboa (cortesia do IPOLFG)	14
Figura 2.2 - Filtros half bow-tie utilizado no modo half-fan [37]	15
Figura 3.1 - Fantoma CIRS do modelo 002PRA IMRT Pelvic 3D, presente no IPO de Lisboa (cortesia do IPOLFG)	20
Figura 3.2 - Câmara de ionização da RaySafe Solo™, presente no IPO de Lisboa (cortesia do IPOLFG)	21
Figura 3.3 - Fantoma Catphan 600, presente no IPO de Lisboa (cortesia do IPOLFG)	21
Figura 3.4 - Módulo CTP 404 do fantoma Catphan [50]	22
Figura 3.5 - Módulo CTP 591 do fantoma Catphan [50]	23
Figura 3.6 - Módulo CTP 528 do fantoma Catphan [50]	23
Figura 3.7 - Módulo CTP 515 do fantoma Catphan [50]	24
Figura 3.8 - Módulo CTP 486 do fantoma Catphan [39]	24
Figura 3.9 - Fantoma CIRS e as várias posições de inserção da câmara de ionização, presente no IPO de Lisboa (cortesia do IPOLFG)	27
Figura 4.1 - Resultados do teste de sensitometria (Linearidade das UH)	33
Figura 5.1 - Doses médias provenientes dos vários CBCT's realizados	38
Figura 5.2 - Resultado do teste da uniformidade das UH	41
Figura 5.3 - Dose média nos órgãos em função do valor da tensão, num CBCT de modo half-fan [55]	43
Figura 5.4 - Dose média nos OAR, na aquisição de um CBCT com modo half-fan e com 125kV, em função da distância média dos OAR ao limite do campo de aquisição [55]	44
Figura 5.5 - Comparação da dose média nos testículos, na aquisição de um CBCT com modo half-fan e com diferentes valores de tensão, dentro e fora do campo de aquisição e com e sem proteção [55]	45



## Lista de Siglas e Abreviaturas

---

ADN – Ácido desoxirribonucleico	LSF – <i>Line spread function</i>
AL – Acelerador Linear	MeV – Mega-eletrovolt
ALARA – <i>As low as reasonably achievable</i>	MLC – <i>multileaf collimator</i>
BT – Braquiterapia	MV – Megavoltagem
CBCT – <i>Cone Beam Computed Tomography</i>	mA – Miliampere
CTDI – <i>Computed Tomography Dose Index</i>	ms – mMilisegundos
CTV – <i>Clinical target volume</i>	NIST – <i>National Institute of standards and technology</i>
DLP – <i>Dose length product</i>	OAR – <i>organs at risk</i>
DRR – <i>Digital Reconstructed Radiography</i>	OBI – <i>On-board Imager</i> <sup>®</sup>
FFF – <i>Flattening filter free</i>	PTV – <i>Planning Treatment Volume</i>
FOV – <i>Field Of View</i>	PV – <i>Portal Vision</i>
FTM – Função de transferência de modulação	QUANTEC – <i>Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic</i>
Gy – <i>Gray</i>	RM – Ressonância Magnética
GTV – <i>Gross tumor volume</i>	ROI – <i>Region Of Interest</i>
HVL – <i>Half-value layer</i>	RT – Radioterapia
IGRT – <i>Image-guided radiation therapy</i>	RX – Raio-X
IMRT – <i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i>	SBRT – <i>Stereotactic body radiation therapy</i>
IPOLFG – Instituto Português de Oncologia de Lisboa Francisco Gentil	SSD – <i>source skin distance</i>
ITV – <i>Internal target volume</i>	Sv – <i>Sievert</i>
J/kg – Joule/quilograma	TC – Tomografia computadorizada
kV – Kilovoltagem	TLD – <i>Thermoluminescent Dosimeter</i>
kVp – <i>Kilovoltage peak</i>	UH – Unidades de <i>Hounsfield</i>
LET – <i>Linear energy transfer</i>	UM – Unidades Monitor
	VMAT – <i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>

# 1. Introdução

---

O cancro é uma das doenças do futuro (e, claramente, do presente) que, para além de uma perspectiva clínica multidisciplinar, reclama uma abordagem política e social concertada, que se estende para além dos muros das estruturas da saúde [1].

O tumor de próstata é o segundo mais frequente nos homens e representa a quinta principal causa de morte no mundo. Estima-se que, a nível mundial, em 2018 tenham surgido 1 276 106 novos casos e morreram cerca de 358 989 homens com este tipo de cancro (Anexo 1) [2].

Este tipo de tumor difere de muitos outros, visto que, por vezes, é silencioso ou apresenta um crescimento lento. Os cancros de próstata que ameaçam o bem-estar ou o tempo de vida do doente tornam-se clinicamente relevantes e exigem o respetivo tratamento. Como tal, a RT é muitas vezes utilizada no tratamento deste tipo de tumores [3].

Sendo a RT externa uma das opções de tratamento para este tipo de tumores, existem vários esquemas terapêuticos possíveis. O tratamento convencional consiste entre 37 a 45 frações, com um fracionamento diário de 1,8 a 2 Gray (Gy). Além deste, existem ainda esquemas hipofracionados, como 20 a 28 sessões de RT, sendo que cada fração pode variar entre 2,5 a 3Gy [4].

Um dos esquemas terapêuticos mais utilizado é a RT combinada com Braquiterapia (BT), o que permite um escalonamento de dose [5,6].

Contudo, ao efetuar um escalonamento de dose, em que são administrados, normalmente, 2,5Gy por fração durante 28 dias, torna-se essencial fazer verificações diárias do posicionamento do doente de forma a garantir a correta irradiação. Nestas verificações são utilizadas imagens ortogonais 2D ou imagens volumétricas, como o *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT) de kV.

## 1.1. Objetivos gerais e específicos

Este trabalho tem como principal objetivo avaliar a dose concomitante proveniente das imagens de verificação, nomeadamente o CBCT de kV, num tratamento de RT em tumores de próstata. O principal interesse neste objetivo prende-se no facto de o CBCT

ser utilizado para verificar um tratamento com, por exemplo, 28 frações no mínimo, sem que a dose associada seja contabilizada.

Nos tumores de próstata, a utilização do CBCT é bastante útil na medida em que permite analisar a posição dos volumes-alvo, como a próstata e vesículas seminais, e ainda o volume dos *organs at risk* (OAR), como a bexiga e o reto, uma vez que, dada a radiosensibilidade destes órgãos, a sua irradiação pode trazer várias consequências para o doente.

A aquisição de imagens de verificação é benéfica, pois permite a administração correta do tratamento. Contudo, implica mais dose além do planeado. Como referido anteriormente, o principal objetivo do trabalho é avaliar esta dose e, para tal, serão feitos vários CBCT que diferem entre si nos parâmetros de aquisição. Por isso, neste trabalho definiram-se, ainda, alguns objetivos mais específicos:

- Avaliar quais os parâmetros de aquisição que se adequam à aquisição de um CBCT pélvico;
- Perceber quais as estratégias que podem ser adotadas de forma a reduzir a dose proveniente das imagens, tendo como exemplo a alteração dos parâmetros de aquisição.

Todos os objetivos deste trabalho têm sempre como ponto fulcral o princípio: *As low as reasonably achievable* (ALARA).

Este estudo pretende, também, alertar para as doses não contabilizadas num tratamento de RT e, ao indicar alternativas no que respeita à redução da dose, definir novos protocolos de aquisição e/ou a inclusão da mesma na dosimetria de todo o tratamento.

## 2. Enquadramento Teórico

---

### 2.1. Princípios Físicos

Ao longo de todos estes anos, a possibilidade de visualizar o interior do corpo humano, sem causar dor, tem sido aprimorada e domina a prática da medicina hoje em dia.

A aplicação deste desenvolvimento no tratamento dos doentes oncológicos tem tido um grande impacto na sobrevivência dos mesmos.

Por isso, a Radioterapia e muitas modalidades de imagiologia utilizam radiação para cumprir os seus objetivos.

Existem dois tipos de radiação: a radiação ionizante e a radiação não ionizante. Tal como o nome indica, a diferença entre estes dois tipos de radiação prende-se com a sua capacidade ou não de ionizar o átomo. Assim, a radiação ionizante é um tipo de radiação que possui energia suficiente para arrancar um eletrão a um átomo, penetrar na matéria, romper ligações químicas e causar danos no tecido biológico [7].

Os raios-X (RX) são uma forma de radiação eletromagnética de energia elevada e têm uma grande contribuição no campo da medicina. Os RX têm a capacidade de penetrar na matéria (corpo humano) com a qual interagem, tratando-se de uma radiação ionizante [8].

#### 2.1.1. Interação da radiação com a matéria

A radiação ionizante, ao penetrar na matéria, interage com os eletrões que a constituem e perde energia durante os processos de excitação e ionização.

Existem vários tipos de interação da radiação com a matéria. No entanto, as mais importantes na RT são o efeito fotoelétrico, o efeito de Compton e a produção de pares [9, 10, 11].

O efeito fotoelétrico traduz-se na interação do fóton incidente com um eletrão orbital que se encontra fortemente ligado ao núcleo. Neste processo, ocorre a ionização do eletrão, ou seja, o fóton incidente deixa de existir uma vez que toda a sua energia é absorvida pelo eletrão e este é ejetado do átomo. Para que este fenómeno seja possível, a energia do fóton incidente tem que ser superior à energia de ligação do eletrão. Como tal, o eletrão que sai da órbita, possuindo energia cinética, pode interagir com outras partículas [9,10, 11].

Contudo, a probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico depende de dois fatores: da energia do fóton incidente e do número atômico do material irradiado. Todos os fótons podem interagir e gerar efeito fotoelétrico. No entanto, os fótons com baixa energia, até 200 keV, têm uma maior probabilidade de originar este efeito, quando incidem num material com número atômico elevado [9, 10, 11].

Já o efeito de *Compton* caracteriza-se pela interação do fóton incidente com um elétron com uma ligação fraca ao núcleo do átomo. Desta forma, ao interagir, o fóton incidente irá perder uma fração da sua energia e sofrer alterações na sua trajetória. O efeito de *Compton* provoca a ionização do elétron e este adquire energia cinética. Portanto, este elétron, o elétron de *Compton*, vai interagindo com a matéria e deposita a sua energia num espaço próximo ao da interação até permanecer em repouso. É através destas interações que ocorrem os efeitos da radiação, nomeadamente na RT. No que respeita ao fóton secundário, este sofre deflexão e perde energia, podendo percorrer um longo espaço sem que haja interações, até posteriormente depositar a energia que lhe resta. Ao contrário do efeito fotoelétrico, o efeito de *Compton* não tem uma grande dependência do número atômico do material e a sua probabilidade de ocorrer aumenta de acordo com a energia. Este é chamado o efeito de *Compton* incoerente. No entanto, o efeito de *Compton* pode ser coerente quando o fóton incidente origina um fóton com a mesma energia e comprimento de onda embora tenha uma direção diferente [9, 10, 11].

Nestes dois efeitos ocorrem ionizações, ou seja, um elétron é ejetado da nuvem eletrónica e deixa uma lacuna na orbital, o que torna o átomo instável. Dado que o estado fundamental é sempre o ideal, esta lacuna é preenchida. A nuvem eletrónica reorganiza-se e o elétron, ao deslocar-se de um nível mais externo para um mais interno na estrutura eletrónica, liberta o excesso de energia na forma de radiação eletromagnética ionizante, cuja intensidade é igual à diferença das energias de ligação das camadas eletrónicas correspondentes [9, 10, 11].

Por outro lado, pode ocorrer a produção de pares. Num átomo, os prótons têm carga positiva, criando um campo elétrico em torno do núcleo; quando um fóton se aproxima, interage com o campo nuclear e ocorre uma grande alteração. Assim, de acordo com a relação que Einstein estabeleceu, o valor da energia obtém-se através do produto da massa com o quadrado da velocidade da luz, pelo que a energia do fóton incidente é transformada em massa. Desta forma, surgem duas partículas com massa e carga: um

elétron de carga negativa, o negatrão, e um elétron de carga positiva, o positrão. O fóton inicial desaparece. Tendo em conta que a massa de um elétron é equivalente a 511keV, para formar duas partículas são necessários 1022keV. Sendo assim, nenhum fóton com energia inferior a 1022keV pode ter interações de produção de pares. Neste efeito, quanto maior a energia do fóton, maior a probabilidade de ocorrer este tipo de interação [9, 10, 11].

Assim, tendo em conta estes três processos, pode afirmar-se que para qualquer valor de energia ocorre sempre efeito fotoelétrico e efeito de *Compton*. Contudo, para energias baixas, o efeito predominante é o efeito fotoelétrico. Mas à medida que a energia aumenta, este efeito vai perdendo importância e o efeito de *Compton* começa a ser mais predominante. Quando a energia assume valores na ordem dos 1022keV, a probabilidade de ocorrer produção de pares aumenta, sendo este o efeito predominante para energias elevadas [9, 10, 11].

## **2.1.2. Dose**

### 2.1.2.1. Dose absorvida

A dose absorvida é uma grandeza não estocástica, que descreve a energia média depositada pela radiação ionizante por unidade de massa. Apesar de a sua unidade em sistema internacional ser *Joule/Quilograma (J/kg)*, a medida mais utilizada é *Gy*.

Esta dose, apesar de ser expressa em *Gy*, não é suficiente para correlacionar os vários tipos de radiação, de exposição e efeitos radiobiológicos. Para tal, utiliza-se a dose equivalente e efetiva [12].

### 2.1.2.2. Dose equivalente

A dose equivalente apresenta a dose média absorvida num tecido ou órgão tendo em conta o fator de ponderação para a radiação em estudo.

A unidade desta grandeza também é *J/kg*, mas, neste caso, denomina-se por *Sievert (Sv)*, indicando, assim, que o tipo de radiação já se encontra contabilizado [13].

### 2.1.2.3. Dose efetiva

A dose efetiva é uma grandeza de radioproteção e representa a soma das doses equivalentes, resultantes da irradiação, ponderada para todos os tecidos e órgãos. A dose efetiva representa uma dose de radiação ionizante absorvida pela totalidade do meio biológico irradiado, considerando a energia, o tipo de radiação e as diferentes sensibilidades dos tecidos irradiados [12].

## 2.2. Radiobiologia

Os efeitos da radiação no corpo humano são bastante complexos e dependem do tipo de radiação, da sua intensidade e energia.

Quando as células são irradiadas podem sofrer vários tipos de alteração:

- Atraso no ciclo celular – pode haver atraso na fase de divisão;
- Apoptose – a célula morre sem que haja divisão;
- Falha na reprodução – a célula morre quando entra na mitose;
- Instabilidade genómica;
- Mutação;
- Transformação – a célula sobrevive à irradiação, mas sofre alterações na sua morfologia e/ou função, o que pode levar à carcinogénese;
- Efeito *bystander* – a célula irradiada envia sinais às células não irradiadas adjacentes, o que pode induzir alterações genéticas;
- Resposta adaptativa – a célula irradiada é estimulada a reagir e torna-se mais resistente à radiação.

Dependendo do tipo de radiação, da dose, do local irradiado e do *linear energy transfer* (LET), os efeitos biológicos podem variar bastante. Alguns ocorrem com alguma rapidez, como é o caso do epitélio intestinal, enquanto outros têm uma resposta tardia, como é o caso da medula [14, 15].

Quando a radiação ionizante atinge o organismo, a energia transferida para o ADN, que é o componente mais crítico da célula no que se refere à radiação ionizante, pode causar alterações na sua estrutura, o que caracteriza o efeito direto. O efeito indireto ocorre quando a energia transferida atinge moléculas intermediárias, como a água, que ao ser

irradiada pode levar à radiólise, gerando radicais livres, que quebram ligações químicas e originam alterações que levam a danos biológicos devido à elevada reatividade e ausência de emparelhamento do eletrão de valência. Tendo em conta que o corpo humano é constituído por 70% a 85% de água, a grande maioria das lesões induzidas por radiação é realizada através da ação indireta em moléculas de água. Estes danos podem ser agravados com a presença de oxigénio, uma vez que a sua junção com radicais de hidrogénio leva à formação de um radical extremamente reativo designado por hidroperoxil. A presença de oxigénio livre aumenta a lesão causada por LET baixa, inibindo a recombinação dos radicais livres, o que levaria à formação de espécies químicas estáveis, e impedindo a reparação das lesões causadas, o que pode levar à formação de tumores. Apesar de o aumento da concentração do oxigénio durante a irradiação levar à morte das células neoplásicas hipoxias (radiatorresistente) também leva à morte de células normais [15, 16, 17].

As imagens de verificação de tratamento são realizadas com radiação ionizante e, como tal, a dose proveniente destas pode gerar complicações a nível celular [14].

### **2.3. Radioterapia**

A RT é uma opção terapêutica que utiliza radiação ionizante para quebrar as ligações das cadeias do ácido desoxirribonucleico (ADN) das células cancerígenas. É uma opção na multidisciplinaridade terapêutica e tem como objetivo principal administrar altas doses de radiação ao tumor e a menor dose possível nos tecidos são adjacentes [18, 19]. Desta forma, com a RT pretende-se erradicar o tumor, melhorar a qualidade de vida e prolongar a sobrevivência do doente. Por vezes, a RT é utilizada no controlo de dor, compressão medular e ainda em lesões hemorrágicas [18, 19].

Existem dois tipos de RT: BT e RT externa. A BT é uma modalidade terapêutica mais invasiva, consistindo na irradiação do tumor através da colocação da fonte de radiação dentro ou muito perto do tumor, utilizando um implante permanente ou temporário.

A RT externa utiliza uma fonte de radiação externa ao doente, um AL, que produz feixes de alta energia conformacionados ao tumor. Os tratamentos podem ser feitos com recurso a feixes de eletrões e a feixes de fotões de alta energia.

No caso dos tumores de próstata, como este órgão está localizado em profundidade no doente, o tratamento é feito com recurso aos feixes de fotões, uma vez que estes têm uma capacidade penetrante superior.

Normalmente, a dose prescrita é administrada de forma fracionada. Ao longo das sessões de tratamento, o doente é irradiado com um valor constante até perfazer a dose planeada [18, 20].

### **2.3.1. Tomografia Computorizada de Planeamento**

Para a realização de um planeamento dosimétrico são necessárias imagens de Tomografia Computorizada (TC) de planeamento. A partir destas imagens é possível obter informações acerca da extensão tumoral, contorno externo do doente, relação do tumor com órgãos adjacentes e referências internas e externas. Além disso, permitem definir o tamanho e configuração dos campos de tratamento e representam uma matriz de coeficientes de atenuação, cujas densidades relativas (escala de *Hounsfield*) permitem os cálculos de dose e correções de heterogeneidades [21].

Assim, após a consulta com o médico radioncologista, segue-se a realização de uma TC de planeamento que será a base de todo o estudo dosimétrico. Nesta consulta, é explicado ao doente o objetivo do exame e tudo o que está inerente ao tratamento.

Aos doentes de próstata, normalmente, é pedido uma preparação a nível da bexiga e do reto. O ideal é ter a bexiga confortavelmente cheia (contabilizando a água ingerida e o tempo, de forma a ser reproduzível todos os dias de tratamento) e o reto completamente vazio, evitando, assim, uma maior exposição destes órgãos à radiação.

Nos tumores de próstata, os doentes podem ser posicionados em decúbito dorsal ou em decúbito ventral. Existem vários estudos que enumeram as vantagens dos dois posicionamentos. No entanto, o decúbito dorsal parece ser o que mais se adequa a este tipo de patologia, uma vez que nesta posição a influência dos movimentos respiratórios na próstata são menores. Para tal, utiliza-se uma almofada para a região superior do doente e um *Combifix* (combinação de um apoio poplíteo com um apoio tibiotársico) [22, 23].

Depois de posicionado, o doente é alinhado e escolhe-se a localização/plano mais favorável à marcação do corte referência (de preferência o mais próximo possível do

isocentro) que deverá ser definido num local sem declive para ser bem perceptível. Todo o procedimento deve ser registado de modo a ser reproduzível na unidade de tratamento. É na TC de planeamento que são delimitadas, pelo médico radioncologista, as estruturas de interesse, muitas vezes com o recurso a outras modalidades de imagem. No caso de tumores de próstata, a delimitação das regiões de interesse pode ser feita com o auxílio de uma Ressonância Magnética (RM).

A RM fornece imagens tridimensionais e em tempo real dos órgãos do corpo humano e com um bom contraste a nível dos tecidos moles [24].

Esta característica permite fazer uma boa delimitação da próstata e das estruturas circundantes, como a bexiga e o reto [25].

É feita uma fusão da imagem da TC de planeamento e da RM e definem-se os volumes-alvo, onde se inclui o volume que de facto será tratado, como o *Gross tumor volume* (GTV), o *Clinical target volume* (CTV) e o *Planning Treatment Volume* (PTV). São definidos, também, os OAR, que são os tecidos que, pela sua radiosensibilidade e possíveis efeitos secundários, podem influenciar o planeamento e/ou a prescrição de dose, sendo que as margens a estabelecer em relação aos volumes alvo podem ser influenciadas por estes [26]. Nesta patologia, os OAR normalmente são o reto, a bexiga, que podem ser classificados como sendo órgãos em paralelo, e cabeça e colo dos fémures. A delimitação deste último é necessária para evitar fraturas patológicas. Delimita-se, também, o contorno externo do doente, para que o sistema assuma a partir de que momento existe interação da radiação com a pele do doente, analise a atenuação do feixe, e calcule a *source skin distance* (SSD) para cada campo [21, 26].

### **2.3.2. Dosimetria**

O estudo dosimétrico tem início depois da delimitação das estruturas de interesse e da prescrição de dose por parte do médico radioncologista.

Nesta fase, é verificado todo o contorno externo do doente e os órgãos delimitados. Se existir alguma falha esta é corrigida de forma a evitar erros de cálculo.

São, então, escolhidos os parâmetros necessários ao tratamento, tais como: a técnica de irradiação, a energia e o tipo de partícula utilizado (fótons ou eletrões).

Escolhidos os primeiros critérios, são inseridos os campos de tratamento (janela de entrada da radiação no doente), são escolhidas as angulações mais favoráveis,

configuram-se os *multileaf collimator* (MLC) e introduzem-se, se necessário, filtros físicos ou dinâmicos. Tudo isto é realizado com a ajuda de *digitally reconstructed radiographs* (DRR), ou seja, uma radiografia digitalmente reconstruída pelo sistema que auxilia a nível anatómico. É definido, ainda, o ponto de normalização, que é o ponto para o qual se prescreve os 100% da dose e a partir do qual é representada a distribuição de dose em percentagem relativamente a este ponto. Deve ser escolhido segundo os seguintes critérios: a dose no ponto de normalização deve ser clinicamente relevante e representativa da dose no PTV; deve ser definido de forma fácil, clara e não ambígua; deve ser definido num local onde a dose possa ser determinada de forma precisa; deve ser definido numa zona onde não exista variação no gradiente de dose. O ponto de normalização, normalmente, coincide com o isocentro. Depois de calcular a dose, é analisada toda a distribuição, em todos os cortes de TC, com base nos seguintes parâmetros: homogeneidade; pontos quentes, que são pontos fora do PTV que recebem uma dose superior a 100%, sendo o valor máximo admitido 107%; pontos frios, que são pontos no PTV que recebem uma dose inferior a 95%; dose máxima ( $>100\%$  e  $<107\%$ ), dose média ( $\approx 100\%$ ), e dose mínima ( $\geq 95\%$ ) no PTV; e a dose nos órgãos de risco. Analisa-se, também, o histograma dose-volume, que é uma representação gráfica onde se relaciona a dose com o volume de tecido irradiado. Este histograma permite determinar a quantidade de dose recebida pelos órgãos de risco e compará-la com valores de dose já fixados em tabelas.

Para melhorar a distribuição é necessário ter-se em conta os seguintes parâmetros: contribuições de dose dos campos (pesos); modificadores de feixe (filtros, bólus); energia, técnica e equipamento utilizados; proteções (MLC ou blocos); angulação, número e dimensão dos campos; angulação dos colimadores; ponto de normalização [21, 26].

### **2.3.3. Tratamento de Radioterapia**

Na unidade de tratamento, o doente é posicionado, imobilizado e alinhado pelo corte de referência, de acordo com o registo de procedimentos feito na TC de planeamento.

São feitos os desvios estabelecidos na dosimetria de forma a posicionar o doente no isocentro. Antes de qualquer irradiação, são feitas imagens de verificação do tratamento.

Posteriormente, estas são sobrepostas com as imagens adquiridas/criadas anteriormente e é feito o *matching*, ou seja, a fusão de ambas as imagens, com o objetivo de corrigir qualquer desvio que possa existir no posicionamento do doente [21].

#### **2.4. *Image-guided radiation therapy – IGRT***

As últimas evoluções referentes às técnicas de irradiação surgem com a *Intensity-modulated radiotherapy* (IMRT), com a *Volumetric modulated arc therapy* (VMAT), com a *Stereotactic body radiation therapy* (SBRT) e com a terapia com prótons. Estas técnicas têm como objetivo irradiar volumes com uma precisão ainda mais elevada, preservando os OAR e os tecidos normais e efetuando um escalonamento de dose [27, 28].

Dado que as técnicas de RT estão em constante desenvolvimento e são cada vez mais precisas, é necessário também garantir um *setup* do doente o mais preciso possível.

A IGRT emergiu como o novo paradigma para o posicionamento diário do doente e para a localização do volume-alvo, tornando possível a diminuição de erros de *setup* e de margens adicionais ao CTV. Como tal, permite uma irradiação mais precisa e exata do volume-alvo. Assim, a IGRT consiste na aquisição de imagens de verificação antes do tratamento de forma a garantir o correto posicionamento do doente. A análise das imagens adquiridas e posteriores correções podem ser feitas *offline* ou *online*. Por um lado, a correção *offline* visa a determinação e diminuição do erro sistemático relativo ao posicionamento do doente nas sessões de tratamento subsequentes. Por outro lado, a correção *online* consiste na análise da imagem e correção do posicionamento diariamente, antes do tratamento ser administrado, diminuindo assim quer o erro sistemático quer o erro aleatório [29].

Os erros sistemáticos são erros consistentes e reproduzíveis, pois repetem-se periodicamente, ao longo de todo o tratamento, tendo a mesma direção e magnitude. Os erros sistemáticos são os mais significativos, pois representam um desvio do posicionamento e, assim, afetam a distribuição de dose, o que pode levar a um depósito de dose desajustado no volume alvo e órgãos sãos. Na patologia em questão, o volume da bexiga e do reto podem influenciar o movimento do volume alvo [29].

Os erros de posicionamento são erros sistemáticos que incluem todos os erros envolvidos na preparação do tratamento, como delimitação de volumes e transferências de imagem. Os erros aleatórios consistem em desvios interfrações, são imprevisíveis e podem variar em direção e em magnitude. Este tipo de erro não pode ser corrigido e, como tal, a margem adicionada ao CTV contempla estes desvios [30].

Para que todo o potencial das mais recentes técnicas de irradiação seja aproveitado é mandatário a combinação destas com IGRT.

A frequência com que esta verificação deve ser realizada é determinada pela técnica de irradiação utilizada, pelo local do tratamento e pela magnitude do erro. Em tumores de próstata, em que os volumes da bexiga e do reto e a posição quer da próstata quer das vesículas seminais pode variar diariamente, as imagens de verificação são essenciais para a diminuição dos efeitos secundários da RT [31, 32].

A aquisição de imagens diárias, tais como imagens 2D e CBCT de kV, permite, também, um escalonamento de dose no tumor, o que sugere um melhor controlo tumoral, mantendo a morbidade dos tecidos normais ou até mesmo a sua redução. Com IGRT é possível, portanto, diminuir os erros sistemáticos, pelo que se pode diminuir a margem do PTV, que contempla estes erros, e, assim, irradiar menos tecido são [33].

De acordo com alguns estudos já realizados, o uso de imagens em IGRT melhora bastante a precisão e exatidão do tratamento; contudo, implica também maiores riscos radiobiológicos para os doentes, pois a aquisição de imagens diárias de verificação faz com que a dose administrada ao doente seja superior ao planeado. Esta dose é designada por dose concomitante. Os mesmos estudos sugerem que há um aumento do risco de efeitos determinísticos, quer em órgãos/tecidos incluídos ou não na área de tratamento, bem como dos efeitos estocásticos, uma vez que não podem ser excluídos mesmo tratando-se de doses baixas [32, 33].

A dose associada às imagens diárias é muitas vezes negligenciada por se considerar uma dose baixa quando comparada com a dose total do tratamento. Contudo, fazendo o somatório da dose de todas as imagens realizadas em cada fração do tratamento, esta pode tornar-se uma dose considerável [32].

## **2.5. Tipos de imagem de verificação**

### **2.5.1 Imagem portal 2D**

Existem dois tipos de imagem portal 2D: a imagem de verificação de megavoltagem (MV) e a imagem de verificação de kV.

As imagens de verificação de MV são adquiridas na perspetiva do feixe de radiação de tratamento. Esta foi a principal modalidade de verificação do tratamento durante muitos anos. É uma imagem adquirida com MV e permite ver estruturas ósseas englobadas no campo de tratamento (apesar de a qualidade de imagem e contraste serem bastante inferiores, quando comparados com uma imagem de kV, devido à utilização de MV). A fonte de radiação para a aquisição desta imagem é comum à fonte do tratamento e o detetor situado paralelo a esta (Figura 2.1) [34].

As imagens planares de kV são adquiridas através de um sistema composto por dois braços robóticos, constituídos por um tubo de RX portátil e um detetor silício amorfo, acoplados ao AL. Quando posicionados para adquirir imagem, estes formam um eixo perpendicular ao feixe de radiação de MV (Figura 2.1).

As imagens adquiridas são ortogonais (ântero-posterior e lateral), com precisão geométrica de 2 mm e são semelhantes a radiografias, o que permite, através de referências ósseas, identificar variações no posicionamento do doente ao comparar-se a imagem adquirida com as DRR's obtidas no sistema de planeamento a partir da TC de planeamento. Este sistema faz a aquisição de imagens com kV e MV e, além de imagens planares, também possibilita a aquisição de imagens volumétricas e fluoroscopia. As imagens adquiridas com kV têm um contraste superior, enquanto que as imagens de MV apresentam menor artefacto na presença de implantes metálicos.

A dose média por imagem é de 1–3mGy em imagens de kV e 30–70mGy em imagens de MV [31, 34, 35].

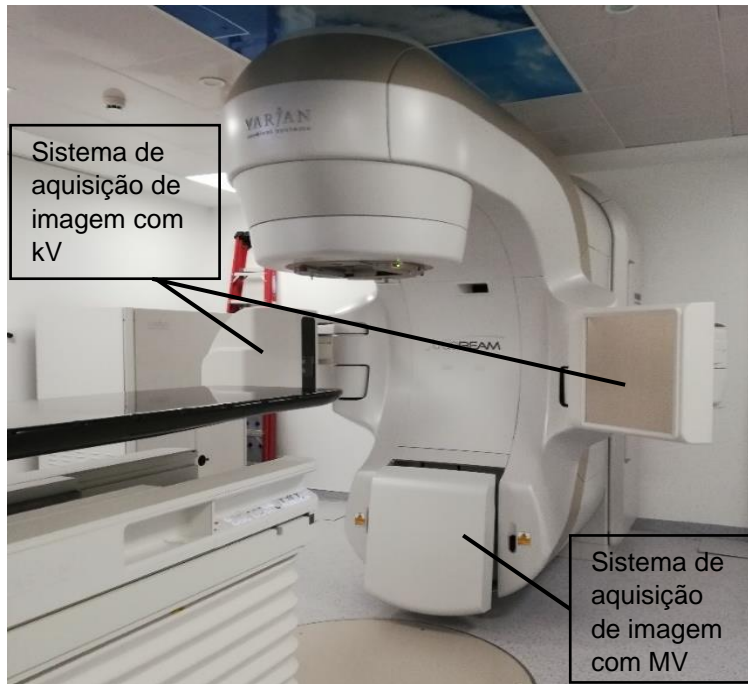


Figura 2.1 - Acelerador Linear *TrueBeam*® presente no IPO Lisboa (cortesia do IPOLFG)

### ***2.5.2. ExacTrac X-Ray 6-D Stereotactic System***

Este é um sistema de aquisição de imagem que combina o posicionamento ótico e as imagens de kV e é utilizado para realizar correções *online* do posicionamento do doente. A aquisição de imagem é feita através de um sistema de infravermelhos e de um sistema de raio-X kV; as posteriores correções são feitas através do controlo preciso do movimento da mesa robótica de tratamento, que possui seis graus de liberdade (vertical, longitudinal, lateral, *yaw*, *pitch* e *roll*). As imagens obtidas são imagens oblíqua e perpendiculares entre si [34, 36].

### ***2.5.3. Cone Beam Computed Tomography***

O CBCT é uma imagem volumétrica que é adquirida com o sistema de braços robóticos acoplados à gantry do AL supramencionado. A aquisição é feita através da rotação da gantry em torno do doente/mesa de tratamento, apresentando, posteriormente, a posição “média” dos órgãos consoante os movimentos internos involuntários (movimento de respiração ou movimentos peristálticos). A aquisição do CBCT é feita dependendo da patologia em questão [34, 37].

Em zonas de maior diâmetro do doente, como a pelve, é utilizado o modo *half-fan*, pois este permite obter um *field of view* (FOV) maior. Neste modo, para obtenção da imagem, os braços robóticos contornam todo o doente, descrevendo um ângulo de 364°, e o detetor está lateralizado de forma a obter metade da projeção para cada ângulo. O FOV típico da reconstrução é de 45cm e o filtro utilizado designa-se por *half bow-tie* (Figura 2.2) [37].

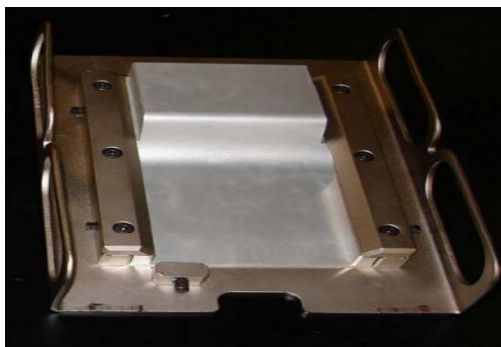


Figura 2.2 - Filtros *half bow-tie* utilizado no modo *half-fan* [37]

Este filtro é constituído por alumínio e tem 1,5cm de espessura no centro. É utilizado porque melhora a qualidade da imagem, diminui a dose na pele do doente, reduz a saturação do detetor e ainda evita o aparecimento de artefactos na imagem. Além deste, existe ainda o filtro *full bow-tie* e um filtro de cobre que é menos utilizado [37]. Depois de obtida a imagem é possível compará-la com as imagens da TC de planeamento e ainda fazer ajustes no contraste para uma melhor interpretação das mesmas.

O CBCT permite a avaliação das estruturas anatómicas bem como dos tecidos moles, sendo possível avaliar quer o volume tumoral quer o volume dos OAR. Caso exista alguma alteração considerável, pode ser necessário fazer um replaneamento de forma a ajustar a dosimetria aos volumes atuais. Em doentes de próstata, a realização do CBCT é bastante útil na medida em que permite avaliar o volume da bexiga e do reto e, assim, minimizar a sua exposição à radiação [37].

Em determinadas patologias tratadas com técnicas de irradiação mais precisas ou com hipofracionamento, é comum adquirir um CBCT no final da fração do tratamento de forma a confirmar a correta irradiação e a estimar eventuais alterações intrafracionais.

Normalmente, o CBCT é adquirido com kV por oferecer uma melhor resolução de contraste; no entanto, também é possível fazê-lo com MV [34].

A dose administrada na aquisição de um CBCT depende de vários fatores. Tal como existem dois modos de aquisição do CBCT, também existem protocolos distintos para pelve. Para a aquisição do CBCT é necessário definir alguns parâmetros, que normalmente são padronizados pela empresa que comercializa os AL, como a tensão (kV), a corrente (mA) e o tempo de exposição (ms). A combinação destes fatores define a qualidade da imagem e a dose administrada ao doente, sendo que esta última também depende da estrutura/densidade do doente [34, 37, 38, 39].

## **2.6. Qualidade de imagem**

Na área da saúde, onde muitas vezes são utilizadas imagens para fazer um correto diagnóstico e tratamento, é fundamental que as imagens obtidas tenham qualidade suficiente e que estas retratem uma fiel representação das estruturas anatómicas de interesse.

Existem, principalmente, dois métodos que permitem avaliar a qualidade de imagem. Por um lado, é possível avaliar as características físicas da imagem, características estas que podem ser medidas e quantificadas, tais como linearidade das Unidade de *Hounsfield*, a uniformidade, a resolução espacial e a resolução de contraste. Por outro lado, a qualidade da imagem pode ser avaliada pelo observador, utilizando imagens obtidas com diferentes sistemas de aquisição ou sob diferentes condições. Embora este método permita uma avaliação objetiva da imagem, este também depende da sensibilidade do observador ou até mesmo do monitor onde são analisadas as imagens. Este método está associado a erros sistemáticos [40].

### **2.6.1. Linearidade das Unidade de *Hounsfield***

Para analisar a linearidade das UH realiza-se o teste da sensitometria.

A sensitometria visa a avaliação da sensibilidade do equipamento para medir UH em termos de energia. Sendo as UH uma transformação do coeficiente de atenuação, é importante referir que este está diretamente relacionado com a energia do feixe utilizado. A correspondência entre o coeficiente de atenuação e a energia é tabelada e pode ser consultada no *National Institute of Standards and Technology* (NIST) [41, 42].

Assim, na sensitometria é analisado o modo como são respeitadas, na imagem, as variações no valor dos coeficientes de atenuação do objeto. Esta característica é essencial para a correta avaliação de uma imagem de CBTC. De forma a garantir uma correta escala de cinzentos, é ainda avaliada a energia efetiva, uma vez que os valores da escala de cinzentos são aferidos para um determinado valor de energia [42, 43].

### **2.6.2. Linearidade espacial**

O teste da linearidade espacial tem como objetivo verificar o tamanho do pixel, nomeadamente verificar se este se mantém constante e, com isto, avaliar a distorção geométrica. O tamanho do pixel depende do tamanho do FOV e do número total de pixéis em cada direção em que a imagem é adquirida. Na realização deste teste, o valor do FOV é, normalmente, 250mm e, como tal, o comprimento previsto é de 0,488mm. Para a realização deste teste, utiliza-se um fantoma com quatro orifícios com 3mm de diâmetro cada, que distam 5cm entre si. Ao medir a distância entre o centro de cada orifício e sabendo o número de pixéis entre ambos, é possível determinar o tamanho do pixel [44].

### **2.6.3. Uniformidade das UH**

Este teste permite avaliar as UH de um material uniforme com uma densidade muito semelhante à da água. É possível analisar as variações dos números de TC num material homogéneo, que idealmente deveriam ser inexistentes; no entanto, é aceitável uma variação de 2%. Estas variações dependem principalmente do *beam hardening*, mas também do fabrico do equipamento e dos algoritmos de reconstrução [40, 44, 45].

### **2.6.4. Resolução espacial**

A resolução espacial, ou de alto contraste, caracteriza-se pela capacidade de distinguir dois objetos separados por espaços muito pequenos. Esta determina a dimensão mínima do pormenor que é possível visualizar com um contraste superior a 10% [43, 44, 45].

A avaliação da resolução espacial pode ser efetuada através da determinação da Função de Transferência de Modulação (FTM). A FTM resulta da Transformada de

Fourier da *Line Spread Function* (LSF), e é expressa em porcentagem, em função das frequências (ciclos/cm) [43, 44, 45].

Esta função reflete a capacidade de o sistema transferir o contraste do objeto para o contraste da imagem. Esta capacidade depende do tamanho da frequência espacial, uma vez que quanto menor for o objeto mais difícil será representá-lo com precisão. Além disto, a resolução espacial pode ser influenciada pelo número de pixéis, pelo FOV, pela espessura de corte e pelos filtros de reconstrução [43, 44, 45].

### **2.6.5. Resolução contraste**

A resolução de contraste, ou de baixo contraste, é muitas vezes determinada usando objetos com uma diferença de densidade mínima (normalmente entre 4 e 10 UH). Quando se trata de tecido mole, a resolução de baixo contraste é o fator mais importante na qualidade de imagem [44, 45, 46].

Com este sistema é possível medir a capacidade de o sistema representar objetos de baixo contraste de tamanhos cada vez mais reduzidos. Apesar de existirem métodos quantitativos para esta análise, os mais aceitos são aqueles em que é necessário um observador detectar subjetivamente objetos distintos [46].

### 3. Metodologia

---

Este estudo visa avaliar a dose concomitante proveniente de um CBCT de kV em tumores de próstata. Para tal, foram feitas medições num fantoma *CIRS* utilizando um AL da *Varian*<sup>®</sup> e uma câmara de ionização da *RaySafe Solo*<sup>™</sup>.

De modo a obter as imagens de verificação, nomeadamente o CBCT de kV, recorreu-se ao AL cujo modelo é o *TrueBeam*<sup>®</sup>, da *Varian*<sup>®</sup>, instalado no Serviço de Radioterapia do Instituto Português de Oncologia de Lisboa Francisco Gentil (IPOLFG).

Este equipamento possui três feixes de energia de fotões, nomeadamente 6MeV, 10MeV e 15MeV, (embora em Radioterapia, ao referir energias de fotões, seja mais comum utilizar o termo 6MV, 10MV e 15MV) que podem ser utilizados com taxas de dose desde 100 UM/min a 600UM/min para uma dimensão de campo máximo de 40x40cm. Além disto, o AL *TrueBeam*<sup>®</sup> permite a irradiação de volumes utilizando uma energia de 6MeV em conjunto com a técnica *flattening filter free* (FFF), conseguindo, assim, atingir uma taxa de dose de 1400UM/min.

Além dos feixes de fotões, o referido AL possui também cinco energias diferentes de eletrões numa gama de 6MeV a 18MeV.

Para a realização do CBCT, este AL tem instalado nas laterais uma fonte de raio-X e um detetor e tem instalada a versão 2.7 do *software* de aquisição de imagens *On-Board Imager*<sup>®</sup>.

O AL *TrueBeam*<sup>®</sup> da *Varian*<sup>®</sup> integra também o *Portal Vision*<sup>™</sup> (PV). Este é o sistema de aquisição de imagem com energia de MV, cujo detetor é composto por tecnologia com silício amorfo, e é utilizado para assegurar a obtenção de imagens que podem ser utilizadas para verificação do posicionamento do doente ou procedimentos de Controlo de Qualidade.

Para a simulação do corpo humano, utilizou-se um fantoma *CIRS* do modelo *002PRA IMRT Pelvic 3D*, desenhado para a comparação de sistemas de planeamento e para o controlo de qualidade do sistema, desde a imagem propriamente dita até à verificação de dose (Figura 3.1). Este fantoma representa adequadamente a anatomia pélvica humana em forma, proporção, estrutura e densidade. Devido à sua forma elíptica, o fantoma tem o tamanho de um doente de tamanho médio e possui, também, um esqueleto tridimensional equivalente ao tecido. Este modelo tem quatro acessórios de referência de

densidade eletrónica, que podem ser colocados em cinco posições diferentes do fantoma [47].

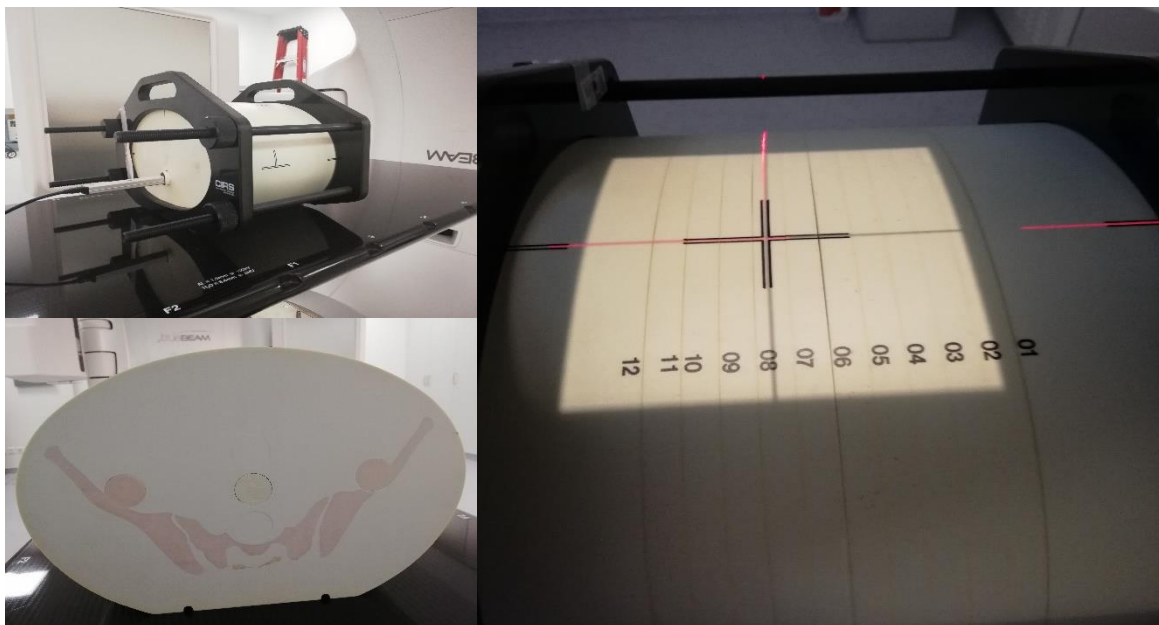


Figura 3.1 - Fantoma CIRS do modelo 002PRA IMRT Pelvic 3D, presente no IPO de Lisboa (cortesia do IPOLFG)

Para a medição de dose, utilizou-se uma câmara de ionização da *RaySafe Solo™* que mede vários parâmetros, como *kilovoltage peak* (kVp), dose, *half-value layer* (HVL) e formas de onda (Figura 3.2). O detetor específico para TC, neste caso para o CBCT, é uma câmara de ionização em forma de lápis, com 10cm de comprimento, ligada a um detetor que, ao fazer a leitura da medição, aplica, automaticamente, o fator de correção para a pressão e temperatura. O sensor da temperatura está localizado dentro da câmara de ionização para que esta seja o mais fiel possível à realidade (temperatura dentro do fantoma), enquanto que o sensor da pressão se encontra localizado no dispositivo de leitura e está calibrado para detetar a pressão no momento da irradiação [48]. Esta câmara mede a dose de TC na forma de *Dose Length Product* (DLP) de *computed tomography dose index* (CTDI) [48].



Figura 3.2 - Câmara de ionização da *RaySafe Solo™*, presente no IPO de Lisboa (cortesia do IPOLFG)

Para alcançar o outro objetivo do trabalho, reduzir a dose concomitante para cumprir o princípio ALARA mas mantendo uma qualidade de imagem razoável, utilizou-se o mesmo AL e sistema de CBCT, quer ao nível do *hardware* quer do *software*, e ainda um fantoma diferente do referido anteriormente. Assim, para avaliar a qualidade de imagem, foi utilizado o fantoma *Catphan® 600* que permite analisar a qualidade das imagens adquiridas na TC (Figura 3.3) [49, 50].

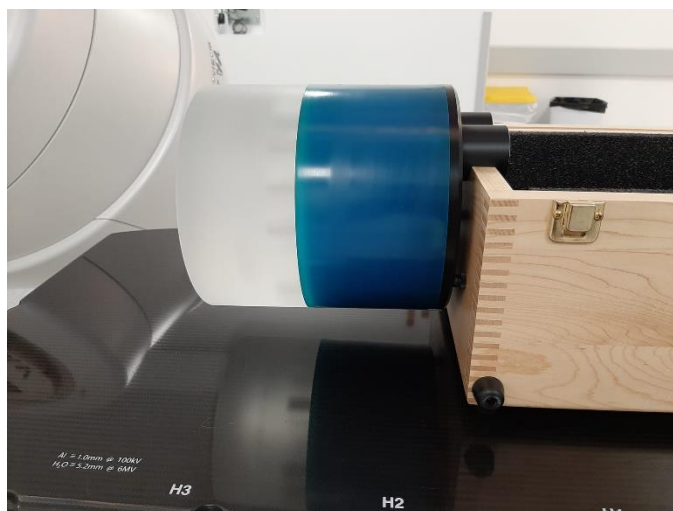


Figura 3.3 - Fantoma *Catphan 600*, presente no IPO de Lisboa (cortesia do IPOLFG)

O *Catphan*® 600 é composto por cinco módulos:

- CTP 404 – onde se pode avaliar a posição do fantoma e o seu alinhamento. É com este módulo que se estuda a sensitometria e a geometria de corte. Este é constituído por filamentos com um ângulo de 23° e oito alvos de sensitometria (PMP, ar, Teflon, Delrin, Acrílico, Polistireno, LDPE e ainda um pequeno orifício para a água). Ainda neste módulo, existem cinco esferas de acrílico com diâmetros de 2, 4, 6, 8 e 10mm e quatro cavidades a uma distância de 5cm (Figura 3.4) [50].

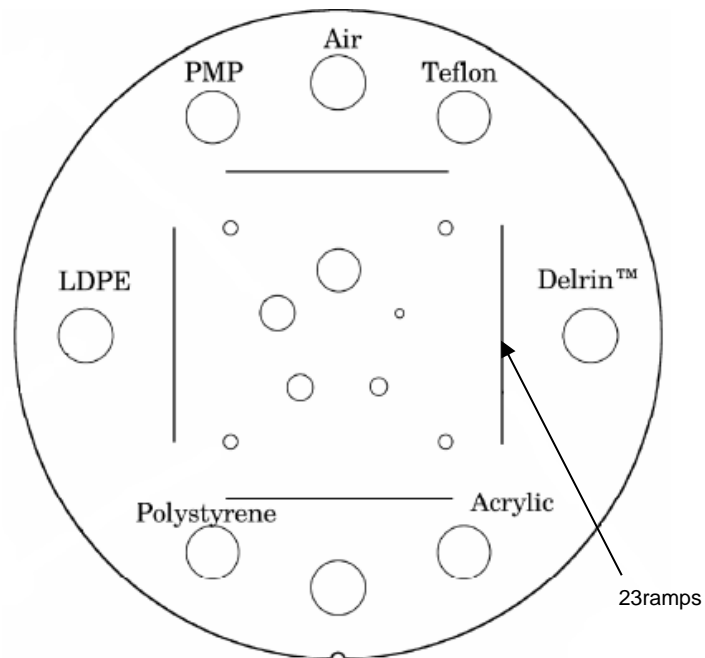


Figura 3.4 - Módulo CTP 404 do fantoma *Catphan* [50]

- CTP 591 – este módulo é utilizado para analisar a espessura do corte e a resolução espacial. É composto por um filamento de tungsténio com 50µm de diâmetro, localizado a 6cm do centro do módulo, e por um conjunto de contas posicionadas em pares opostos (Figura 3.5) [50].

### CTP591 Bead Geometry Module

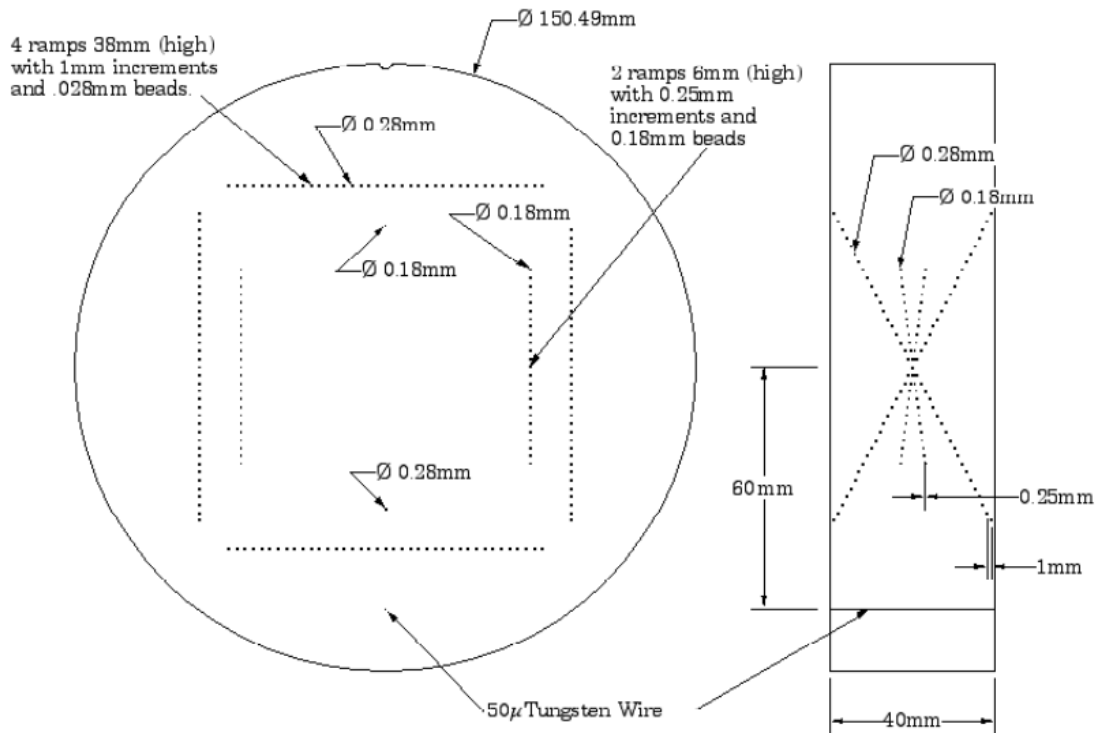


Figura 3.5 - Módulo CTP 591 do fantoma *Catphan* [50]

- CTP 528 – este módulo tem como objetivo analisar a resolução da imagem. É constituído por conjuntos de 1 a 21 pares de linhas por centímetro e duas fontes de impulso (esferas) de um material uniforme (Figura 3.6) [50].

CTP528 High resolution module with 21 line pair per cm gauge and point source

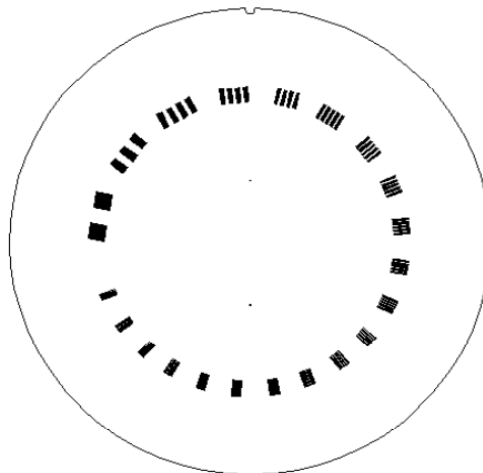


Figura 3.6 - Módulo CTP 528 do fantoma *Catphan* [50]

- CTP 515 – este é constituído por vários alvos de forma cilíndrica. Estes alvos têm um coeficiente de atenuação similar ao do fundo, de forma a ser possível estudar o contraste reduzido. Na zona exterior do corte, estes alvos têm contrastes nominais de 0,3%, 0,5% e 1%. (Figura 3.7) [50].

CTP515 low contrast module with supra-slice and subslice contrast targets

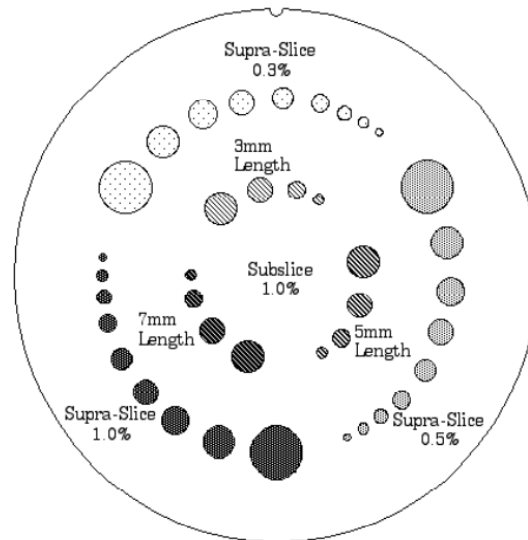


Figura 3.7 - Módulo CTP 515 do fantoma *Catphan* [50]

- CTP 486 – este último módulo avalia a uniformidade das UH. Medem-se os números de TC ou UH em determinadas regiões de interesse e calculam-se os valores médios; através do desvio padrão determina-se a precisão do sistema (Figura 3.8) [50].

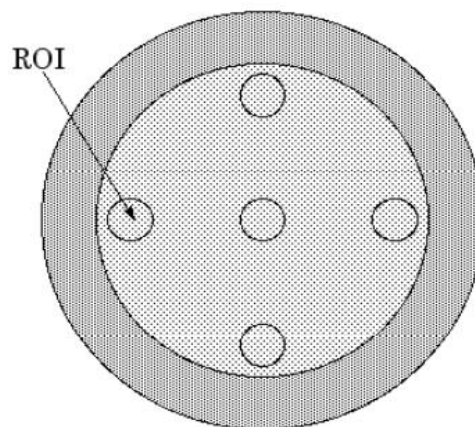


Figura 3.8 - Módulo CTP 486 do fantoma *Catphan* [39]

Para a medição de dose, posicionou-se o fantoma CIRS na mesa de tratamento do AL, alinhado através do sistema de *lasers* da sala, e colocou-se a câmara de ionização nos diferentes orifícios. Estes, tendo em conta que a patologia em estudo é a de próstata, representaram as diferentes estruturas de interesse aquando do planeamento do tratamento. Como o fantoma representa uma pelve, a posição central foi equiparada à próstata, a posição anterior e posterior à bexiga e reto, respetivamente, e as posições laterais esquerda e direita à cabeça do fémur esquerda e direita respetivamente.

Depois de adquiridos vários CBCT's, fazendo variar os parâmetros de aquisição como a tensão, corrente e tempo de exposição, posicionou-se o fantoma *Catphan*, também devidamente alinhado com o sistema de *lasers*, e repetiram-se todas as aquisições de imagem feitas anteriormente.

Adquiridos todos os dados, efetuaram-se, então, os cálculos e análises das imagens.

Quanto à análise de imagens, foram realizados os seguintes testes para cada uma dos CBCT adquiridos:

- Linearidade das UH

Para a realização do teste de sensitometria foi utilizado o módulo CTP 404 e foram criados ROI's de  $6\text{mm}^2$  cada um, os quais foram posicionados nos diferentes alvos (Figura 3.4) [50].

- Resolução espacial

Neste teste, utilizando o módulo CTP 528, foram analisados quantos conjuntos de barras seria possível distinguir (Figura 3.6) [50].

- Resolução contraste

Na avaliação da resolução de baixo contraste foi utilizado o módulo CTP 515. O teste consistiu na identificação do maior número de esferas, de diferentes tamanhos e em diferentes posições (Figura 3.7) [50].

- Uniformidade das unidades UH

Para a realização deste teste foi utilizado o módulo CTP 486. Foram criados ROI's de 20mm<sup>2</sup> e posicionados em cinco regiões de interesse, nomeadamente, superior, inferior, lateral esquerda e direita e no centro (Figura 3.8) [50]. Registaram-se os valores médios e, posteriormente, calculou-se o desvio padrão.

### 3.1. Procedimento

Para a medição de dose foram efetuados os seguintes passos:

- Colocou-se o fantoma CIRS sobre a mesa de tratamento do AL, devidamente alinhado pelo sistema de *lasers*;
- Foi retirado o *insert* de cada orifício do fantoma (um de cada vez) e colocada a câmara de ionização nesse mesmo orifício.
- Foram adquiridos vários CBCT's, com diferentes valores dos parâmetros de aquisição.

O processo foi repetido para as diversas posições do fantoma. Como este representa uma pelve, foram feitas as seguintes associações (Figura 3.9):

- Posição 1 – “Próstata”
- Posição 2 – “Reto”
- Posição 3 – “Bexiga”
- Posição 4 – “Cabeça fémur Direito”
- Posição 5 – “Cabeça fémur Esquerdo”

Feita a medição de dose dos vários CBCT's, foram feitos teste de qualidade de imagens, de acordo com as seguintes etapas:

- Retirou-se o fantoma CIRS da mesa de tratamento;
- Posicionou-se o fantoma *Catphan 600* na mesa de tratamento, devidamente alinhado através do sistema de *lasers*;
- Foram repetidas todas as aquisições de CBCT feitas anteriormente.

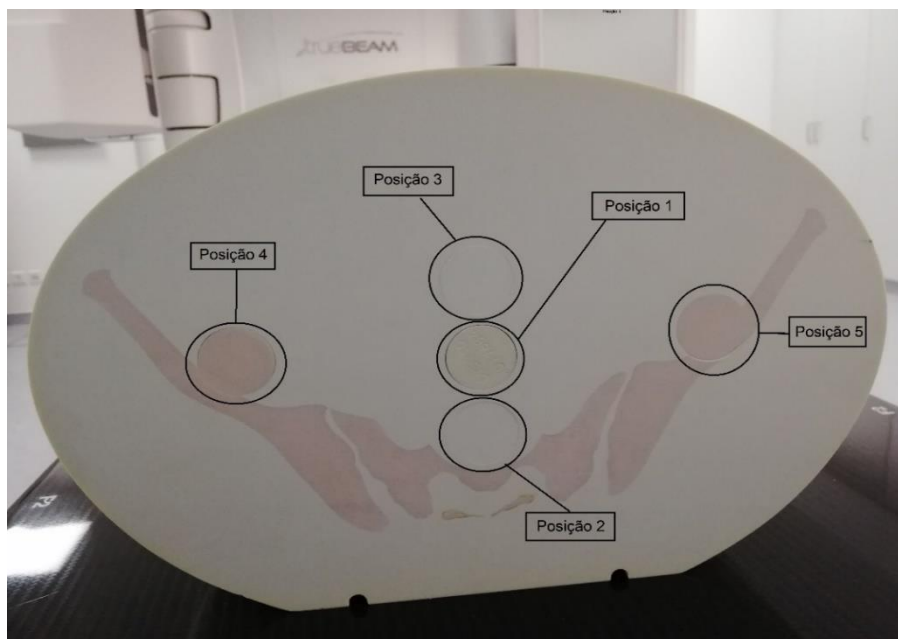


Figura 3.9 - Fantoma CIRS e as várias posições de inserção da câmara de ionização, presente no IPO de Lisboa (cortesia do IPOLFG)



## 4. Resultados experimentais

Tal como referido anteriormente, numa primeira fase fizeram-se medições de dose no fantoma CIRS, em que a câmara de ionização foi inserida nas várias posições.

Além disto, foram adquiridos vários CBCT's com parâmetros de aquisição diferentes, cuja informação se encontra resumida na tabela que se segue (Tabela 4.1).

Tabela 4.1 - Parâmetros de aquisição dos diversos CBCT's adquiridos

CBCT		Parâmetros de aquisição		
		Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo de Exposição (ms)
1*		125	60	20
2		125	40	20
3		125	50	20
4		125	60	15
5		125	60	10
6		100	60	20
7		80	60	20
8		100	50	15

\* Protocolo utilizado no serviço e definido pelo fabricante

O CBCT 1 corresponde ao protocolo definido pelo fabricante e utilizado no serviço em CBCT pélvico. Nos CBCT's 2 e 3 reduziu-se o valor da corrente. Nos CBCT's 4 e 5 reduziu-se o tempo de exposição. Nos CBCT's 6 e 7 reduziu-se o valor da tensão. O CBCT 8 foi adquirido com valores intermédios de tensão, corrente e tempo de exposição. Todas as medidas foram, automaticamente, relacionadas com o fator de correção que tem em conta a pressão e a temperatura pelo dispositivo da câmara de ionização. No entanto, as condições do *bunker* no momento da recolha de dados foram recolhidas (Tabela 4.2).

Tabela 4.2 - Condições do ambiente dentro do *bunker*

Condições do Ambiente dentro do <i>bunker</i>	
Temperatura	23°C
Humidade	57.9%
Pressão	1005.3hPa

Para cada posição da câmara e para cada conjunto de parâmetros foram adquiridos três CBCT's e calculada a sua média aritmética. Estes dados podem ser analisados nas tabelas seguintes.

- Posição 1 – “Próstata” (Tabela 4.3)

Na Tabela 4.3 encontram-se representados os valores de dose registados quando a câmara de ionização foi posicionada na posição que simula a próstata, neste caso a posição mais central. O CBCT 1 foi o que apresentou uma dose superior, 23,75mGy, e, em contrapartida, o CBCT 7 foi o que registou valores de dose mais baixos, 4,91mGy.

Tabela 4.3- Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 1 (próstata)

	CBCT 1 (mGy)	CBCT 2 (mGy)	CBCT 3 (mGy)	CBCT 4 (mGy)	CBCT 5 (mGy)	CBCT 6 (mGy)	CBCT 7 (mGy)	CBCT 8 (mGy)
1ª medição	23,79	16,02	19,96	17,98	12,17	11,59	4,909	7,446
2ª medição	23,86	15,91	19,94	17,87	12,09	11,47	4,99	7,4
3ª medição	23,61	16,15	20,01	18,05	12,29	11,51	4,83	7,43
Média Aritmética	23,75	16,03	19,97	17,97	12,18	11,52	4,91	7,43

- Posição 2 – “Reto” (Tabela 4.4)

A Tabela 4.4 mostra os valores da dose administrada quando a câmara de ionização foi colocada na posição referente ao reto, ou seja, na zona mais posterior. Ao fazer a análise

é possível perceber que a CBCT 1 registou o valor mais alto, 23,63mGy, e o CBCT 7 o valor mais baixo, 4,87mGy.

Tabela 4.4 - Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 2 (reto)

	CBCT 1 (mGy)	CBCT 2 (mGy)	CBCT 3 (mGy)	CBCT 4 (mGy)	CBCT 5 (mGy)	CBCT 6 (mGy)	CBCT 7 (mGy)	CBCT 8 (mGy)
1ª Medição	23,95	15,89	19,92	17,87	12,13	11,77	4,97	7,4
2ª Medição	23,38	16,01	19,85	17,32	11,74	12,01	4,72	7,3
3ª Medição	23,57	15,97	19,98	18,34	11,19	11,81	4,91	6,7
Média aritmética	23,63	15,96	19,92	17,84	11,69	11,86	4,87	7,13

- Posição 3 – “Bexiga” (Tabela 4.5)

A Tabela 4.5 diz respeito aos valores de dose registados quando a câmara de ionização foi colocada na zona correspondente à bexiga, ou seja, a nível mais anterior. Como é possível verificar o CBCT 1 foi, novamente, o que registou o valor mais elevado, 25,67mGy. Na situação oposta está o CBCT 7 que registou o valor mais baixo, 5,5mGy.

Tabela 4.5 - Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 3 (bexiga)

	CBCT 1 (mGy)	CBCT 2 (mGy)	CBCT 3 (mGy)	CBCT 4 (mGy)	CBCT 5 (mGy)	CBCT 6 (mGy)	CBCT 7 (mGy)	CBCT 8 (mGy)
1ª medição	26,11	17,66	21,99	19,77	13,42	13,11	5,7	8,3
2ª medição	25,47	17,34	22,13	19,59	13,6	12,94	4,9	8,9
3ª medição	25,43	18,14	21,79	19,99	13,37	12,73	5,9	7,6
Média Aritmética	25,67	17,71	21,97	19,78	13,46	12,93	5,5	8,27

- Posição 4 – “Cabeça fémur Direito” (Tabela 4.6)

A Tabela 4.6 apresenta os resultados da medição de dose quando a câmara de ionização foi colocada na zona mais direita e periférica do fantoma. Esta posição representa a cabeça do fémur direito de um doente. De forma a simular corretamente esta estrutura, o *insert* que preenchia este orifício (e que foi retirado para a colocação da câmara de ionização) tem uma constituição muito semelhante à do osso.

Neste caso, o CBCT que apresentou maior valor de dose, 18,38mGy, foi o CBCT 1 e o que apresentou o valor mínimo foi o CBCT 7, 3,4mGy.

Tabela 4.6 - Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 4 (cabeça do fémur direito)

	CBCT 1 (mGy)	CBCT 2 (mGy)	CBCT 3 (mGy)	CBCT 4 (mGy)	CBCT 5 (mGy)	CBCT 6 (mGy)	CBCT 7 (mGy)	CBCT 8 (mGy)
1ª medição	18,39	12,5	15,54	13,99	9,5	9,1	3,8	5,8
2ª medição	18,42	12,55	15,53	13,75	9	9,7	3,1	5
3ª medição	18,32	12,57	16	13,98	9,7	8,9	3,3	6,1
Média Aritmética	18,38	12,54	15,69	13,91	9,4	9,23	3,4	5,63

- Posição 5 – “Cabeça fémur Esquerdo” (Tabela 4.7)

A Tabela 4.7 indica os valores registados a nível da dose na zona lateral esquerda do fantoma, que pretende simular a cabeça do fémur esquerdo do doente. Tal como o *insert* que foi retirado na posição 4, este tem uma densidade muito semelhante à do osso. O CBCT 1 foi, mais uma vez, o que apresentou um valor de dose superior, 20,15mGy, enquanto que o CBCT 7 foi o que apresentou o valor menor, 4,3mGy.

Tabela 4.7 - Valores de dose dos vários CBCT's adquiridos com a câmara de ionização na posição 5 (cabeça fémur esquerdo)

	CBCT 1 (mGy)	CBCT 2 (mGy)	CBCT 3 (mGy)	CBCT 4 (mGy)	CBCT 5 (mGy)	CBCT 6 (mGy)	CBCT 7 (mGy)	CBCT 8 (mGy)
1ª medição	20,15	13,63	16,97	15,27	10,36	9,9	4,2	6,3
2ª medição	20,2	13,6	17,03	15,2	10,42	10,1	4,9	6
3ª medição	20,11	13,57	16,9	15,32	10,35	9,7	3,9	6,9
Média Aritmética	20,15	13,6	16,97	15,26	10,38	9,9	4,3	6,4

Quanto aos testes de verificação de qualidade de imagem, utilizou-se o *Catphan® 600* e realizaram-se quatro testes. Avaliou-se:

- A linearidade das UH (Figura 4.1);

No gráfico está representada a variação entre o valor esperado e o valor medido. O CBCT 1 corresponde ao CBCT adquirido com o protocolo do serviço. Neste caso o CBCT 7 é, sem dúvida, aquele que se afasta mais dos valores esperados, não só em relação aos valores de referência como também em comparação com a curva referente ao CBCT 1. Em oposição, os CBCT's 2, 3 e 4 parecem ter uma boa resposta uma vez que apresentam variações aceitáveis.

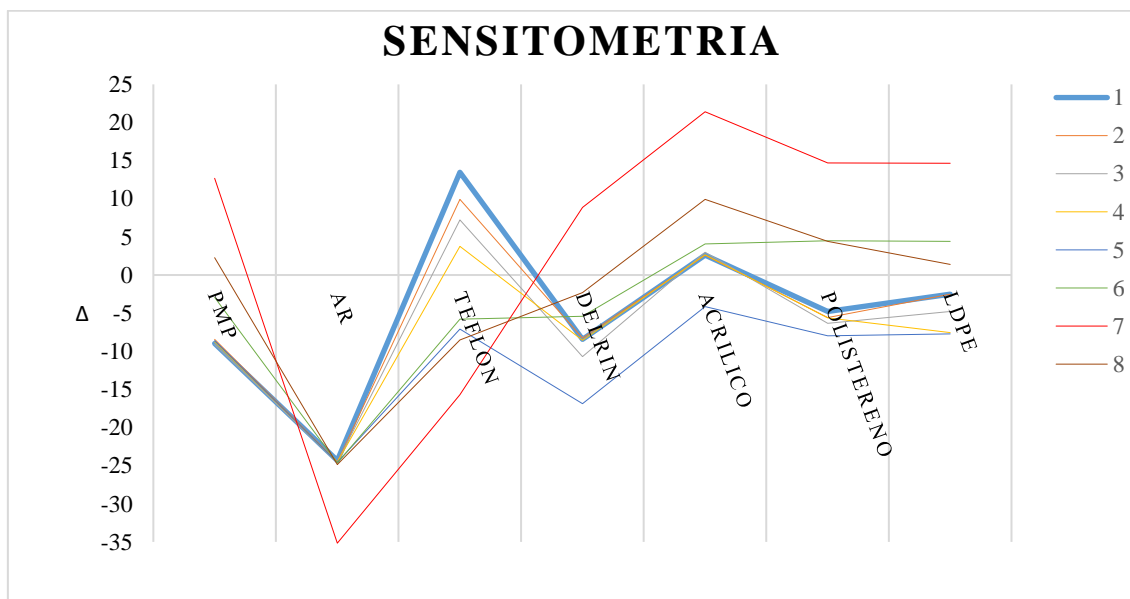


Figura 4.1 - Resultados do teste de sensitometria (Linearidade das UH)

- A resolução espacial (Tabela 4.8);

A Tabela 4.8 apresenta os resultados do teste da resolução espacial. Neste teste, todos os CBCT tiveram um desempenho semelhante. Em todos foi possível distinguir 5 conjuntos de barras, equiparando-se ao CBCT 1.

Tabela 4.8 - Resultado do teste da resolução espacial

	CBCT 1	CBCT 2	CBCT 3	CBCT 4	CBCT 5	CBCT 6	CBCT 7	CBCT 8
Conjuntos Identificados	5	5	5	5	5	5	5	5

- A resolução de contraste (Tabela 4.9);

A Tabela 4.9 é referente ao teste da resolução de contraste. Como é possível verificar, neste teste, os CBCT's 2 e 4 foram os que apresentaram um comportamento aceitável, aproximando-se mais do CBCT 1.

No CBCT 2 e 4 foi possível visualizar 8 e 7 esferas na zona *Supra-slice* 1%, respetivamente, e 3 e 5 na zona *Supra-slice* 0,5%, também respetivamente.

O CBCT 7 foi o que apresentou resultados mais diferentes: na zona *Supra-slice* 0.5% não foi possível identificar nenhuma esfera, enquanto que na zona *Supra-slice* 1% apenas foi possível visualizar 4 esferas.

Tabela 4.9 - Resultado do teste da resolução contraste

	<i>Supra-slice</i> 1%	<i>Supra-slice</i> 0,5%
CBCT 1	9	6
CBCT 2	8	3
CBCT 3	7	1
CBCT 4	7	5
CBCT 5	6	1
CBCT 6	6	0
CBCT 7	4	0
CBCT 8	6	0

- A uniformidade das UH (Tabela 4.10);

Na tabela 4.10 estão representados os valores das UH nas 5 regiões medidas. Os CBCT 2, 4 e 8 foram os que apresentaram melhores resultados, pois apresentam um desvio padrão mais baixo, o que mostra que houve uma menor variação entre as UH nas várias zonas.

Tabela 4.10 - Resultado do teste da uniformidade das UH

	CBCT 1	CBCT 2	CBCT 3	CBCT 4	CBCT 5	CBCT 6	CBCT 7	CBCT 8
Zona Central	16,8657	16,5764	19,786	17,7087	23,376	13,7541	6,47934	12,8616
Zona Superior	9,96488	9,92975	11,2831	10,3099	14,1198	5,54132	- 4,91239	4,84504
Zona Inferior	8,25	8,9116	8,8657	9,25826	11,874	5,97934	- 9,19651	4,0319
Zona Lat Esquerda	6,19008	12,7376	13,6901	11,25	15,8017	7,67149	- 6,92843	3,80372
Zona Lat Direita	12,5372	5,5944	6,93802	8,5557	10,6095	2,60537	- 7,19671	5,31818
Média	10,76157	10,74995	12,11258	11,41651	15,1562	7,110324	- 4,35094	6,172088
$\sigma$	3,69	3,70	4,46	3,28	4,48	3,7	5,58	3,39



## 5. Discussão

---

Com o uso cada vez mais frequente de imagens de verificação, com verificação diária com CBCT, a dose acumulada proveniente deste tipo de imagens, apesar de baixa quando comparada com a dose de tratamento, pode ser significativa [35].

Com base em estudos já realizados, é possível confirmar que esta dose é inversamente proporcional ao tamanho do doente, uma vez que quanto maior for o doente menor a dose administrada. É de referir também que a dose ântero-posterior na pele pode variar entre os 3 e 6cGy, dependendo da espessura da pelve (20-33cm a nível ântero-posterior) [37]. Embora os doentes de maiores dimensões recebam uma dose superior nas projeções anteriores e anteriores oblíquas, devido à curta distância entre a fonte e a pele, estas diferenças devem-se à decrescente transmissão das projeções posteriores e posteriores oblíquas. Por este motivo, as doses na pele a nível lateral não variam muito com a dimensão do doente, pois aquando da realização do CBCT o doente está minimamente centrado no que respeita à distância fonte-pele [31, 37].

Com base nos resultados deste estudo é possível confirmar o fato anteriormente referido. Em todos os CBCT's em que a câmara de ionização foi posicionada a nível mais anterior, na zona que simula a bexiga, é possível perceber que a dose que ali chega é sempre superior quando comparada com a dose recebida pela câmara de ionização quando esta se encontra na posição mais posterior do fantoma, onde se encontra o reto num humano. Ao analisar o gráfico da Figura 5.1, mais especificamente o CBCT 1, que representa o protocolo utilizado no serviço, é possível verificar esta diferença. Neste caso, a posição "bexiga" é irradiada com mais  $\approx 2\text{mGy}$  do que a posição "reto" por cada CBCT (Tabela 4.4 e 4.5) (Figura 5.1).

No entanto, apesar de não dependerem do tamanho do doente, os valores registados são diferentes quando se analisa o lado esquerdo e o lado direito. A dose lateral esquerda é superior à dose lateral direita, uma vez que a aquisição do CBCT é feita descrevendo um arco em torno do doente, sendo que a fonte de RX fica sempre posicionada, quer no início quer fim, na zona lateral esquerda. A velocidade da rotação do equipamento ao descrever este arco é constante, com exceção dos últimos segundos. Nestes, embora a taxa de dose seja constante, a velocidade diminui, o que leva a uma aquisição mais lenta na zona lateral esquerda [37].

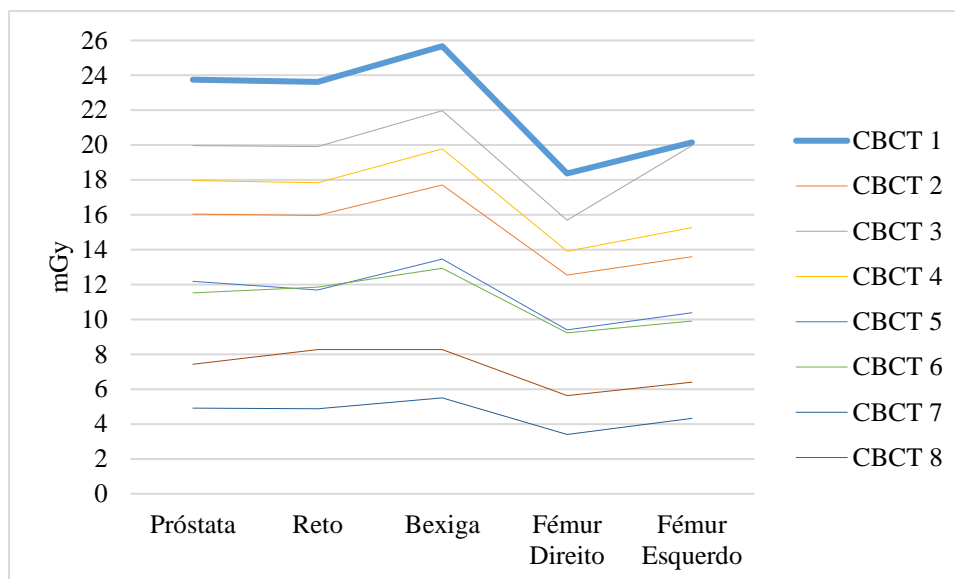


Figura 5.1 - Doses médias provenientes dos vários CBCT's realizados

Na realização do CBCT1 com os parâmetros de aquisição iguais aos do protocolo do serviço, a posição “fémur direito” recebe 18,37mGy, sendo que a posição “fémur esquerdo” recebe 20,15mGy, mais 1,78mGy que o lado direito (Tabela 4.6 e 4.7) (Figura 5.1).

Os riscos estocásticos associados a esta dose são difíceis de definir e, em doentes com cancro, são muitas vezes considerados insignificantes. No entanto, devido à *range* de aquisição de imagem, é essencial ter em atenção estruturas mais radiosensíveis, como a medula óssea e gónadas [38].

Em muitos casos, os OAR são expostos a uma dose muito perto do seu limite de tolerância, limite a partir do qual podem ocorrer efeitos secundários temporários ou permanentes, para que seja possível irradiar o volume-alvo com a dose necessária. No entanto, para garantir a correta irradiação do PTV, são feitas imagens de verificação. Estas imagens, quer planares quer com CBCT, contribuem com mais dose para o doente sem que esta seja contabilizada. Com os OAR muito perto do seu limite de tolerância e com esta dose adicional não contabilizada, por vezes, pode haver incertezas quanto ao cumprimento deste limite. Assim, ao realizar um tratamento de RT é importante perceber se fazer CBCT diário compensa o risco de ultrapassar o limite de tolerância dos OAR. Obviamente que em casos de hipofracionamento, em que as consequências de falhar o

PTV são maiores, o CBCT diário é justificado, bem como a dose adicional que daí advém [51].

No caso da medula hematopoiética (rica em células-tronco hematopoiéticas), esta é várias vezes irradiada com uma dose quase no limite de tolerância, aproximadamente 50Gy quando se utiliza como referência o estudo *Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic* (QUANTEC). A dose adicional proveniente das imagens que incide neste tipo de medula pode aumentar o risco de supressão, efeito que já é provocado pela RT [31].

Outra agravante no caso da medula hematopoiética é o facto de esta estar rodeada por osso. O osso cortical é um elemento denso e compacto e tem na sua constituição, essencialmente, cálcio. Este elemento químico tem um número atómico elevado, 20, o que faz com que o osso receba mais dose quando irradiado [52, 53, 54, 55, 56].

Como o CBCT é adquirido com kV, normalmente com valores entre os 60 e 120kV, e tendo em conta o elevado número atómico do cálcio que leva à ocorrência de mais interações fotoelétricas, existe um aumento do coeficiente de absorção de energia-massa o que por sua vez leva a uma maior dose absorvida. Assim, a medula hematopoiética pode receber uma dose mais elevada devido ao meio envolvente [31, 57, 58].

*Yibao Zhang et al*, realizou um estudo em que foi analisada a dose que chega aos ossos que contêm medula hematopoiética e o risco de desenvolver leucemia associado à realização de 40 CBCT's de kV pélvicos em IGRT em doentes oncológicos [54].

O risco a longo prazo de desenvolver leucemia radioinduzida é atribuído à exposição do doente a radiação relativamente menor quando comparada com a dose de tratamento, abaixo dos 4Gy, e está associado aos vários CBCT's de kV adquiridos durante a RT. Este risco torna-se uma preocupação acrescida pois quando comparado com uma TC de diagnóstico (em que a dose média em cada órgão é de cerca 1cGy), o CBCT de kV deposita doses muito superiores, 1 a 12cGy em vários órgãos, dependendo da dimensão do doente, órgãos, *hardware* de aquisição de imagem, tipo e modo de aquisição, além de que doentes oncológicos são geneticamente mais sensíveis a agentes cancerígenos do que o público em geral. Assim, com a realização de 40 CBCT's de kV, em média, o risco acrescido de desenvolver esta patologia é de 45% [54].

Tal como foi referido anteriormente, também neste estudo se verificou que devido ao aumento de ocorrência do efeito fotoelétrico em matérias com elevado número atómico, a densidade física do osso influencia drasticamente a dose nos ossos em questão [54].

No caso dos tumores de próstata, este efeito é bastante visível, uma vez que 40 a 50% do volume total de medula hematopoética está localizado na região pélvica (vértebras lombares, sacro e quarto superior dos fémures) [54].

Enquanto que na zona abdominal um doente recebe cerca de 3cGy, a dose média na cabeça dos fémures é de 7cGy devido à sua constituição óssea. Em todos os constituintes ósseos, a dose chega a ser duas a quatro vezes superior comparativamente aos tecidos moles [31, 54].

Apesar destes fatos bibliográficos, neste estudo isto não se verificou. Em todos os CBCT's adquiridos, independentemente dos parâmetros de aquisição, a zona que recebeu maior dose foi a zona anterior, zona onde se encontra, normalmente, a bexiga. Esta diferença pode ser explicada pelo facto de, quando a câmara de ionização foi colocada na zona referente ao osso do fémur (em ambos os lados), ter sido necessário retirar o *insert* que preenchia este orifício. Este *insert* tem uma constituição semelhante à do osso e, se este for retirado, toda a densidade óssea que supostamente estaria naquela zona desaparece (Figura 3.9 e 5.1).

Apesar de ser fundamental manter a dose concomitante o mais baixa possível, é essencial ter qualidade de imagem suficiente para fazer a correta interpretação das imagens. Com a alteração dos parâmetros de aquisição do CBCT de kV, a qualidade da imagem também foi alterada; por isso, foram realizados vários testes de forma a analisar a mesma.

Um dos objectivos deste trabalho passa por tentar definir outro protocolo de aquisição de CBCT que resulte numa dose menor para o doente e passível de ser utilizado no serviço de Radioterapia em questão. Assim, foram adquiridos CBCT's com alguns dos parâmetros de aquisição alterados, como a tensão, a corrente e o tempo de exposição. Como consequência, a qualidade da imagem sofreu alterações como era esperado. Por isso, foram feitos testes também à qualidade de imagem destes CBCT's, tendo como base de comparação/avaliação valores utilizados no controlo de qualidade dos equipamentos de RT.

Com base no gráfico da Figura 4.1 e no Anexo 2 é possível verificar que existem alterações significativas na linearidade das UH. O CBCT 7 é, sem dúvida, aquele que se

afasta mais dos valores esperados, não só em relação aos valores de referência como também em comparação com a curva referente ao CBCT 1. Em oposição, os CBCT's 2 e 8 parecem ter uma boa resposta no que diz respeito à linearidade das UH, uma vez que apresentam variações aceitáveis.

A nível da resolução espacial, todos os CBCT's adquiridos encontram-se dentro do limite de tolerância, sendo equiparados ao CBCT 1 (Tabela 4.10).

Quanto aos outros testes, os CBCT's 2, 3 e 4 são os que apresentam um comportamento aceitável a nível de contraste. A nível da uniformidade das UH, o CBCT 4 parece ser de novo o que apresenta melhores condições, pois apresenta um desvio padrão mais baixo, o que mostra que houve uma menor variação entre as UH nas várias zonas. Os CBCT's 5 e 7 apresentam um desvio padrão mais elevado, o que se afasta um pouco dos ideais (Figura 5.2).

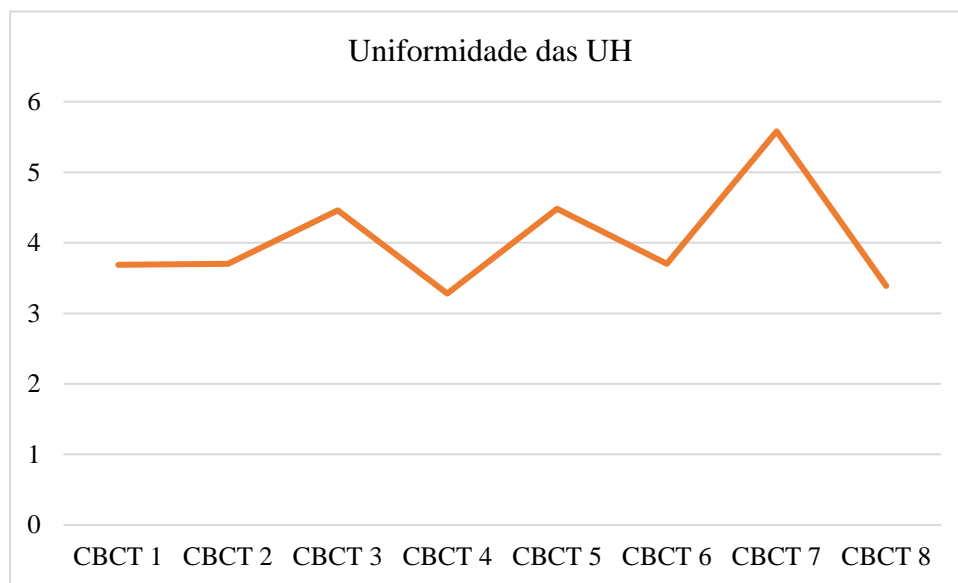


Figura 5.2 - Resultado do teste da uniformidade das UH

É ainda importante referir que parece existir uma ligação entre a qualidade da imagem e a diminuição da tensão.

Depois da análise dos vários testes de qualidade de imagem, os CBCT's 2 e 8 parecem ser os mais adequados à aquisição de imagens de pelve (Tabela 5.1).

O CBCT 8 mostra um equilíbrio ao nível da alteração dos parâmetros de aquisição. A tensão sofreu uma diminuição de 25kV, a corrente uma diminuição de 10mA, enquanto

que o tempo de exposição baixou apenas 5ms. Embora o CBCT 2 apresente diminuição a nível de dose, o CBCT 8 representa uma diminuição abrupta da mesma. Assim sendo, o CBCT 8 sujeita o doente a um máximo de 8,7mGy, quer na zona anterior como na zona posterior (Figura 5.1 e Tabela 5.1). Seria pertinente, no futuro, perceber se os pontos em que o CBCT se afasta mais do CBCT 1 a nível da qualidade de imagem, são impeditivos de analisar corretamente uma imagem de CBCT (Tabela 5.1).

Tabela 5.1- Comparação dos resultados do CBCT 1, 2, 4 e 8

		CBCT 1	CBCT 2	CBCT 4	CBCT 8	
Dose	Mínimo (mGy)	18,37	12,54	13,91	5,63	
	Máximo (mGy)	25,67	17,71	19,78	8,27	
Sensitometria ( $\Delta$ máximo)		25	25	25	25	
Resolução Espacial (nº de conjuntos)		5	5	5	5	
Qualidade imagem	Resolução Contraste	<i>Supra-slice</i> 1%	9	8	7	6
		<i>Supra-slice</i> 0,5%	6	3	5	0
Uniformidade das UH ( $\sigma$ )		3,69	3,7	3,28	3,39	

Com base em tudo isto, existem algumas estratégias ou desenvolvimentos que permitem reduzir a dose concomitante, muitas delas bastante simples e fáceis de implementar, como limitar o número de imagens feitas por fração/doente [55].

Tal como referido anteriormente, reduzir os parâmetros de aquisição de imagem, tais como tensão, corrente e tempo de exposição, permite diminuir a dose proveniente das imagens de verificação [55].

No estudo feito por *Jun*, de onde foi retirado o gráfico da Figura 5.3, é possível observar que os kVp são um fator muito importante no cálculo de dose. Como se pode observar no gráfico, a dose concomitante na cabeça dos fêmures, no cérebro e nos nervos óticos aumenta linearmente de acordo com o aumento da tensão. A dose nos testículos, rins, medula, olho e cristalino aumenta de forma exponencial [55].

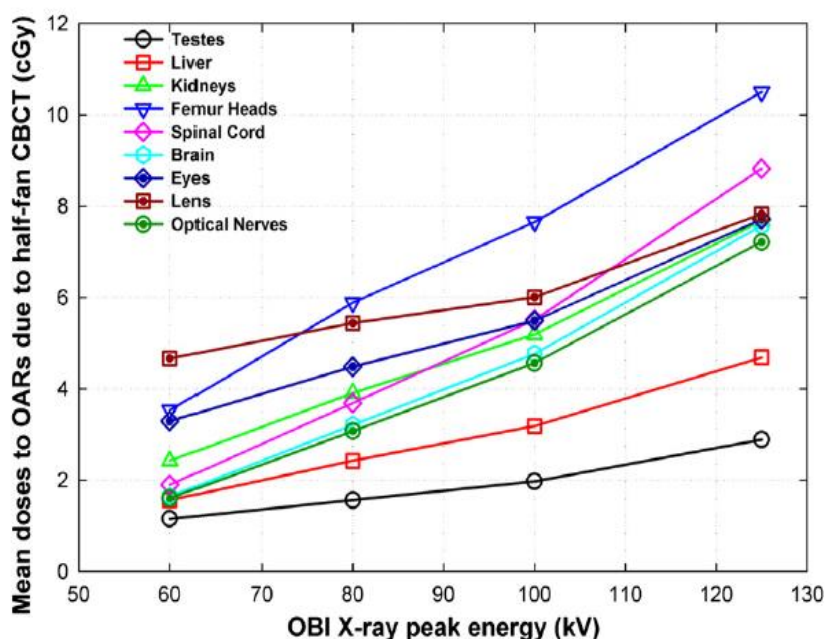


Figura 5.3- Dose média nos órgãos em função do valor da tensão, num CBCT de modo *half-fan* [55]

Ainda no estudo de *Jun*, na Figura 5.4, este mostra a comparação de dose média dos OAR, num CBCT com 125kV com *half-fan*, em função da distância dos OAR ao limite do campo de CBCT. A distância negativa significa que o órgão está dentro do campo de CBCT enquanto que a distância positiva significa que está fora do campo. Verifica-se, então, que quanto mais perto do limiar do campo de aquisição de imagem estiver o OAR, menor a dose média nas diferentes estruturas. Para os órgãos mais centrais, como o fígado e os rins, a dose decresce 20% numa diferença de 1cm. É possível, ainda, constatar que nos testículos, por exemplo, a dose diminui exponencialmente com o aumento da distância até ao limite do campo [55].

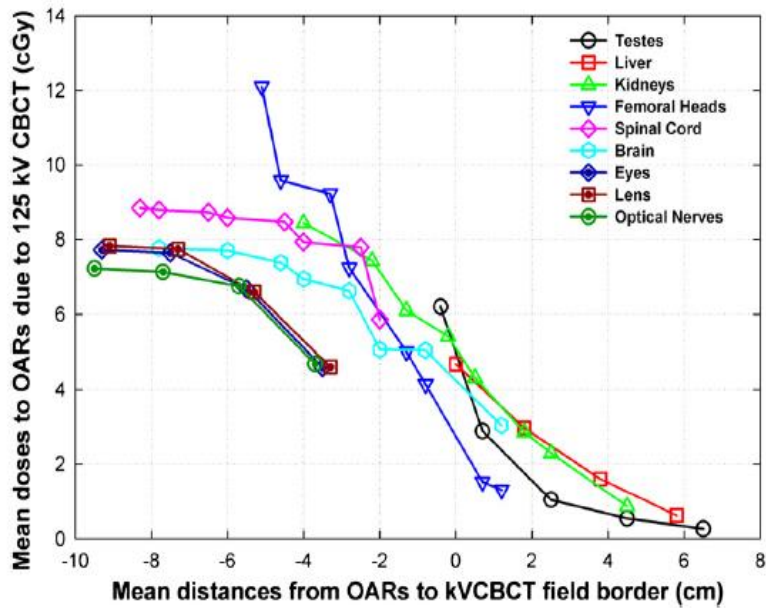


Figura 5.4 - Dose média nos OARs, na aquisição de um CBCT com modo *half-fan* e com 125kV, em função da distância média dos OAR ao limite do campo de aquisição [55]

Em estruturas mais radiosensíveis, por vezes é possível utilizar proteções adicionais. Sendo as gónadas uma estrutura bastante radiosensível, o uso de proteção de chumbo poderia ser bastante útil. No estudo de *Jun et al*, foi feita a contabilização da dose nos testículos com e sem proteção, dentro e fora do campo de aquisição e ainda com os diferentes valores de tensão. Esta proteção tinha uma forma cilíndrica com 1cm de espessura de *Cerrobend*. Este estudo foi feito num acelerador da *Varian*<sup>®</sup> e os parâmetros de aquisição definidos para um CBCT de pelve eram 125kV, 80mA e 13ms. Ao analisar o gráfico observa-se que a dose média nos testículos dentro do campo de aquisição e sem qualquer tipo de proteção é de, aproximadamente, 6cGy. Sendo assim, num tratamento com CBCT diário e de trinta frações, a dose concomitante chegaria aos 180cGy, ou seja, 1,8Gy não contabilizados. Com a utilização de proteção de *Cerrobend* percebe-se uma ligeira diminuição da dose. Ainda assim, com a junção de duas estratégias deste tipo (redução do campo de aquisição e ainda a utilização de uma proteção de *Cerrobend*) esta dose decresce para aproximadamente 2,5cGy por CBCT. Isto é uma redução considerável. É ainda de destacar que, de forma geral, quanto menor o valor da tensão, menor a dose concomitante nos testículos (Figura 5.5) [55].

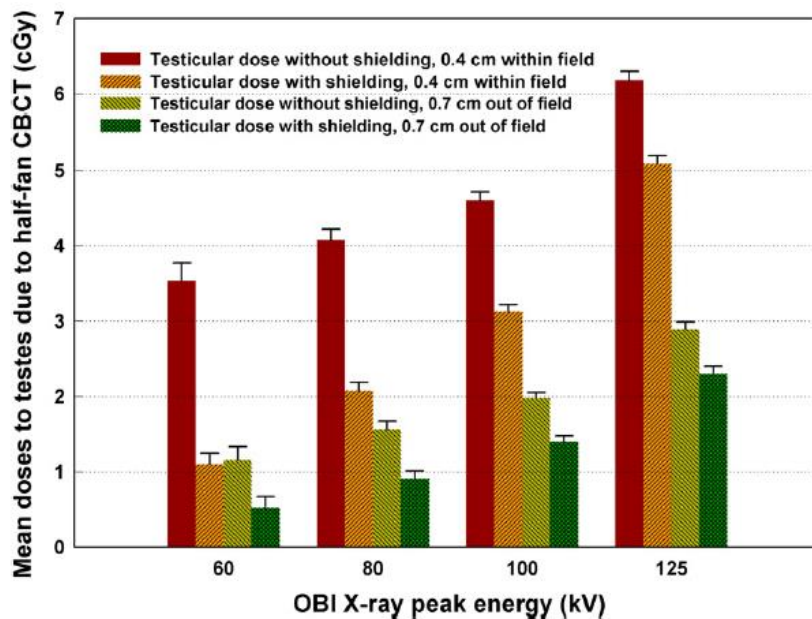


Figura 5.5 - Comparação da dose média nos testículos, na aquisição de um CBCT com modo *half-fan* e com diferentes valores de tensão, dentro e fora do campo de aquisição e com e sem proteção [55]

Um desenvolvimento na tecnologia e utilização de procedimentos de aquisição de imagens eficientes também seriam uma mais-valia. Isto porque a dose dos CBCT depende do modo de aquisição, energias dos fótons, tamanho de campo, corrente e tempo de exposição, tamanho e anatomia do doente. Como tal, a escolha dos parâmetros de aquisição devia ser feita de forma individual para cada doente [55].

Outra solução passa por incluir a dose concomitante no planeamento do tratamento de RT, passando a dose concomitante a ser uma dose conhecida e contabilizada para a exposição do doente à radiação.



## 6. Conclusão

---

A IGRT com CBCT é cada vez mais utilizada em combinação com técnicas de irradiação conformais e hipofracionadas [59].

Contudo, a dose concomitante para a aquisição de imagens 3D é uma desvantagem associada à IGRT à qual ainda não foi dada a devida importância.

O risco associado apenas à realização das imagens é baixo quando comparado com o risco de falhar o alvo na irradiação ou outras morbidades inerentes à radioterapia. No entanto, é preciso ter em consideração toda a dose recebida pelo doente, ou seja, a dose das imagens e do tratamento [60].

Num tratamento de próstata com 35 frações e CBCT diário, todos os órgãos de risco recebem uma dose adicional considerável, como o reto, que pode receber 2,2Gy, e como o intestino delgado, que pode receber 1,4Gy em adição à dose total de tratamento [38].

Apesar de a dose do CBCT ser apenas 2% da dose prescrita, esta é distribuída por todo o volume adquirido. Em volumes com constituinte ósseo a dose ainda é mais elevada. No caso da cabeça do fémur esquerdo, a dose por CBCT pode ser superior a 11cGy, o que faz com que a dose adicional no final do tratamento possa ser superior a 400cGy [37].

Apesar de serem doses baixas, com todos os desenvolvimentos a nível da saúde, a sobrevivência dos doentes oncológicos tem vindo a aumentar e é neste aumento que se tem vindo a refletir algumas das consequências associadas à irradiação dos tecidos com doses baixas. Os tumores radioinduzidos, que tendem a ocorrer em tecidos que receberam mais de 2Gy, raramente se desenvolvem antes dos 10 anos após a RT e, com o aumento da sobrevivência, a incidência destes tumores tem vindo a aumentar mais de 20%. Em doentes de próstata, o risco de desenvolver tumores radioinduzidos aumentou cerca de 4% [38, 60].

Devido à falta de recursos, e como o tipo de câmara utilizado mede dose de CTDI, ou seja, uma dose global e não pontual, nenhuma das medições realizadas, apesar de serem expressas em *Gray* (Gy), pode ser considerada dose absorvida e posterior dose efetiva no órgão. Como tal, todas as comparações feitas serão comparações relativas. Por outro lado, não foi possível medir a dose na pele do doente devido à falta de material específico.

Em relação aos objetivos deste estudo, apesar de não ser possível definir corretamente a dose proveniente de um CBCT de kV, foi possível concluir que esta é relativamente baixa quando comparada com a dose de tratamento.

Uma das soluções viáveis para diminuir a dose do CBCT é a alteração dos parâmetros de aquisição da imagem 3D. A diminuição destes parâmetros diminui, sem dúvida, a dose concomitante; no entanto, diminui também a qualidade de imagem.

Como foi possível verificar, a tensão parece ser um fator de peso no que respeita à qualidade de imagem, uma vez que ao diminuir a tensão a qualidade diminui e, por isso, a melhor opção seria baixar todos os parâmetros de aquisição de uma forma controlada e moderada, avaliando sempre a qualidade de imagem.

Devido à falta de material, este estudo não foi realizado conforme o pretendido. Não foi possível calcular efetivamente a dose para cada órgão envolvido. Para tal, seria pertinente utilizar um fantoma antropomórfico, que simula, de uma forma mais aproximada e real, o corpo humano (Anexo 3). Para a medição da dose poderiam ser utilizados *thermoluminescent dosimeters* (TLD's). Apesar de o IPOLFG ter este material, não possui o sistema de leitura de termoluminescência que permite analisar a dose recebida pelo TLD. Assim, não foi possível seguir esta metodologia.

Uma vez que o AL *TrueBeam*<sup>®</sup> é o acelerador mais recente do serviço de Radioterapia do IPO de Lisboa, quer a nível de *software*, quer a nível de *hardware*, foi instalado com a perspetiva de diminuir a dose proveniente das imagens de verificação, sendo que esta pode ser verificada no sistema. Quer isto dizer que a dose proveniente da aquisição de um CBCT de kV neste AL já é relativamente mais baixa quando comparada com as aquisições nos outros AL's.

Assim, a dose proveniente das imagens de verificação aumenta, muito provavelmente, o risco de danos radiobiológicos uma vez que não há limite mínimo para que estes não aconteçam ou para que este risco deixe de existir e, como tal, é essencial manter a exposição à radiação mínima possível, cumprindo o princípio ALARA.

Como cada doente é único em termos de anatomia, dimensão, história com a radiação e prioridades do tratamento, seria desejável a existência de ferramentas que permitissem determinar *a priori* quais os parâmetros de valores de tensão, corrente e tempo de exposição que deveriam ser utilizados para cada doente. Desta forma seria possível

escolher/criar um protocolo de aquisição personalizado para cada doente de acordo com as diferentes prioridades.

Por outro lado, e tendo em conta que esta instituição recebe todo o tipo de doentes e de todas as faixas etárias, seria desejável repetir este mesmo estudo num futuro próximo, com material mais adequado, num dos outros AL do serviço e tentar uniformizar ou criar novos protocolos de IGRT para o serviço.



## 7. Bibliografia

---

1. Direção Geral de Saúde. Portugal Doenças Oncológicas em números – 2014. Programa Nacional para as Doenças Oncológicas. Lisboa: Direção Geral de Saúde; 2014.
2. Cancer Today, Global Cancer Observatory. Estimated age-standardized incidence rates (World) in 2018, worldwide, both sexes, all ages [Internet]. Lyon: International Agency for Research on Cancer; 2020 [cited 2020 April 4]. Available from: [https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-multi-bars?v=2018&mode=cancer&mode\\_population=countries&population=900&populations=900&key=total&sex=1&cancer=39&type=0&statistic=5&prevalence=0&population\\_group=0&ages\\_group%5B%5D=0&ages\\_group%5B%5D=17&nb\\_items=10&group\\_cancer=1&include\\_nmsc=1&include\\_nmsc\\_other=1&type\\_multiple=%257B%2522inc%2522%253Atrue%252C%2522mort%2522%253Atrue%252C%2522prev%2522%253Afalse%257D&orientation=horizontal&type\\_sort=0&type\\_nb\\_items=%257B%2522top%2522%253Atrue%252C%2522bottom%2522%253Afalse%257D&population\\_group\\_globocan\\_id=](https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-multi-bars?v=2018&mode=cancer&mode_population=countries&population=900&populations=900&key=total&sex=1&cancer=39&type=0&statistic=5&prevalence=0&population_group=0&ages_group%5B%5D=0&ages_group%5B%5D=17&nb_items=10&group_cancer=1&include_nmsc=1&include_nmsc_other=1&type_multiple=%257B%2522inc%2522%253Atrue%252C%2522mort%2522%253Atrue%252C%2522prev%2522%253Afalse%257D&orientation=horizontal&type_sort=0&type_nb_items=%257B%2522top%2522%253Atrue%252C%2522bottom%2522%253Afalse%257D&population_group_globocan_id=).
3. Grupo Português Génito-Urinário. Carcinoma da Próstata [Internet]. Lisboa: Grupo Português Génito-Urinário; 2016 [updated 2016 September 16; [cited 2020 April 20]. Available from: <https://gpgu.org/dicionario/carcinoma-da-prostata/>.
4. National Comprehensive Cancer Network. NCCC Clinical Practice Guidelines in Oncology (NCCC Guidelines<sup>®</sup>). Prostate Cancer. Version 2.2020. May 21 – 2020. Plymouth Meeting, Pensilvânia: National Comprehensive Cancer Network; 2020.
5. Pettersson A, Alm D, Garmo H, Hjelm Eriksson M, Castellanos E, Åström L et al. Comparative Effectiveness of Different Radical Radiotherapy Treatment Regimens for Prostate Cancer: A Population-Based Cohort Study. JNCI Cancer Spectr. 2020; 4(2). Available from: <https://doi.org/10.1093/jncics/pkaa006>.
6. Kishan AU, Cook RR, Ciezki JP, Ross AE, Pomerantz MM, Nguyen PL et al. Radical Prostatectomy, External Beam Radiotherapy, or External Beam Radiotherapy With Brachytherapy Boost and Disease Progression and Mortality

- in Patients With Gleason Score 9-10 Prostate Cancer. *J Am Med Assoc.* 2018; 319(9):896. Available from: <https://doi.org/10.1001/jama.2018.0587>.
7. Direção Geral de Saúde. Radiações ionizantes [Internet]. Lisboa: Direção Geral de Saúde; 2020 [cited 2020 June 2]. Available from: <https://www.dgs.pt/paginas-de-sistema/saude-de-a-a-z/radiacoes-ionizantes/enquadramento.aspx>
  8. C, Veludo C. Efeitos da Radiação X e Níveis de Exposição em Exames Imagiológicos Inquiridos a Clínicos Gerais. [dissertation] Coimbra: Universidade de Coimbra. Faculdade de Medicina; 2011.
  9. Dance D., Carlsson G. Interactions of Photons with Matter In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald J, editors. *Handbook of radiotherapy physics theory and practice.* New York: Taylor & Francis; 2007.p. 57-74
  10. Cooke K. X-ray interactions with matter In: Cherry P, Duxbury A, editors. *Practical Radiotherapy Physics and equipment.* 2nd ed. Oxford: Wiley-Blackwell; 2009. p. 36-47
  11. Boldo E, Appoloni C. Aplicação do espalhamento compton de raios gama. Publicação Técnica do Laboratório de Física Nuclear Aplicada [Internet]. 2010 [cited 1 February 2021]; (1). Available from: [https://www.uel.br/grupos/gfna/LFNATEC%20-%20v\\_14\\_n\\_01.pdf](https://www.uel.br/grupos/gfna/LFNATEC%20-%20v_14_n_01.pdf)
  12. Lima J. Técnicas de diagnóstico com raios X. 2nd ed. Coimbra, Portugal: Imprensa da Universidade de Coimbra; 2009.
  13. ICRP, International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. s.l.: publication 103. Elsevier [Internet]. 2007 [cited 1 February 2021]. Available from: [https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB\\_37\\_2-4](https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4)
  14. Suntharalingam N, Podgorsak EB, Hendry JH. Chapter 14. Basic Radiobiology. In: Podgorsak EB, editor. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.* Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005 p. 485-504
  15. Tarnawski R, Fowler J, Skladowski K, Świerniak A, Suwiński R, Maciejewski B, Wygoda A. How fast is repopulation of tumor cells during the treatment gap? *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2002;54(1):229–236. Available from: [https://doi.org/10.1016/s0360-3016\(02\)02936-x](https://doi.org/10.1016/s0360-3016(02)02936-x).

16. Baccarelli I, Gianturco FA, Scifoni E, Solov'yov AV, Surdutovich E. Molecular level assessments of radiation biodamage. *Eur. Phys. J. D.* 2010; 60(1):1–10. Available from: <https://doi.org/10.1140/epjd/e2010-00216-3>.
17. Agency for Toxic Substances and Disease Registry. A Toxicological Profile for Ionizing Radiation, Draft for Public Comment. Atlanta, Georgia: Agency for Toxic Substances and Disease Registry, United States Department of Health and Human Services; 1999.
18. Beyzadeoglu M, Ebruli C, Ozyigit G. *Basic Radiation Oncology*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2010.
19. Cancer Research UK. General cancer information. What is radiotherapy? [Internet]. London: Cancer Research UK; 2020 [cited 2020 February 21]. Available from: <http://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/cancers-in-general/treatment/radiotherapy/about/what-radiotherapy-is>.
20. Halperin E, Wazer D, Albert Pérez C, Brady L. *Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology*. 5th ed. 2008.
21. Barrett A, Dobbs J. *Practical radiotherapy planning*. 4th ed. London: Hodder Arnold; 2009. p. 9-31
22. Wilder R, Chittenden L, Mesa A, Bunyapanasarn J, Agustin J, Lizarde J et al. A Prospective Study of Intrafraction Prostate Motion in the Prone vs. Supine Position. *International Journal of Radiation Oncology\*Biography\*Physics* [Internet]. 2010 [cited 1 February 2021];77(1):165-170. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0360301609006166>
23. Vargas C, Saito A, Hsi W. Cine-Magnetic Resonance Imaging Assessment of Intrafraction Motion for Prostate Cancer Patients Supine or Prone With and Without a Rectal Balloon. *American Journal of Clinical Oncology* [Internet]. 2010 [cited 1 February 2021]; 33: 11-16. Available from: <https://doi.org/10.1097/COC.0b013e31819fdf7c>
24. World Health Organization. Diagnostic imaging. Magnetic resonance imaging [Internet]. Geneva: World Health Organization; 2020 [cited 2020 June 6]. Available from:

- [https://www.who.int/diagnostic\\_imaging/imaging\\_modalities/dim\\_magresimaging/en/](https://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_magresimaging/en/).
25. Schmidt MA, Payne GS. Radiotherapy planning using MRI. *Phys Med Biol*. 2015; 60(22):R323–R361. Available from: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/22/r323>
  26. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62 – Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Maryland: ICRU; 1999.
  27. Metcalfe P, Liney G, Holloway L, Walker A, Barton M, Delaney G, et al. The Potential for an Enhanced Role For MRI in Radiation Therapy Treatment Planning. *Technol Cancer Res T*. 2013; 12(5): 429-46. Available from: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.7785/tcrt.2012.500342>.
  28. American Cancer Society. Radiation Therapy for Prostate Cancer [Internet]. Atlanta, Georgia: American Cancer Society; 2019 [updated 2019 August 1; cited 2020 February 13]. Available from: <https://www.cancer.org/cancer/prostate-cancer/treating/radiation-therapy.html>.
  29. International Atomic Energy Agency. Introduction of image guided radiotherapy into clinical practice. IAEA Human Health Reports No. 16. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2019.
  30. SeyedHadi M, Farshid A, Mastaneh S, Elham H, Mina T. et al. Evaluation of Patient setup Accuracy and Determination of Optimal Setup Margin for External Beam Radiation therapy using Electronic Portal Imaging Device. *Canc Therapy & Oncol Int J*. 2018; 11(2):555808. Available from: <https://doi.org/10.19080/CTOIJ.2018.11.555808>.
  31. Ding GX, Coffey CW. Radiation dose from kilovoltage cone beam computed tomography in an image-guided radiotherapy procedure. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2009; 73: 610-17. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2008.10.006>.
  32. Stock M, Palm A, Altendorfer A, Steiner E, Georg D. IGRT induced dose burden for a variety of imaging protocols at two different anatomical sites. *Radiother*

- Oncol. 2012; 102(3): 355–63. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2011.10.005>
33. Bidaut LM, Humm JL, Mageras GS, Rothenberg LN. Imaging in Radiation Oncology [Internet]. [Place unknown]: Clinical Gate; 2015 October 9 [cited 2020 April 8]. Available from: <https://clinicalgate.com/imaging-in-radiation-oncology/>.
34. Goyal S, Kataria T. Image Guidance in Radiation Therapy: Techniques and Applications. *Radiol Res Pract.* 2014; 1–10. Available from: <https://doi.org/10.1155/2014/705604>
35. Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo JA, Das IJ, Jiang SB, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys.* 2007; 34(10): 4041–63. Available from: <https://doi.org/10.1118/1.2775667>
36. Jin J-Y, Yin F-F, Tenn SE, Medin PM, Solberg TD. Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D System in Image-Guided Radiotherapy. *Med Dosim.* 2008; 33(2):124-134. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.meddos.2008.02.005>.
37. Wen N, Guan H, Hammoud R, Pradhan D, Nurushev T, Li S, Movsas B. Dose delivered from Varian's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer. *Phys Med Biol.* 2007; 52(8): 2267–76. Available from: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/8/015>.
38. Kan MWK, Leung LHT, Wong W, Lam N. Radiation Dose From Cone Beam Computed Tomography for Image-Guided Radiation Therapy. *Int. J. Radiat Oncol Biol. Phys.* 2008; 70(1): 272–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2007.08.062>.
39. Alaei P, Spezi E, Reynolds M. Dose calculation and treatment plan optimization including imaging dose from kilovoltage cone beam computed tomography. *Acta Oncol.* 2014; 53(6):839–844. Available from: <https://doi.org/10.3109/0284186x.2013.875626>.
40. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo, LND, 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): 2762–92. Available from: <https://doi.org/10.1118/1.1609271>
41. National Institute of Standards and Technology (NIST). X-Ray Mass Attenuation Coefficients [Internet]. Gaithersburg: National Institute of Standards and Technology; 2020 [cited 2020 June 30]. Available from: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>.
  42. de Souza GS, Villa Real J, Froner APP, da Silva AMM. Avaliação de imagens de tomografia computadorizada com o uso do modulador automático de corrente: potencialidades e limitações. *Rev. Bras. Fis. Med.* 2015; 9(2):18-22.
  43. Verdun FR, Racine D, Ott JG, Tapiovaara MJ, Toroi P, Bochud FO, et al. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Phys Med.* 2015; 31(8): 823–43. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.08.007>.
  44. Goldman LW. Principles of CT and CT Technology. *J Nucl Med Technol.* 2007; 35:115–28.
  45. Judy PF, Balter S, Bassano D, McCullough EC, Payne, JT, Rothenberg L. Report No. 1 Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance CT Scanners. Chicago, Illinois: American Association of Physicists in Medicine; 1977.
  46. McNitt-Gray MF, Geffen D. Tradeoffs in CT Image Quality and Dose. Los Angeles, California: UCLA Health; 2003
  47. Computerized Imaging Reference Systems (CIRS). IMRT Pelvic 3D Phantom: Model 002PRA [Internet]. Asbury Ave Norfolk, VA: Computerized Imaging Reference Systems, Inc. (CIRS); 2020 [cited 2020 June 30]. Available from: <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/imrt-pelvic-3d-phantom/>
  48. Unfors RaySafe. RaySafe Xi: User Manual [Internet]. [Place unknown]: Unfors RaySafe; 2020 [cited 2020 June 30]. Available from: <http://mediabank.raysafe.com/download/Asset.jsp?catalog=RaySafe+Media+Bank&id=1604&>
  49. The Phantom Laboratory. Catphan 600 [Internet]. New York: The Phantom Laboratory; 2020 [cited 2020 June 30]. Available from: <https://www.phantomlab.com/catphan-600>.
  50. The Phantom Laboratory. Catphan® 500 and 600 Manual [Internet]. New York: The Phantom Laboratory; 2015 [cited 2020 June 30]. Available from:

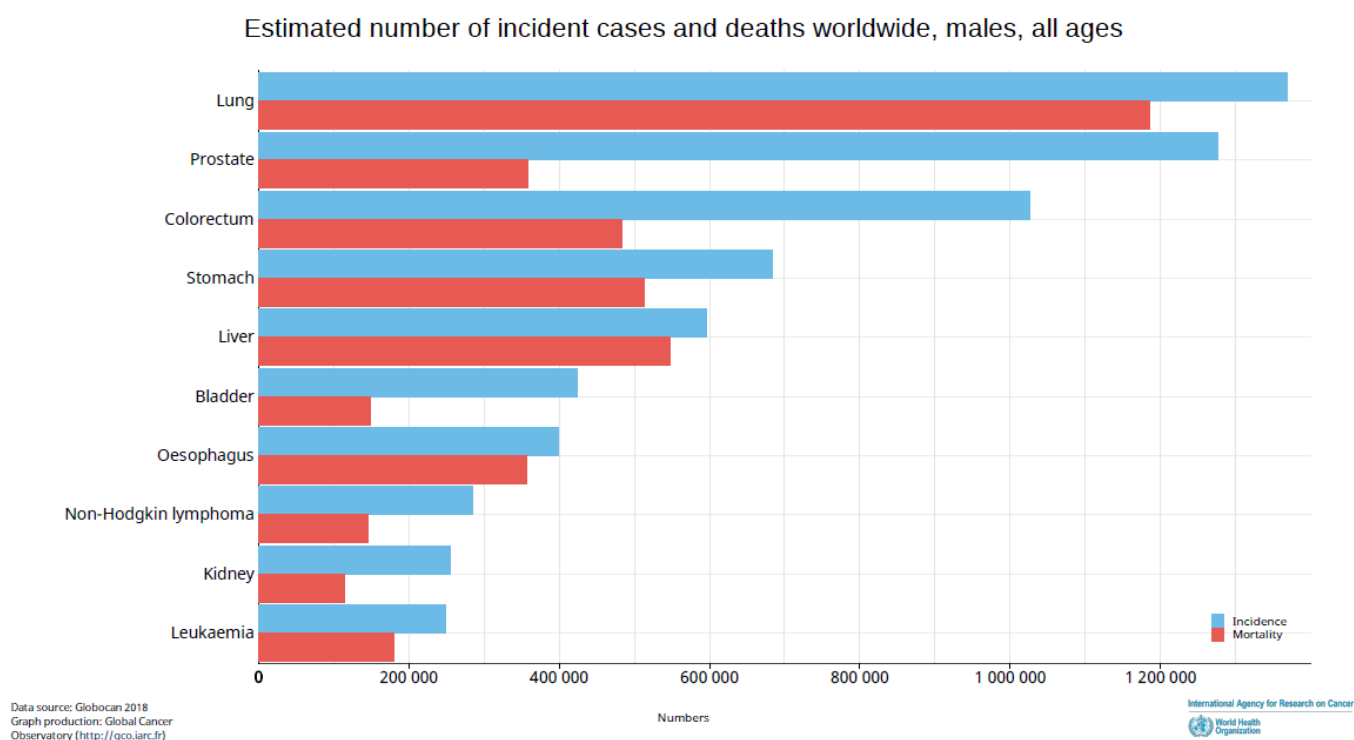
<https://static1.squarespace.com/static/5367b059e4b05a1adcd295c2/t/58b5cb7b8419c25b96cba228/1500473967372/Catphan+500600+Manual.pdf>

51. Sykes JR, Lindsay R, Iball G, Thwaites, DI. Dosimetry of CBCT: methods, doses and clinical consequences. *J. Phys. Conf. Ser.* 2013; 444: 012017. Available from: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/444/1/012017>
52. National Institutes of Health Osteoporosis and Related Bone Diseases National Resource Center. What Is Bone? [Internet]. Bethesda, Maryland: National Institutes of Health Osteoporosis and Related Bone Diseases National Resource Center; 2020 [cited 2020 March 5]. Available from: <https://www.bones.nih.gov/health-info/bone/bone-health/what-is-bone>.
53. O Portal Saúde. O Nosso Corpo Volume IV – Os ossos: um Guia de O Portal Saúde [Internet]. Lisboa: O Portal Saúde; 2008 [cited 2020 March 5]. Available from: [http://www.oportalsaude.com/xfiles/onossocorpo/o\\_nosso\\_corpo\\_1208.pdf](http://www.oportalsaude.com/xfiles/onossocorpo/o_nosso_corpo_1208.pdf).
54. Zhang Y, Yan Y, Nath R, Bao S, Deng J. Personalized estimation of dose to red bone marrow and the associated leukaemia risk attributable to pelvic kilo-voltage cone beam computed tomography scans in image-guided radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2012; 57(14):4599–4612. Available from: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/14/4599>.
55. Deng J, Chen Z, Robets KB, Nath R. Kilovoltage imaging doses in the Radiotherapy of pediatric cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012; 82(5): 1680-8. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.01.062>.
56. Royal Society of Chemistry. Calcium [Internet]. [Place unknown]: Royal Society of Chemistry; 2020 [cited 2020 March 5]. Available from: <https://www.rsc.org/periodic-table/element/20/calcium>
57. Ding GX, Munro P, Pawlowski J, Malcolm A, Coffey CW. Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. *Radiother and Oncol.* 2010; 97(3): 585–92. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2010.08.005>.
58. Sá JR, dos Anjos RM, Cardoso RP, Muniz MC, Cid AS, Lacerda, TC (2016). Interação da Física das Radiações com o Cotidiano: uma prática multidisciplinar para o Ensino de Física. *Rev Bras Ensino Fis* [Internet]. 2016; 39(1): e1503. Available from: <https://doi.org/10.1590/1806-9126-rbef-2016-0119>

59. Barney BM, Lee RJ, Handrahan D, Welsh KT, Cook JT, Sause WT. Image-Guided Radiotherapy (IGRT) for Prostate Cancer Comparing kV Imaging of Fiducial Markers With Cone Beam Computed Tomography (CBCT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2011; 80(1): 301–5. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2010.06.007>.
60. Tubiana M. Can we reduce the incidence of second primary malignancies occurring after radiotherapy? A critical review. *Radiother Oncol.* 2009; 91(1): 4–15. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2008.12.016>

## 8. Anexos

Anexo 1 – Incidência e mortalidade de cancro em homens de todas as idades, no mundo  
[2]



Anexo 2 - Resultados do teste de sensitometria

CBCT 1	Material	Baseline	Tolerancia	Média	$\Delta = \text{baseline} - \text{média}$
Sensitometria (UH)	PMP	-192	$\pm 40$ UH	-183	-9
	Ar	-1024	$\pm 40$ UH	-999,673	-24,327
	Teflon	978	$\pm 40$ UH	964,531	13,469
	Delrin	356	$\pm 40$ UH	364,429	-8,429
	Acilico	125	$\pm 40$ UH	122,408	2,592
	Polistereno	-41	$\pm 40$ UH	-36,2041	-4,7959
	LDPE	-98	$\pm 40$ UH	-95,4898	-2,5102

CBCT 2	Material	Baseline	Tolerancia	Média	$\Delta = \text{baseline} - \text{média}$
Sensitometria (UH)	PMP	-192	$\pm 40$ UH	-184	-8
	Ar	-1024	$\pm 40$ UH	-999,49	-24,51
	Teflon	978	$\pm 40$ UH	968,082	9,918
	Delrin	356	$\pm 40$ UH	364,265	-8,265
	Acrilico	125	$\pm 40$ UH	122,408	2,592
	Polistereno	-41	$\pm 40$ UH	-35,4286	-5,5714
	LDPE	-98	$\pm 40$ UH	-95,4898	-2,5102

CBCT 3	Material	Baseline	Tolerancia	Média	$\Delta = \text{baseline} - \text{média}$
Sensitometria (UH)	PMP	-192	$\pm 40$ UH	-183	-9
	Ar	-1024	$\pm 40$ UH	-999,429	-24,571
	Teflon	978	$\pm 40$ UH	970,776	7,224
	Delrin	356	$\pm 40$ UH	366,714	-10,714
	Acrilico	125	$\pm 40$ UH	122	3
	Polistereno	-41	$\pm 40$ UH	-34,6531	-6,3469
	LDPE	-98	$\pm 40$ UH	-93,2245	-4,7755

CBCT 4	Material	Baseline	Tolerancia	Média	$\Delta = \text{baseline} - \text{média}$
Sensitometria (UH)	PMP	-192	$\pm 40$ UH	-183	-9
	Ar	-1024	$\pm 40$ UH	-999,469	-24,531
	Teflon	978	$\pm 40$ UH	974,245	3,755
	Delrin	356	$\pm 40$ UH	364,571	-8,571
	Acrilico	125	$\pm 40$ UH	122,367	2,633
	Polistereno	-41	$\pm 40$ UH	-35,3673	-5,6327
	LDPE	-98	$\pm 40$ UH	-90,449	-7,551

CBCT 5	Material	Baseline	Tolerancia	Média	$\Delta = \text{baseline} - \text{média}$
Sensitometria (UH)	PMP	-192	$\pm 40$ UH	-183	-9
	Ar	-1024	$\pm 40$ UH	-999,429	-24,571
	Teflon	978	$\pm 40$ UH	985,082	-7,082
	Delrin	356	$\pm 40$ UH	372,857	-16,857
	Acrilico	125	$\pm 40$ UH	129,143	-4,143
	Polistereno	-41	$\pm 40$ UH	-33,0204	-7,9796
	LDPE	-98	$\pm 40$ UH	-90,2857	-7,7143

CBCT 6	Material	Baseline	Tolerancia	Média	$\Delta$
Sensitometria (UH)	PMP	-192	$\pm 40$ UH	-189	-3
	Ar	-1024	$\pm 40$ UH	-999,347	-24,653
	Teflon	978	$\pm 40$ UH	983,796	-5,796
	Delrin	356	$\pm 40$ UH	361,408	-5,408
	Acrilico	125	$\pm 40$ UH	120,939	4,061
	Polistereno	-41	$\pm 40$ UH	-45,4898	4,4898
	LDPE	-98	$\pm 40$ UH	-102,41	4,41

CBCT 7	Material	Baseline	Tolerancia	Média	$\Delta = \text{baseline} - \text{média}$
Sensitometria (UH)	PMP	-192	$\pm 40$ UH	-205	13
	Ar	-1024	$\pm 40$ UH	-988,837	-35,163
	Teflon	978	$\pm 40$ UH	993,694	-15,694
	Delrin	356	$\pm 40$ UH	347,143	8,857
	Acrilico	125	$\pm 40$ UH	103,592	21,408
	Polistereno	-41	$\pm 40$ UH	-55,7143	14,7143
	LDPE	-98	$\pm 40$ UH	-112,653	14,653

CBCT 8	Material	Baseline	Tolerancia	Média	$\Delta = \text{baseline} - \text{média}$
Sensitometria (UH)	PMP	-192	$\pm 40$ UH	-194	2
	Ar	-1024	$\pm 40$ UH	-999,143	-24,857
	Teflon	978	$\pm 40$ UH	986,531	-8,531
	Delrin	356	$\pm 40$ UH	358,306	-2,306
	Acrilico	125	$\pm 40$ UH	115,082	9,918
	Polistereno	-41	$\pm 40$ UH	-45,4286	4,4286
	LDPE	-98	$\pm 40$ UH	-99,3673	1,3673

Anexo 3 – Fantoma Antropomórfico (cortesia do IPOLFG)

