



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

ANÁLISE DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE DAS IMAGENS DE VERIFICAÇÃO EM RADIOTERAPIA APLICADA A PATOLOGIAS DE CABEÇA E PESCOÇO

MARIA INÊS CLAUDINO RAMALHO

Orientadores: Mestre Iola Cardoso, Medical Consult SA.

Mestre Margarida Eiras, ESTeSL

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Área de Especialização: Terapia com Radiações

Lisboa, 2013

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

**ANÁLISE DOS PARÂMETROS DE QUALIDADE
DAS IMAGENS DE VERIFICAÇÃO EM
RADIOTERAPIA APLICADA A PATOLOGIAS
DE CABEÇA E PESCOÇO**

MARIA INÊS CLAUDINO RAMALHO

Orientadores: Mestre Iola Cardoso, Medical Consult SA.
Mestre Margarida Eiras, ESTeSL

Júri: Doutor Nuno Teixeira, ESTeSL
Doutora M^a Adelaide Jesus, UNL

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Área de Especialização: Terapia com Radiações

Lisboa, 2013

Análise dos Parâmetros de Qualidade das Imagens de Verificação em Radioterapia Aplicada a Patologias de Cabeça e Pescoço

A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos 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.

Agradecimentos

Gostaria de deixar expressa a minha gratidão para com todas as pessoas que contribuíram, de alguma forma, para a realização deste trabalho de Mestrado.

À Iola Cardoso pelo apoio, dedicação e orientação do presente trabalho;

À Ana Raquel Coutinho, Cecília Borges, Pedro Carvoeiras e João Schiappa pela disponibilidade e acompanhamento na aquisição dos resultados e em tudo o que foi necessário para a sua realização;

À Professora Margarida Eiras pela orientação e aconselhamento expressos no decorrer da realização deste trabalho;

Ao Serviço de Radioterapia do Centro Oncológico Dr^a Natália Chaves, sem o qual não conseguiria a obtenção dos resultados utilizados neste trabalho;

À minha família pelo apoio manifestado;

Aos meus amigos pelo apoio, nas diversas formas, que contribuíram para a realização deste trabalho;

E a todos aqueles que de forma directa ou indirecta contribuíram para a realização deste trabalho.

Obrigada a todos.

Resumo

O progresso tecnológico verificado na Radioterapia vem acompanhado de maior controlo sobre os processos da técnica de irradiação utilizada e na verificação dos tratamentos. A utilização de imagens de verificação ajuda na optimização do tratamento e permite a redução das incertezas de posicionamento. Este facto é especialmente relevante nos tratamentos de tumores de cabeça e pescoço pela proximidade que estruturas críticas, como a Espinal Medula, se encontram dos volumes-alvo e cujas tolerâncias à radiação são muito inferiores.

Assim pretende-se analisar, face aos parâmetros dosimétricos e característicos de qualidade, as diferentes imagens de verificação utilizadas em Radioterapia aplicadas a patologias de cabeça e pescoço.

Foi analisada uma amostra de 15 pacientes com tumor primário de cabeça e pescoço utilizando o TPS para a determinação das doses médias administradas no PTV e valores de dose máxima para a Espinal Medula planeados para o tratamento e a análise dos valores de dose administradas para as mesmas estruturas com a utilização de imagens portais. A determinação da dose administrada com imagens planares com energia kV e CBCT foi efectuada com recurso a câmaras de ionização e fantomas apropriados. Os parâmetros de qualidade de imagem planar e volumétrica foram determinados com a análise de imagens adquiridas de fantomas próprios.

A aquisição de imagens portais representa um acréscimo médio, para a amostra, de 82mGy para o PTV e 84mGy para a Espinal Medula, em cada fracção. Para imagens planares com energias kV o acréscimo é de cerca de 0,317mGy para o PTV e de 0,191mGy para a Espinal Medula, por cada conjunto de imagens ortogonais. Quando se obtém imagens CBCT os valores de dose por cada aquisição representam um acréscimo de 19,61mGy para o PTV e de 18,07mGy para a Espinal Medula.

Os resultados obtidos são substancialmente inferiores aos valores de dose administrados na totalidade do tratamento. Contudo, a utilização diária dos métodos de imagem representa um aumento que poderá ser significativo no caso das imagens portais e CBCT, enquanto que a utilização de imagens planares com energias kV não altera significativamente o valor de dose total quando efectuada em todas as fracções.

A análise da qualidade de imagem mostrou que, segundo os protocolos existentes no equipamento de aquisição de imagem para tratamentos de cabeça e pescoço, as imagens obtidas se encontram segundo os parâmetros pretendidos para a resolução espacial, resolução de baixo contraste, calibração dos valores de UH e linearidade.

Palavras-chave: Radioterapia Guiada por Imagem, Verificação de Tratamento, Dose de imagem, Qualidade de imagem, Tumores de Cabeça e Pescoço

Abstract

The technological progress verified in Radiotherapy comes with a greater control over the irradiation and verification processes during all steps of treatment. The usage of verification images helps in the optimization of the treatment and allows the reduction in positioning uncertainties. This fact is especially relevant in treatments of head and neck tumors due to the proximity of critical structures, such as the spinal cord, which are close to the target volumes and have lower radiation tolerance.

Therefore the goal is to analyze, taking in account the dosimetric and characteristic quality parameters, of the different verification images used in Radiotherapy applied to head and neck pathologies.

A sample of 15 patients, with primary head and neck tumor, was analyzed using the TPS to determine the average administered doses to the PTV and the maximum dose for the Spinal Cord planned for the treatment and the analysis of administered doses for the same structures with the acquisition of portal images. The determination of the dose with planar images with kV energy and CBCT was done using ionization chambers and appropriate phantoms. The quality parameters of the planar and volumetric images were determined with the analysis of images from specific phantoms.

The acquisition of portal images represents an average increase, for the sample, of 82mGy for the PTV and 84mGy for the spinal cord, in each fraction. For planar images with kV energies, the increase is about 0,317mGy for the PTV and 0,191mGy for the marrow, for each set of orthogonal images. When CBCT images are obtained, the dose figures for each acquisition represent an increase of 19,61mGy for the PTV and 18,07mGy for the spinal cord.

The results obtained are substantially lower when compared to the administered dose during whole treatment. Nevertheless, the daily usage of the image methods represents an increase which may be substantial in the case of portal images and CBCT, while the use of planar images with kV energy does not change significantly the total dose when used in all fractions.

The analysis to the image quality has shown that, according to existing protocols in the image acquisition equipment for head and neck treatments, the images obtained are found according to the parameters set for spatial resolution, low contrast resolution, calibration for the UH and linearity.

Key words: Image-guided Radiotherapy, Treatment Verification, Imaging Dose, Image Quality, Head and Neck Cancer

Índice Geral

Agradecimentos	I
Resumo	III
Abstract	V
Índice Geral	VII
Índice de Figuras	IX
Índice de Tabelas	XI
Lista de Siglas e Abreviaturas	XIII
I – INTRODUÇÃO	1
II – CONCEITOS FUNDAMENTAIS	3
2.1. Radioterapia	3
2.1.1. Princípios Físicos	5
2.1.2. Imagem em Radioterapia	7
2.1.3. Dosímetros de Radiação	14
2.1.4. Sistema de Planejamento de Tratamento	15
III – MATERIAIS E MÉTODOS	17
3.1. Materiais	17
3.1.1. Aparelho Produtor de Radiação	18
3.1.2. Sistema de Planejamento de Tratamento	19
3.1.3. Fantomas	19
3.1.4. Sistemas de Verificação Dosimétrica	22
3.2. Métodos	23
3.2.1. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Portais	24
3.2.2. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Planares de Verificação de kilovoltagem	24
3.2.3. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Volumétricas de Verificação de kilovoltagem (CBCT)	25
3.2.4. Análise da Qualidade de Imagem Planar	27
3.2.5. Análise de Qualidade de Imagem Volumétrica	28
IV – RESULTADOS E ANÁLISE	31
4.1. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Portais	31
4.2. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Planares de Verificação de kilovoltagem	39
4.3. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Volumétricas de Verificação de kilovoltagem	42
4.4. Análise da Qualidade de Imagem Planar	49

4.5. Análise de Qualidade de Imagem Volumétrica	51
V – CONCLUSÕES	61
VI – BIBLIOGRAFIA	63

Índice de Figuras

<i>Figura 1 - Principais componentes de um Acelerador Linear (IAEA, 2005).....</i>	<i>3</i>
<i>Figura 2 - Câmara de Ionização (IAEA, 2005).....</i>	<i>14</i>
<i>Figura 3 - Acelerador Linear Trilogy™ presente no Centro Oncológico Dr.^a Natália Chaves (cortesia do Centro Oncológico)</i>	<i>19</i>
<i>Figura 4 - Fantoma para avaliação de CTDI</i>	<i>20</i>
<i>Figura 5 - Fantoma Catphan®.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 6 - Fantoma de placas de material sólido de densidade equivalente à água</i>	<i>21</i>
<i>Figura 7 - Fantoma Leeds Test Objects TO 16 (www.leedstestobjects.com)</i>	<i>22</i>
<i>Figura 8 - Câmara de Ionização Radcal® modelo 10x5-6.....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 9 - Fantoma CTDI com câmara de ionização colocada na posição 2</i>	<i>26</i>
<i>Figura 10 - Posições da câmara de ionização no fantoma</i>	<i>26</i>
<i>Figura 11 - Fantoma Leeds Test Objects sobre o detector.....</i>	<i>27</i>
<i>Figura 12 - Colocação do fantoma Catphan® 504 sobre a mesa de tratamento ..</i>	<i>28</i>
<i>Figura 13 - Gráfico de análise das Imagens Portais para o PTV</i>	<i>37</i>
<i>Figura 14 - Gráfico de análise das Imagens Portais para a Espinal Medula.....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 15 - Gráfico de análise das Imagens Planares de verificação para o PTV 41</i>	
<i>Figura 16 - Gráfico da análise das Imagens Planares de verificação para a Espinal Medula.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 17 - Gráfico da análise das imagens com CBCT para o PTV</i>	<i>45</i>
<i>Figura 18 - Gráfico da análise das imagens com CBCT para a Espinal Medula... 45</i>	
<i>Figura 19 - Gráfico resumo da análise de contribuição de dose das imagens de verificação para o PTV</i>	<i>48</i>
<i>Figura 20 - Gráfico resumo da análise de contribuição de dose das imagens de verificação para a Espinal Medula.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 21 - Imagem obtida com as condições de 75kV e 5mAs – Head AP.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 22 - Imagem obtida com as condições de 75kV e 8mAs – Head Lat</i>	<i>50</i>
<i>Figura 23 - Gráfico do Índice de Limiar de Detecção para diferentes condições. 51</i>	
<i>Figura 24 - Corte Correspondente à verificação da resolução espacial</i>	<i>52</i>
<i>Figura 25 - Corte correspondente à verificação da resolução de baixo contraste com respectiva medida</i>	<i>53</i>

Figura 26 - Corte escolhido para avaliação da linearidade espacial e unidades de Hounsfield.....	54
Figura 27 - Corte correspondente à verificação da linearidade espacial e respectiva medida relativa à distância dos orifícios de ar e teflon	55
Figura 28 - Cortes correspondentes à verificação da linearidade espacial e respectivas medidas relativas à distância dos orifícios de ar e teflon	55
Figura 29 - Corte correspondente à verificação da linearidade espacial e respectivas medidas relativas à distância entre os limites da circunferência exterior	56
Figura 30 - Corte correspondente à verificação das UH e respectivas medidas relativas ao valor médio de UH.....	57
Figura 31 - Corte correspondente à verificação da espessura do corte da imagem	58
Figura 32 - Corte correspondente à verificação da espessura do corte da imagem	58

Índice de Tabelas

<i>Tabela 4.1 – Valores de dose obtidos no Sistema de Planeamento para o PTV e Espinal Medula</i>	<i>31</i>
<i>Tabela 4.2 – Contribuição de dose das Imagens Portais MV nas diferentes fases no PTV e Espinal Medula</i>	<i>32</i>
<i>Tabela 4.3 – Valores de Dose para o PTV com Imagens Portais a cada 5 fracções de tratamento</i>	<i>33</i>
<i>Tabela 4.4 – Valores de Dose para a Espinal Medula com Imagens Portais a cada 5 fracções de tratamento</i>	<i>34</i>
<i>Tabela 4.5 – Valores de Dose para o PTV com Imagens Portais em todas as fracções de tratamento</i>	<i>35</i>
<i>Tabela 4.6 – Valores de Dose para a Espinal Medula com Imagens Portais em todas as fracções de tratamento</i>	<i>36</i>
<i>Tabela 4.7 – Valores médios de Dose acrescida por Paciente, com realização de Imagens Portais, para 7 e 35 Fracções.</i>	<i>37</i>
<i>Tabela 4.11 – Avaliação de dose de imagens volumétricas em fantoma CTDI (mGy)</i>	<i>42</i>
<i>Tabela 4.12 – Valores de dose provenientes das Imagens com CBCT para 1, 7 e 35 fracções</i>	<i>42</i>
<i>Tabela 4.13 – Valores de Dose para PTV e Espinal Medula segundo Sistema de Planeamento e com Imagens de Verificação Volumétricas para 7 e 35 Fracções</i>	<i>43</i>
<i>Tabela 4.14 – Tabela resumo da análise de contribuição de dose pelos diferentes métodos de aquisição de imagem para o PTV</i>	<i>46</i>
<i>Tabela 4.15 – Tabela resumo da análise de contribuição de dose pelos diferentes métodos de aquisição de imagem para a Espinal Medula</i>	<i>47</i>
<i>Tabela 4.16 – Valores referentes ao Teste de Obtenção do Índice de Limiar de Detecção</i>	<i>50</i>
<i>Tabela 4.17 – Valores de dimensão de gap / cm segundo as Instruções de Controlo de Qualidade Pós-Manutenção do equipamento de aquisição de imagem do Acelerador Linear do Serviço de Radioterapia do CODNC</i>	<i>52</i>

Lista de Siglas e Abreviaturas

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
AL	Acelerador Linear
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i>
ALARP	<i>As low as reasonably possible</i>
AP	Antero-Posterior
CBCT	<i>Cone beam Computed Tomography</i>
CODNC	Centro Oncológico Dr. ^a Natália Chaves
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
DRR	<i>Digital Reconstructed Radiography</i>
DVH	Histograma dose-volume
EPID	<i>Electronic Portal Image Device</i>
FOV	<i>Field Of View</i>
FTM	Função de transferência de modulação
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission of Radiation Protection</i>
ICRU	<i>International Commission of Radiation Units</i>
IGRT	<i>Image Guided Radiotherapy</i>
IMRT	<i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i>
IP	Imagem Planar
KERMA	<i>Kinetic Energy Released per Unit Mass</i>
kV	Kilovoltagem
LINAC	<i>Linear Accelerator</i>
MV	Megavoltagem
MSDA	<i>Multiple scan average dose</i>
OBI	<i>On-board Imager®</i>
PV	Portal Vision
PTV	<i>Planning Treatment Volume</i>
ROI	<i>Region Of Interest</i>
RPM	<i>Real-time Position Management™</i>
SEFM	<i>Sociedad Española de Física Médica</i>
SD	<i>Desvio-Padrão</i>
TC	Tomografia Computorizada
TCDD	Teste de Obtenção do Índice de Limiar de Detecção
TPS	<i>Treatment Planning System</i>
UH	Unidades de <i>Hounsfield</i>
UM	Unidades de Monitor

I – INTRODUÇÃO

Actualmente, a grande maioria dos equipamentos utilizados em Radioterapia Externa dispõe de diversos dispositivos de aquisição de imagem, como sistemas de aquisição de imagens portais (*Electronic Portal Image Device* - EPID), aquisição de imagens planares por kilovoltagem e aquisição de imagens volumétricas com energias de megavolt (MV) e kilovolt (kV). Estes sistemas são usados habitualmente para a verificação periódica do posicionamento dos doentes e localização dos volumes, permitindo um maior controlo da posição de irradiação e, conseqüentemente a aplicação de margens mais reduzidas sem comprometer o controlo tumoral e com uma diminuição da toxicidade nos órgãos de risco. Contudo, associada à aquisição das imagens de verificação periódica pode existir uma significativa dose de radiação para o paciente a um nível cumulativo com a radiação terapêutica que deve ser tida em atenção. Ainda que os pacientes sujeitos a Radioterapia já estejam a ser expostos a doses muito elevadas e localizadas, a radiação adicional resultante da aquisição de imagem tem um risco associado e deve ser mantido baixo, respeitando os princípios de protecção ALARP (*As Low As Reasonably Possible*) e ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), nos quais se pretende uma optimização dos procedimentos. Dadas estas circunstâncias não é seguro considerar a dose num único momento de aquisição de imagem ou assumir que a dose cumulativa da aquisição de imagens é insignificante quando comparada com a dose terapêutica (AAPM, 2007).

No tratamento de tumores de cabeça e pescoço os volumes a irradiar resultam, por vezes, na escolha de técnicas de irradiação complexas pela sua proximidade com estruturas críticas e cujas tolerâncias à radiação são muito inferiores quando comparados com os valores de dose de radiação prescrita para o tratamento (AAPM, 2003). Assim, pretende-se determinar quais os valores médios de dose recebida pelos pacientes no Volume Alvo e Espinal Medula quando são efectuadas imagens de verificação planares ou volumétricas, nos tratamentos de tumores de cabeça e pescoço, aplicando diferentes protocolos de aquisição de imagem durante o tratamento e, simultaneamente avaliar, face aos critérios utilizados para análise, a qualidade das imagens que são adquiridas na verificação do referido tratamento, nomeadamente nos parâmetros de resolução espacial, resolução de baixo contraste, calibração dos valores de unidades de *Hounsfield* e linearidade, já que são os critérios mais significativos que permitem caracterizar a imagem radiológica.

De modo a demonstrar todo o procedimento e resultados obtidos o presente trabalho encontra-se estruturado da seguinte forma:

- No capítulo 2 são apresentados alguns conceitos teóricos fundamentais para o enquadramento do projecto;
- No capítulo 3 é descrita a metodologia com os respectivos materiais e métodos utilizados na execução dos objectivos;
- No capítulo 4 são apresentados e analisados os resultados obtidos com respectivas considerações para cada procedimento;
- No capítulo 5, e por último, são apresentadas as conclusões finais onde são reflectidas as considerações sobre o trabalho desenvolvido.

II – CONCEITOS FUNDAMENTAIS

2.1. Radioterapia

A Radioterapia é uma forma de tratamento local que recorre ao uso controlado de radiações ionizantes para fins terapêuticos. Esta administração precisa permite a destruição das células tumorais activas e tem como objectivo a erradicação do tumor, melhoria da qualidade de vida e prolongamento da sobrevivência. É também eficaz na abordagem paliativa ou na prevenção dos sintomas da patologia em causa. A Radioterapia pretende o máximo benefício terapêutico com a maior probabilidade de controlo de doença tumoral e o mínimo de efeitos secundários. Este objectivo é conseguido com a conformação dos feixes de radiação sobre os volumes a irradiar, utilizando margens adequadas ao volume tumoral para incluir as incertezas do tratamento (Perez, 1998).

A Radioterapia pode ser dividida em duas grandes áreas: Braquiterapia e Radioterapia Externa. A Braquiterapia consiste no tratamento através de radiação proveniente de uma fonte radioactiva colocada directamente no interior do tumor, ou muito próximo deste, podendo ser administrada com a realização de um implante temporário ou permanente (Bomford, 2003; Bentel, 1992).

A Radioterapia externa consiste na utilização da radiação proveniente de um equipamento, habitualmente externo (Acelerador Linear) ao paciente com feixes de alta energia para provocar a morte celular das células tumorais. Os Aceleradores Lineares (AL) têm a possibilidade de, pela aceleração de electrões, produzir feixes de raios X de elevada energia, ou utilizar feixes de electrões primários que podem atingir energias até cerca de 22 MeV (Mayles, 2007).

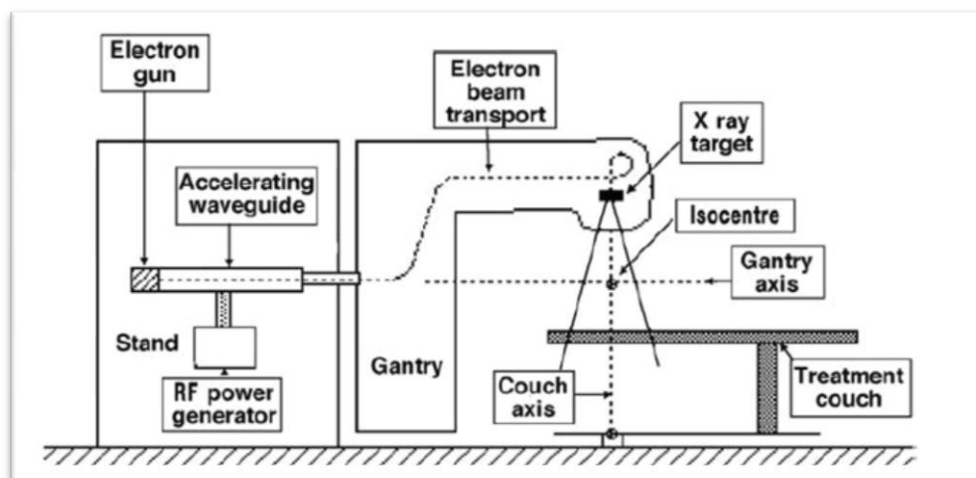


Figura 1 - Principais componentes de um Acelerador Linear (IAEA, 2005)

A administração da dose considerada adequada para cada patologia é diferente e é habitualmente administrada em fracções diárias durante um período de tempo que pode variar entre poucos dias e várias semanas, de acordo com o objectivo terapêutico. A radiação habitualmente aplicada nestes tratamentos é frequentemente de energia elevada, produzida por megavoltagem, que apresenta a principal vantagem de irradiar lesões profundas e evitar sobre-irradiações ao nível da pele e tecidos mais superficiais (Barrett, 2009).

A Radioterapia, como tratamento isolado ou em conjugação com a Quimioterapia, é uma modalidade de tratamento dos tumores da cabeça e pescoço. Os volumes que devem ser irradiados neste tipo de tumores são complexos, tornando difícil a sua adequada irradiação total mantendo a protecção dos tecidos adjacentes normais. As estruturas críticas estão, por vezes, localizadas proximamente dos volumes alvo e as diferenças entre as doses tumoricidas e de tolerância das estruturas normais são muitas vezes grandes, exigindo uma distribuição de dose com acentuados gradientes de dose nos limites do tumor (Timmerman, 2010; Ozyigit, 2004). Outro factor que deve ser tido em consideração é a verificação frequente das alterações que os volumes vão apresentando ao longo do tratamento, quando este se prolonga por várias semanas, como é o caso das lesões cuja abordagem é potencialmente curativa utilizando esquemas de tratamento convencionais. Estas preocupações exigem que as distribuições de dose sejam altamente conformadas e simultaneamente precisas durante todo o tempo de tratamento justificando a utilização da Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT) (Timmerman, 2010).

A Radioterapia Guiada por Imagem pode ser definida como a técnica de Radioterapia, que, recorrendo a diferentes modalidades de imagem, auxilia na localização diária do volume alvo, garantindo que a administração do tratamento ocorre tal como planeado. (Khan, 1998). A grande vantagem da IGRT é a de proporcionar ao paciente a administração da dose de radiação precisa no volume alvo sem atingir células saudáveis dos órgãos em redor. Actualmente, a Radioterapia utiliza não só imagens planares e volumétricas, como também imagens de Ressonância Magnética, Ultra Sons e Câmaras Ópticas que permitem a monitorização, quantificação e minimização de qualquer diferença entre o tratamento planeado e efectivo (Evans, 2008; Timmerman, 2010).

2.1.1. Princípios Físicos

Grandezas dosimétricas

A descoberta dos raios X por *Wilhelm Röntgen*, em 1895, e da Radioactividade por *Antonie Becquerel*, em 1896, permitiu inúmeros avanços na Radiologia mundial (Salvajoli, 1999). Nos primórdios da Radioterapia a administração de radiação era tão elevada quanto se pensava ser o paciente capaz de tolerar, sendo geralmente o limite de dose estabelecido pela tolerância da pele (Biral, 2002). As doses eram avaliadas a partir das reacções induzidas na pele e a unidade correspondente foi denominada de “dose-eritema”. A dose administrada era avaliada segundo a intensidade do eritema provocado (www.fsc.ufsc.br).

A importância da medição da radiação foi desde cedo tida em consideração pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas (ICRU) a partir da definição de métodos e grandezas.

Em 1929, foi definido, pela primeira vez o “*Röntgen*” que era a grandeza padrão de dose de exposição e permitiu a uniformização dos critérios de dosimetria. A grandeza “*Röntgen*” foi substituída posteriormente pela grandeza “Exposição”. A Exposição (X) é a grandeza que mede a soma total de cargas eléctricas (dQ) de todos os iões com o mesmo sinal, produzidos no ar, quando todos os electrões libertados pelos fotões são totalmente absorvidos, por unidade de massa do ar (dm), cuja expressão é representada na equação $X = \frac{dQ}{dm}$. É uma grandeza medida em $C.kg^{-1}$ ou em “*Röntgen*” (R), relacionados por $1R=2,58 \times 10^{-4} C.kg^{-1}$ de ar (IAEA, 2005; Tauhata, 2003).

O conceito de Kerma (*Kinetic Energy Released per unit Mass*) veio complementar os conceitos anteriores e traduz a energia transferida dos fotões ou neutrões para os electrões do meio (sob a forma de energia cinética), por unidade de massa (dm). Onde a equação correspondente é $K = \frac{d\vec{E}_{tr}}{dm}$ e a sua unidade no Sistema Internacional é em $J.kg^{-1}$ ou Gy (IAEA, 2005; Tauhata, 2003).

A dose absorvida (D), em termos dosimétricos, é uma grandeza não estocástica ou probabilística, relevante para todos os tipos de radiação, e que resulta da consideração tanto de interacções das partículas do feixe incidente como de partículas carregadas originadas pela interacção do feixe com o meio. A dose absorvida é

definida como a razão entre a energia média transferida ($d\epsilon$) por unidade de massa (dm), num volume finito, na equação $D = \frac{d\epsilon}{dm}$. A unidade da dose absorvida é a mesma que a de *Kerma*, $J.kg^{-1}$ ou Gy (IAEA, 2005; Tauhata, 2003).

A dose absorvida difere de *Kerma* por depender da energia média absorvida na região de interacção local, enquanto que o *Kerma* depende da energia total transferida para o material. Isto significa que, do valor transferido, uma parte é dissipada por radiação de travagem, outra sob a forma de luz ou raios X característicos, quando da excitação e desexcitação dos átomos que interagiram com os electrões de ionização (IAEA, 2005; Tauhata, 2003).

Dose

A radiação ionizante liberta energia nos materiais e meios biológicos desencadeando processos complexos a nível atómico e molecular. O conhecimento dos processos de interacção da radiação com os meios biológicos é de extrema importância pois permite conhecer quais os níveis de radiação susceptíveis de causar efeitos no meio biológico, de modo a poder criar limites de dose que os trabalhadores com radiações ionizantes podem receber ou utilizar esses efeitos para fins terapêuticos de diversas patologias (Lima, 2005; Khan, 2003).

A dose absorvida, indicando a energia libertada no meio biológico por unidade de massa, é a quantidade fundamental em protecção contra as radiações. Contudo, quando se pretende avaliar o efeito da exposição de tecidos biológicos à radiação ionizante é também importante o tipo de tecido envolvido e o tipo de radiação (Lima, 2005; Beutel, 2000).

A ICRP (*International Commission Radiation Protection*) definiu factores de ponderação cujo valor é determinado pelo tipo de energia da radiação incidente no corpo e pelas características da irradiação, que permitiram aperfeiçoar o conceito de dose equivalente. A dose equivalente é, assim, uma dose de radiação ionizante absorvida por uma parte específica do corpo e ajustada para o nível de energia e tipo de radiação (Lima, 2005).

Em qualquer irradiação diversos tecidos recebem energia. Estes tecidos apresentam diferente radiosensibilidade e factores de risco. A dose efectiva (E) é a grandeza da protecção radiológica que toma em consideração estes factores e representa a soma das doses equivalentes, resultantes da irradiação, ponderada para todos os tecidos e

órgãos, através de factores de ponderação. A dose efectiva representa uma dose de radiação ionizante absorvida pela totalidade do meio biológico irradiado, ajustado para a energia e tipo de radiação e para as diferentes sensibilidades dos tecidos irradiados (Lima, 2005; Khan, 2003).

2.1.2. Imagem em Radioterapia

A Radioterapia sempre foi acompanhada pela utilização da imagem, não só na definição das áreas de tratamento como também na verificação periódica da localização dos campos de tratamento. Com os avanços das técnicas de irradiação, das quais se podem destacar as mais modernas como a Radioterapia por Intensidade Modulada (IMRT) e a Terapia com Partículas, é possível realizar tratamentos com doses altamente conformadas aos volumes de interesse, mantendo uma preservação dos tecidos circundantes. Estes avanços apenas foram possíveis graças ao desenvolvimento de métodos de imagem mais precisos que passaram a ser utilizados em várias fases destes tratamentos (Khan, 2003). Inicialmente estas imagens utilizavam-se apenas na fase de planeamento, com a aquisição e utilização de imagem (que podem ser de várias modalidades de acordo com o objectivo terapêutico) na fase de planeamento, mas também na aplicação de protocolos (mais ou menos complexos de aquisição de imagem, cujas modalidades a aplicar são também diversas), para a verificação de tratamentos, ao longo de várias sessões. Os avanços que também ocorreram na possibilidade de aquisição de imagem na sala de tratamento tem conduzido à utilização da IGRT, no qual as imagens planares ou volumétricas de energias de MeV ou keV obtidas diariamente, ou com uma periodicidade mais elevada, antes ou durante o tratamento, controlando variações de posicionamento ou movimento de órgãos (Evans, 2008).

Na Radioterapia moderna, os dispositivos de aquisição de imagem fazem parte do equipamento de terapia. São geralmente compostos por um braço robótico ao qual se encontra associado um painel com uma matriz de detectores e a parte electrónica necessária ao processamento da imagem adquirida. Estes existem para conseguir que a IGRT se possa tornar uma prática comum (Van Dyk, 2005).

Este tipo de imagens pode ser utilizado na verificação de todas as incidências de tratamento, através de imagem planar ou do posicionamento do volume a irradiar face ao planeado, quando se utilizam imagens volumétricas (este é o conceito aplicado quando se pretende implementar e utilizar procedimentos que permitem adaptar o

tratamento às modificações que os volumes alvo vão sofrendo no seu decurso – Radioterapia Adaptativa) (Timmerman, 2010). A utilização destes sistemas de verificação não possui protocolos de utilização standardizados, sendo que cada departamento aplica a frequência de utilização de procedimentos de verificação que entende como necessária, com uma periodicidade variável por patologia e adaptada à realidade de cada serviço.

Os avanços tecnológicos caminham para a massificação da utilização de imagens para o controlo (potencialmente) diário dos tratamentos de Radioterapia. Exemplo disso são as soluções apresentadas pelos principais fabricantes da área da Radioterapia (AL *Varian® Trilogy* e AL *Elekta® Synergy XVI*) onde actualmente os Aceleradores Lineares não são apenas equipamentos de terapia, mas são acima de tudo, equipamentos com a função principal de administrar tratamentos e, quando complementados com outras valências, têm a possibilidade de poder assegurar um controlo mais eficaz dos volumes a irradiar e a proteger (Barrett, 2009).

Qualidade de imagem

As técnicas de diagnóstico e tratamento actuais exigem que as características de imagem obtidas reflectam os melhores padrões de qualidade, não só a nível de resolução e contraste, como também a nível espacial. Existem dois métodos para caracterizar a qualidade de uma imagem. O primeiro resulta da avaliação das características físicas da imagem que podem ser medidas e quantificadas informaticamente, como a resolução, o contraste e o ruído. O segundo método consiste na avaliação através de estudos de análise pelo observador, utilizando imagens obtidas com diferentes sistemas de aquisição ou sob diferentes condições (Papp, 2002).

A qualidade de imagem pode ser descrita a partir de alguns parâmetros característicos como a resolução espacial, a resolução de baixo contraste, exactidão das unidades de *Hounsfield* e de espessura de corte espacial e linearidade espacial. (Seeram, 2008).

Parâmetros característicos

Resolução Espacial

A resolução espacial representa a capacidade de um sistema de imagem reproduzir com precisão um objecto, ou distinguir dois objectos distintos à medida que se tornam mais pequenos e mais próximos (AAPM, 2003).

A descrição quantitativa da resolução espacial pode ser realizada a partir da Função de Transferência de Modulação (FTM) que fornece uma descrição completa da resolução espacial de um sistema de detecção utilizado em aquisições de imagem. A frequência espacial define o número de transições de sinais periódicos por unidade de distância, expresso em pares de linha por centímetro ou milímetro (Lima, 2005; Hsieh, 2002; Seeram, 2008).

Resolução de Baixo Contraste

A resolução de contraste é a capacidade do sistema distinguir pequenas variações do coeficiente de atenuação linear entre estruturas adjacentes. Há ainda que distinguir entre resolução de alto e baixo contraste. A resolução de alto contraste refere-se à capacidade de distinção de pequenos objectos adjacentes em boas condições de contraste e depende das dimensões do foco, colimação do detector, frequência de amostragem (angular e espacial) e filtro de reconstrução (ICRU, 1996; Hiles, 2001). A resolução de baixo contraste refere-se à capacidade de distinguir regiões com níveis de cinzento muito próximos e depende das dimensões do objecto, contraste do objecto e FTM do sistema. A detectabilidade do baixo contraste apresenta alguma subjectividade e é determinada pelo nível de ruído na imagem. (Lima, 2005; Hsieh, 2002).

A resolução de baixo contraste é tipicamente avaliada num fantoma que apresenta detalhes de baixo contraste de variadas dimensões (AAPM, 2003).

Número de TC (Tomografia Computorizada)

O número de TC está relacionado com os coeficientes de atenuação lineares dos tecidos que compõem o corte, quando se fala da aquisição de imagens volumétricas. O coeficiente de atenuação linear é uma grandeza dependente do número atómico, da densidade do meio material e do espectro de energia do feixe de radiação X e corresponde a uma redução fraccional da intensidade de um feixe de radiação X por unidade de espessura de um meio material (Hsieh, 2002).

Na medicina, a reconstrução dos mapas de coeficientes de atenuação da radiação é geralmente representada em unidades de Hounsfield (UH). O número TC da água é definido como referência, com valor UH=0, por ser um valor TC similar aos tecidos moles e por ser de fácil obtenção na calibração dos equipamentos. Materiais mais densos que a água, como o osso, apresentam valores positivos de UH e materiais menos densos, como a gordura ou ar, apresentam valores negativos (Lima, 2005).

A exactidão dos números de TC representa o quão próximo do valor teórico está o equipamento a representar os materiais de diferentes densidades e coeficientes de atenuação (Curry, 2009).

Linearidade e Uniformidade

Em Tomografia Computorizada, a uniformidade dos números de TC através de todo o campo de visão (FOV – Field of View) da aquisição tomográfica, representa uma indicação da qualidade da aquisição. Esta uniformidade refere-se aos valores dos pixéis, na imagem reconstruída, que devem ser constantes em qualquer ponto da imagem adquirida num fantoma (Kalender, 2005).

A linearidade é um requisito geral esperado por qualquer sistema de forma a garantir uma boa medição. No geral, na TC implicará, por exemplo que uma alteração na variável de entrada (coeficiente de atenuação) seja reflectida numa variação equivalente de saída (número de TC) (Kalender, 2005).

Avaliação de dose

A introdução de procedimentos intensivos de aquisição de imagem para técnicas elaboradas de Radioterapia e para a IGRT obriga a que as doses, quer terapêutica, quer a que resulta da obtenção de imagens, sejam avaliadas de forma equilibrada, especialmente quando se pretendem aplicar protocolos diários, ou muito frequentes, de aquisição de imagens de verificação.

Imagem

As imagens habitualmente utilizadas em Radioterapia podem ser imagens planares ou volumétricas e qualquer destas tipologias, de acordo com os equipamentos disponíveis, podem ser adquiridas com a utilização de feixes de alta energia (MeV) ou baixa energia (KeV). A imagem planar obtida a partir da utilização de altas energias tem um comportamento, ao nível da deposição de dose no paciente, igual à que é administrada pelos campos que constituem o plano de tratamento em Radioterapia, pelo que a estimativa de contribuição de dose resultante da aquisição destas imagens pode ser simulada no sistema de planeamento onde é elaborado o plano de tratamento do doente (Khan, 2003).

No caso das imagens obtidas com baixas energias, o seu comportamento, no que se refere à sua contribuição de dose para o doente, tem de ser demonstrado através da realização de ensaios para a medição da respectiva dose.

A imagem planar apresenta maior valor de dose na superfície da pele próxima da fonte e diminui progressivamente à medida que atravessa o corpo até ao detector de imagem (AAPM, 2007).

Na imagem volumétrica, que é a base da Tomografia Computorizada, a dose é distribuída quase uniformemente através do volume, de modo a produzir imagens tridimensionais de qualidade uniforme. Com a realização deste tipo de imagens, obtém-se um valor de dose acrescido para o paciente, distribuído de acordo com a região anatómica visualizada, além do tempo de aquisição e processamento de imagem elevado (AAPM, 2007).

ConeBeam CT

A TC permitiu a exploração do interior do corpo humano, corte a corte, tornando-se um equipamento muito útil no diagnóstico de tumores, traumatismos e outras aplicações clínicas.

Acoplados ao Acelerador Linear, os sistemas de Tomografia Computorizada de feixe cónico (*ConeBeam Computed Tomography - CBCT*) permitiram a visualização de cortes tomográficos dos pacientes no momento do tratamento. Nos sistemas CBCT o feixe de raios X possui uma geometria cónica entre a fonte e o detector, ao contrário da geometria do feixe na TC convencional, que apresenta o formato de leque (*fan-beam*). A aquisição de imagem da CBCT ocorre apenas durante uma rotação da *gantry*, enquanto que na TC convencional ocorre a rotação e translação da *gantry* (Guerrero, 2006; www.conebeam.com).

O sistema de emissão é composto por uma fonte de radiação X, um sistema de filtração da fonte para o feixe primário com filtragem de compensação e colimação, que produz a forma cónica do feixe. O sistema de detecção é composto por um sistema de detecção planar (*Flat Panel Detector, FPD*) que pode ser de silício amorfo ou iodeto de cério, dependendo do equipamento e fabricante, e permite a conversão directa da energia da radiação X num sinal com elevada resolução espacial (Liang, 2009; Cowen, 2008).

A obtenção de imagens é realizada pela rotação do sistema de aquisição de imagem do Acelerador Linear até cerca de 360° para 660 frames / projecções com uma selecção de parâmetros na consola de 125KV, 80mA e 25ms para o AL Varian®

Trilogy™. Existem dois modos de aquisição de imagem, o modo “*full fan*” e o modo “*half fan*”. O modo “*full fan*” é utilizado para regiões anatómicas de menores dimensões, como a cabeça e pescoço, onde o centro do detector de KV é alinhado com o isocentro no plano longitudinal – lateral e 50cm afastado do isocentro da direcção vertical, com uma reconstrução volumétrica de FOV de 25,6cm em diâmetro e 16 de comprimento. O modo “*half fan*” é utilizado quando se pretende um FOV no plano transversal superior a 25,6cm (Chan, 2011).

Energia

Na actualidade os equipamentos utilizados em Radioterapia permitem a obtenção de imagens com diferentes tipos de energia e com a aplicação de protocolos de verificação durante a realização do tratamento. As aplicações médicas da radiação utilizam fótons no intervalo de energia que vai de alguns KeV a alguns MeV. No radiodiagnóstico utilizam-se, geralmente, fótons de energia inferior a 150 KeV e superior a 15 KeV acelerados em ampolas de raios X e pretende-se obter informação médica depositando um valor muito baixo de radiação no meio biológico. No entanto, na Radioterapia são utilizados fótons com energias de alguns MeV, produzidos em aceleradores lineares, e onde ocorre a transferência de grande parte da energia no local apropriado (Lima, 2005; Khan, 2003).

A dose proveniente das imagens com energias de MeV quando é administrada com recurso a Aceleradores Lineares é usualmente quantificada em Unidades de Monitor (UM) ou cGy de dose absorvida (AAPM, 2007).

As Unidades de Monitor são unidades mínimas de funcionamento de um Acelerador Linear em Radioterapia e representam a dose que se pretende administrar. São calibradas de modo a que, na condição de referência 1UM corresponda a 1cGy, condição que é definida para cada energia e com parâmetros standardizados (distância foco superfície de 100cm à profundidade a que ocorre o *dmáx* para um campo de 10x10cm) e definidos segundo Protocolos Internacionais (Levitt, 1999).

Em energias de diagnóstico o alcance de electrões secundários é curto pelo que o *Kerma* e a dose absorvida são aproximadamente os mesmos. Nos tecidos moles e superficiais o factor de conversão dos tecidos para kerma no ar é próximo de um permitindo a utilização de *kerma* no ar na estimativa de risco biológico de exposições a fótons de energias com keV. Deste modo, para avaliar a dose em imagens planares com energias de keV através da dose recebida na entrada da pele podemos recorrer

ao *Kerma* no ar, em mGy, uma vez que a radiação recebida à superfície da pele não apresenta retrodispersão (AAPM, 2007).

Devido às energias utilizadas na tomografia, a dispersão de Compton é a principal interacção que ocorre entre a radiação e o material biológico, sendo responsável pela maioria da contribuição de dose absorvida pelo paciente. Com este fenómeno, a aquisição de imagens de TC implica uma dose considerável absorvida pelos tecidos adjacentes ao corte e que não provém do feixe primário.

De modo a calcular a dose resultante de múltiplos cortes ou de um volume estimado, surge o conceito de MSAD (*multiple scan average dose*), que é uma medida da dose média absorvida na zona irradiada pelo paciente após uma série de cortes para obter as imagens tomográficas. Para medir a MSAD seria necessário colocar um medidor de dose em cada corte, fazer uma série de *scans* e adicionar as doses medidas em cada corte (Lima, 2005). Em vez do MSAD recorre-se ao conceito do índice de dose da Tomografia Computorizada, ou CTDI (*Computed tomography dose index*), que constitui uma aproximação da MSAD quando os cortes considerados são contíguos (SEFM, 2005).

CTDI

A utilização do valor de CTDI permite ao operador uma informação sobre a dose no paciente em condições específicas de operação, permitindo programar a série de cortes e a comparação de equipamentos. O CTDI pode ser especificado em diversas condições (ar, fantoma de cabeça, fantoma de corpo ou diferentes comprimentos de interacção), de acordo com as condições de medição (Lima, 2005).

O CTDI define-se como o integral do perfil de dose referente a um único corte e estendido a todo o comprimento, dividido pela espessura nominal do corte.

Como só é possível medir o perfil de dose num intervalo finito, foram propostas várias definições práticas que permitem uma aproximação à anterior definição, segundo a longitude de integração escolhida (SEFM, 2005).

Actualmente, o cálculo do CTDI é feito a partir da ponderação de medidas efectuadas no isocentro, $CTDI_C$, e medidas efectuadas na periferia, $CTDI_P$, obtendo-se assim um $CTDI_W$ ponderado, dado pela expressão: $CTDI_{100,W} = \frac{1}{3} CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} CTDI_{100,P}$ (SEFM, 2005).

As medidas para o cálculo do CTDI são efectuadas em fantasmas, que podem ser de diferentes materiais e dimensões, como por exemplo o fantoma de cabeça é cilíndrico

com 16 cm de diâmetro e o do torso é igualmente cilíndrico mas de 32 cm de diâmetro. Estes fantasmas apresentam furos longitudinais no centro e periferia, distanciados a 1cm da superfície, e que devem estar tapados com tubos do mesmo material sempre que a câmara de ionização está inserida num dos furos (Lima, 2005; SEFM, 2005).

2.1.3. Dosímetros de Radiação

As radiações ionizantes por si só não podem ser medidas directamente, a detecção de radiação pode ser realizada através da interacção da radiação com um meio sensível, através da utilização de dosímetros de radiação (AAPM, 1994).

Os dosímetros de radiação são dispositivos que medem ou avaliam, directa ou indirectamente a quantidade de radiação presente em determinado meio, através de dispositivos sensíveis à radiação ionizante. A integração do detector com um sistema de leitura, como um electrómetro ou amperímetro, tem a denominação de dosímetro Tauhata, 2003).

Em Radioterapia as câmaras de ionização são utilizadas para determinar a dose de radiação e apresentam-se como dispositivos de eleição nas leituras de dose, apresentando maior sensibilidade e precisão. As câmaras de ionização possuem um eléctrodo central rodeado por uma quantidade de ar conhecida que é limitada por um material que se comporta de forma equivalente ao ar, habitualmente grafite ou outro semelhante. A espessura da sua parede é definida para que todos os electrões que nela são produzidos, a partir da incidência primária do feixe de radiação sejam colectados pelo eléctrodo central. A estrutura é suportada por um material que permite o fácil manuseamento e transferência de informação para o sistema de leitura de carga. No eléctrodo central ocorre a captação de todas as cargas que se formam no volume activo da câmara durante a exposição ao um feixe (IAEA, 2000; IAEA, 2005).

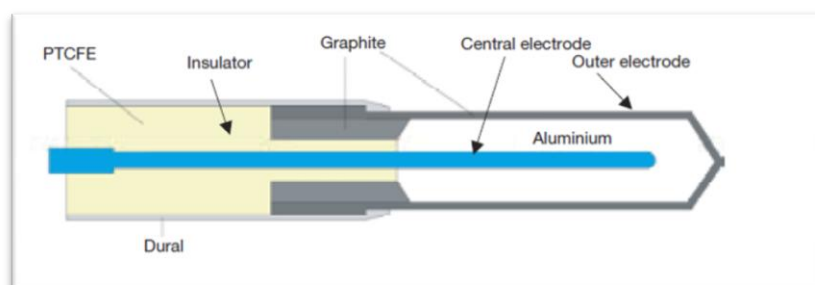


Figura 2 - Câmara de Ionização (IAEA, 2005)

As câmaras de ionização podem ser do tipo de câmara cilíndrica, permitindo leituras de dose para feixes em diferentes incidências, ou do tipo de câmara plana de placas paralelas, com estrutura circular e permitindo a leitura de dose apenas para feixes perpendiculares à sua superfície. Actualmente, a nível comercial, estão disponíveis em vários tamanhos, formas e sensibilidades à radiação, bem como, uma vasta gama de energias. Apresentam sensibilidade a fótons, partículas carregadas e a neutrões (IAEA, 2005).

2.1.4. Sistema de Planeamento de Tratamento

As técnicas actuais de Radioterapia não poderiam ser desenvolvidas sem a utilização de sistemas de cálculo complexos que permitem elaborar os planos de tratamento dos pacientes para os quais são prescritos tratamento com radiações (AAPM, 1997).

Antes da década de 1970, a maioria dos serviços de Radioterapia recorria a métodos de planeamento do tratamento de forma manual, onde a distribuição de dose ao longo da região de tratamento era calculada apenas pela geometria da superfície do paciente. Contudo, com o desenvolvimento da TC e a melhoria dos sistemas computacionais, o planeamento do tratamento passou a ser realizado segundo distribuições de dose directamente sobrepostas em imagens anatómicas do paciente e o cálculo de dose feito essencialmente por sistemas de planeamento de tratamento (*Treatment Planning System, TPS*) computadorizados, que não são mais que sistemas informáticos de elevada capacidade de cálculo que recorrendo a algoritmos permitem a simulação da interacção dos feixes de radiação disponíveis com a informação anatómica fornecida. O TPS possibilita a introdução de dados e referências anatómicas do paciente de modo a facilitar a selecção da configuração do feixe e cálculo de distribuição de dose, de acordo com a forma do volume alvo, reproduzindo a distribuição de dose que o doente receberá durante o tratamento (IAEA, 2005; Khan, 1998).

Na actualidade, a instalação do TPS ocorre de forma integrada em redes informáticas de dados e imagens complexas que devem garantir eficiência na sua utilização. Também devido aos requisitos das técnicas actuais de tratamento e do seu controlo, estes sistemas passaram a fornecer dados essenciais nas práticas actuais de elaboração, aceitação e controlo dos tratamentos prescritos. Para cada incidência que compõe o plano de tratamento passaram a ser criadas imagens de referência. Estas imagens, com o nome de DRR (*Digital Radiograph Reconstructed*), são digitalmente

reconstruídas a partir da informação da TC onde é desenvolvido o plano de tratamento e têm como objectivo primário a verificação periódica da localização de cada campo de tratamento. O TPS disponibiliza, também, gráficos que relacionam o volume das várias estruturas de interesse com a dose que lhes é administrada, como os Histogramas de Dose/Volume (DVH). Todas estas ferramentas, além de aumentarem a possibilidade de controlo dos tratamentos efectuados, permitem a definição de critérios de aceitabilidade e podem ser partilhados sem influência directa e subjectiva de quem elabora e analisa os planos de tratamento (IAEA, 2005).

III – MATERIAIS E MÉTODOS

Para efectuar a análise dos parâmetros de qualidade de imagem das imagens de verificação em Radioterapia, quando aplicada a tumores de cabeça e pescoço, existem vários pontos que foram realizados, nomeadamente para a análise de dose dos diferentes métodos de imagem (portal, planar com kV e CBCT com kV) e para a avaliação da qualidade das imagens planar e CBCT obtidas.

A análise dos valores de dose pelos diferentes métodos de imagem foi efectuada inicialmente no Sistema de Planeamento avaliando a dose total que é administrada ao paciente no Volume Alvo e Espinal Medula. A dose proveniente das imagens portais foi avaliada a partir de simulações realizadas no Sistema de Planeamento com a contabilização das unidades de monitor utilizadas para a obtenção destas imagens ao longo de todo o tratamento. A análise da dose administrada quando são obtidas imagens planares ou CBCT com recurso a baixas energias, foi realizada a partir de medições de dose absoluta em fantoma apropriado com câmara de ionização. Para os valores de dose obtidos para os métodos de aquisição de imagem que possam significar um aumento significativo das doses administradas às estruturas consideradas, serão aplicados dois protocolos de aquisição: aquisição diária durante todas as sessões do tratamento e aquisição a cada cinco fracções de tratamento, sendo este último protocolo utilizado em vários Departamentos de Radioterapia, entre eles o Serviço considerado para a aquisição dos dados. Para os métodos de aquisição de imagem para verificação de tratamentos que, com uma aplicação diária, não signifique uma alteração das doses administradas aos volumes considerados, será analisado apenas esse protocolo de utilização de imagens de verificação.

A análise dos critérios de qualidade das várias modalidades de imagem foi efectuada pela realização de testes de avaliação de resolução espacial, resolução de baixo contraste, calibração dos valores de unidades de *Hounsfield* e linearidade, já que são os critérios mais significativos que permitem caracterizar a imagem radiológica.

3.1. Materiais

Para a realização das actividades propostas na elaboração deste trabalho foi necessário recorrer a diversos materiais e equipamentos que permitissem a avaliação da dose proveniente dos procedimentos de aquisição de imagem utilizada para a verificação do posicionamento dos doentes, bem como dos parâmetros de qualidade de imagem que as caracterizam.

3.1.1. Aparelho Produtor de Radiação

De modo a obtermos as imagens de verificação portal recorreremos ao Acelerador Linear modelo *Clinac 23EX Trilogy™*, da *Varian®*, instalado no Serviço de Radioterapia do Centro Oncológico Dr^a Natália Chaves (CODNC). Este equipamento possui dois feixes de energia de fotões, 6MeV e 15MeV, que podem ser utilizados com taxas de dose de 100UM/min a 600UM/min para uma dimensão de campo máximo de 40x40cm. Possibilita também, para um campo máximo de 20x20cm, a irradiação com energia de 6MV com a taxa de dose de 1000UM/min. Além dos feixes de fotões, possui seis energias diferentes de electrões numa gama de 4MeV a 18MeV.

O Acelerador Linear integra, ainda sistemas como o OBI (On-Board Imager®) e o RPM (Real-time Position Management™) Gating:

1. O OBI é um sistema de aquisição de imagens com baixas energias (kV) que permite que sejam adquiridas imagens planares ou volumétricas dos volumes e regiões de interesse, de modo a serem registadas com imagens de referência, para a correcta localização de volumes alvo. Este sistema é composto por dois braços robóticos integrados na *gantry* do acelerador cujo eixo se encontra de forma perpendicular ao eixo do feixe de radiação de megavoltagem. A fonte de radiação X encontra-se num dos braços da *gantry* e no outro braço encontra-se instalado um detector de radiação e parte eléctrica inerente ao processamento.
2. O *RPM Gating* é um sistema de controlo respiratório que permite que o feixe de radiação seja interrompido sempre que o dispositivo de localização se encontre fora da janela de localização permitida, sendo que para isso é utilizado uma câmara de infravermelhos para a detecção de marcas que se colocam externamente ao doente, mas que se deslocam solidariamente com o seu movimento de respiração.

O Acelerador Linear *Trilogy™* da *Varian®* integra também o *Portal Vision™* (PV), que pode ser igualmente considerado como opção nos Aceleradores Lineares standard. O *Portal Vision™* é o sistema de aquisição de imagem com energia de megavoltagem, cujo detector é composto por tecnologia com silício amorfo, e é utilizado para assegurar a obtenção de imagens que podem ser utilizadas para verificação de tratamento ou procedimentos de Controlo de Qualidade.

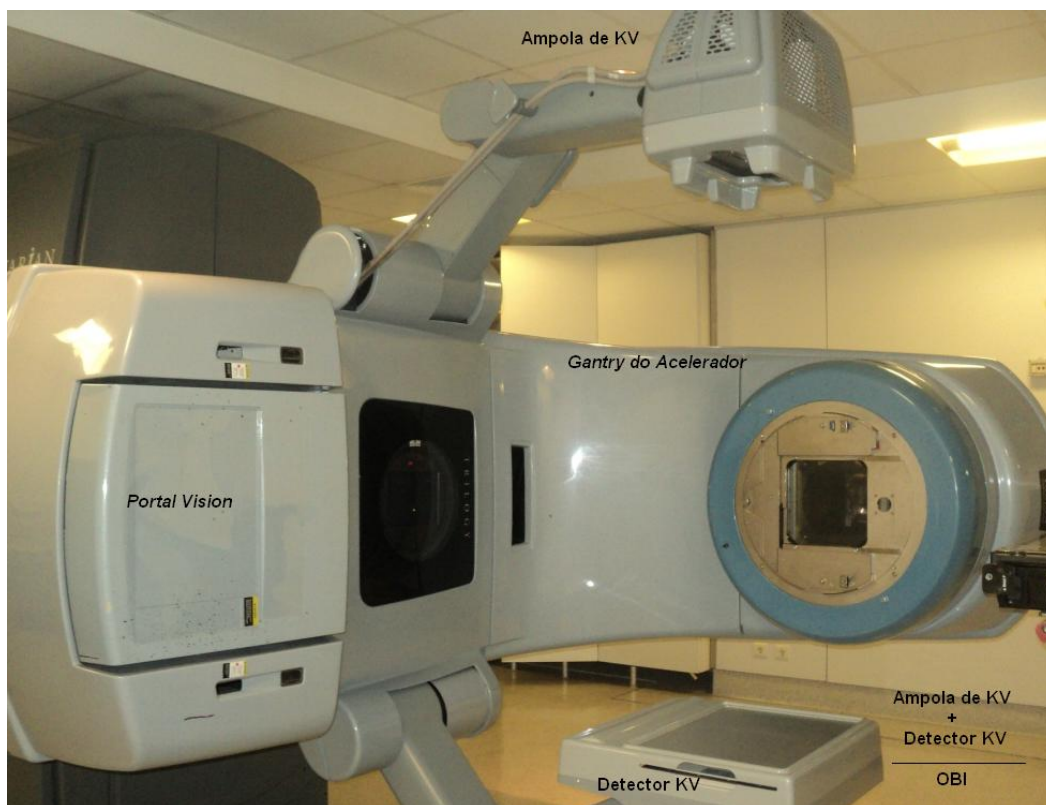


Figura 3 - Acelerador Linear Trilogy™ presente no Centro Oncológico Dr.^a Natália Chaves (cortesia do Centro Oncológico)

3.1.2. Sistema de Planeamento de Tratamento

Para a análise do tratamento prescrito e análise da contribuição da dose das imagens portais (através do *Portal Vision*™) foi utilizado o sistema de elaboração de planimetrias Eclipse® da Varian® que se encontra integrado com a Rede de Dados e Imagens Ária®, igualmente da Varian®. Para o cálculo de dose tem disponível o algoritmo *Pencil Beam*, configurado de acordo com as especificações fornecidas pelo fabricante e com os dados que caracterizam os feixes das várias energias do acelerador linear considerado.

3.1.3. Fantomas

Para a realização das medições foram utilizados quatro fantomas com objectivos diferentes:

Fantoma para avaliação de CTDI (*Computed Tomography dose index*)

A medição de dose no meio quando se adquirem imagens volumétricas com energias de kilovoltagem baseia-se na obtenção do valor de CTDI que resulta da medida de dose em vários locais de um meio de dispersão, o fantoma de CTDI. O fantoma utilizado na medição da dose era de PMMA (polimetacrilato) e forma cilíndrica com orifícios em localizações diversas onde a câmara de ionização tipo “*pencil*” é inserida de forma a ficar paralela ao eixo do fantoma. O diâmetro do fantoma varia de acordo com a região do corpo a estudar, tendo o diâmetro de 16 cm em aquisições realizadas à cabeça, utilizado neste projecto, e o diâmetro de 32 cm quando se pretendem verificações de dose em aquisições realizadas ao tronco.



Figura 4 - Fantoma para avaliação de CTDI

Fantoma *Catphan*®

A verificação da qualidade de imagem, como a resolução espacial, a resolução de baixo contraste, a linearidade, unidades de *Hounsfield* e espessura de corte, recorre a um fantoma *Catphan*®. Este fantoma é concebido de modo a que se consiga verificar de forma independente alguns parâmetros de qualidade de imagem em diferentes secções.

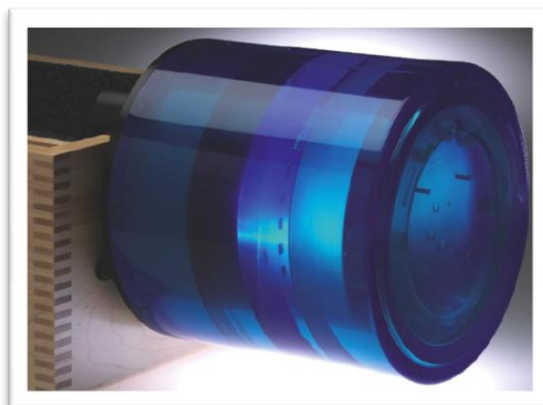


Figura 5 - Fantoma Catphan®

Fantoma de Placas de material sólido de densidade equivalente a água

O fantoma de placas de material sólido de densidade equivalente à água simula a absorção de radiação e as suas propriedades de difusão nos meios biológicos. Composto por várias placas que apresentam espessura de 1cm, dimensão de 30x30cm e têm o objectivo de realizar as calibrações necessárias, medições de valores de dose e obtenção de planos bidimensionais de dose.

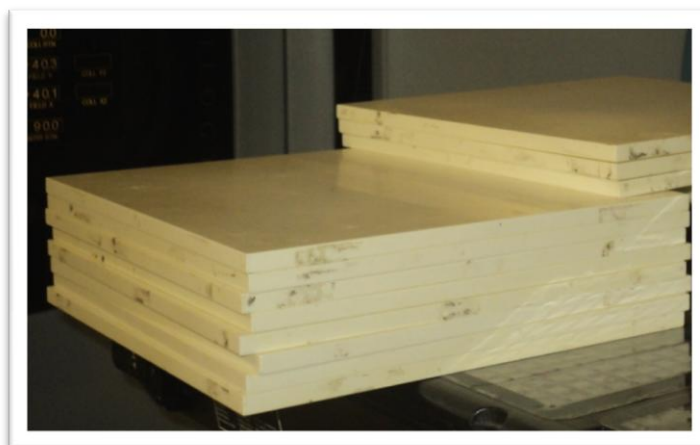


Figura 6 - Fantoma de placas de material sólido de densidade equivalente à água

Fantoma *Leeds Test Objects*

O fantoma que permite a análise da qualidade de imagem planar é o fantoma *Leeds Test Objects*. Este fantoma permite que se verifique a consistência do desempenho da qualidade de imagem dos sistemas de imagem a partir da análise do contraste de

acordo com Teste de Obtenção do Índice de Limiar de Detecção (TCDD – *Threshold Contrast Detail Detectability*).

O fantoma é um disco circular com 250 mm de diâmetro e 10 mm de espessura e é constituído por 144 detalhes circulares dispostos em 12 filas de contraste e com 12 diferentes diâmetros que variam ao longo de cada fila, como se pode observar na tabela 3.1.

Referência	A	B	C	D	E	F	G	H	J	K	L	M
Diâmetro (mm)	11,1	8,0	5,6	4,0	2,8	2,0	1,4	1,0	0,7	0,5	0,35	0,25

Tabela 3.1 – Valores de diâmetro dos detalhes circulares e respectiva letra (*Instruction Manual*)

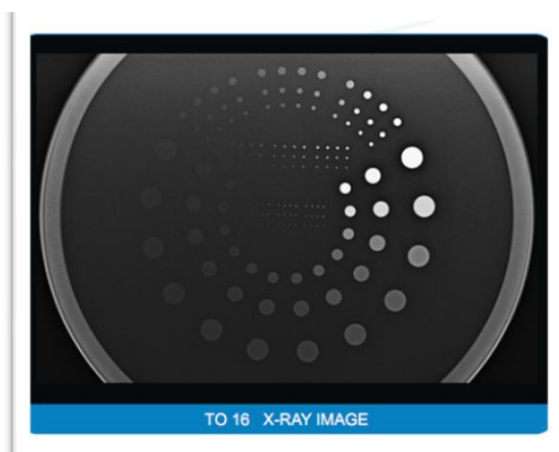


Figura 7 - Fantoma Leeds Test Objects TO 16 (www.leadstestobjects.com)

3.1.4. Sistemas de Verificação Dosimétrica

Sistema Ionométrico

A medição de dose em imagens planares com energias kV é conseguida com recurso a uma câmara de ionização flexível *Radcal®* modelo 10x5-6 com volume de 6cm³ que se encontrava associada a um electrómetro *Radcal® Accu-Pro™* modelo 9096 e permite obter as leituras de dose pretendidas.

A medição de dose a partir do CTDI, além do fantoma, necessita da utilização de uma câmara de ionização *Radcal*® tipo “*pencil*” modelo 10x6-3CT de 3cm³ de volume associada com o respectivo electrómetro. Esta câmara de ionização possui 10cm de comprimento e o diâmetro adaptado aos orifícios do fantoma de dispersão para avaliação do CTDI.

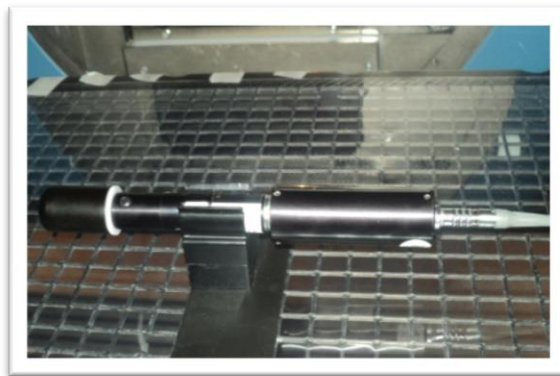


Figura 8 - Câmara de Ionização Radcal® modelo 10x5-6

3.2. Métodos

Para a análise da contribuição de dose proveniente das imagens de verificação foi seleccionada uma amostra de indivíduos com tumor primário de cabeça e pescoço, de localização variável, e que realizaram tratamentos de Radioterapia, no Centro Oncológico Dr^a Natália Chaves durante o ano de 2011. Como critério de inclusão todos os pacientes realizaram tratamento composto por 3 fases com uma dose total de 70Gy (50Gy na fase 1, 10Gy na fase 2 e 10Gy na fase 3).

Os valores obtidos pelas medições de dose das imagens de verificação foram posteriormente adicionados à dose prescrita no Sistema de Planeamento e as comparações foram efectuadas nesse sentido para todos os métodos de aquisição de imagem (Portal, Planar com kV e CBCT). A análise dos valores de dose obtidos para os métodos de imagem foi efectuada pela aplicação de dois protocolos de aquisição: diária e a cada cinco fracções de tratamento. Contudo em situações que os valores de dose não representassem um aumento significativo de dose para o paciente com a realização de imagens verificação de imagens de forma diária apenas foi analisado esse protocolo, excluindo-se a análise da verificação a cada cinco fracções.

A análise dos valores de dose para o Volume Alvo foi efectuada a partir do seu valor médio no Sistema de Planeamento na amostra considerada e de um intervalo resultante do valor médio com mais dois (+2) e menos dois (-2) desvio-padrão obtido

para a amostra. Esta avaliação foi considerada, já que, segundo a análise de uma curva normal, este intervalo representa 95,44% dos dados considerados, sendo que se estabeleceu que esse seria um valor a manter, para considerar que a amostra não seria alterada pelos valores de doses acrescidos pela realização de imagens de verificação. A análise dos valores obtidos para a Espinal Medula foi efectuada pela comparação com o valor de 45Gy, estabelecido como tolerância.

Para a análise da qualidade das imagens adquiridas com os referidos métodos foi utilizado o Teste de Obtenção do Índice de Limiar de Detecção, para as imagens planares com energias kV e para as imagens volumétricas foi efectuada a verificação e análise dos parâmetros de resolução espacial da imagem, resolução de baixo contraste, linearidade espacial, calibração das unidades de *Hounsfield* e espessura de corte.

3.2.1. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Portais

Para a análise da contribuição de dose das imagens portais foram inicialmente retirados do Sistema de Planeamento os valores de dose média prevista para o Volume Alvo – PTV (*Planning Treatment Volume*) e os valores de dose máxima planeados para a Espinal Medula, para cada paciente nas 3 fases de tratamento.

Seguidamente, e novamente com recurso ao Sistema de Planeamento, foi elaborado um plano com a representação dos campos de radiação correspondentes aos que são simulados para obtenção destas imagens. Foram prescritas as UM habitualmente utilizadas e realizados 2 campos de tratamento que permitem a obtenção das 2 imagens portais, ortogonais entre si.

Após a contabilização, no TPS, da dose proveniente da obtenção das imagens portais, para o Volume Alvo e para a Espinal Medula, tentou perceber-se qual a influência da realização de diferentes protocolos na obtenção destas imagens de verificação.

3.2.2. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Planares de Verificação de kilovoltagem

Para avaliação da dose em imagens planares (I.P.) com energias kV, recorreremos a uma câmara de ionização de 6cm³ de volume, ligada a um electrómetro e colocada na direcção do feixe da fonte de radiação X, dentro de um fantoma de placas de forma a simular a dose que é depositada no meio biológico. A *gantry* do Acelerador Linear foi

colocada a 90° e com o braço correspondente à fonte de radiação de kV ficasse a 0°, de modo a que o feixe de interesse ficasse perpendicular ao fantoma e câmara de ionização.

Os parâmetros técnicos seleccionados foram de acordo com o protocolo *Head*, existente no Acelerador Linear e utilizado em modo clínico para patologias de cabeça e pescoço, com as condições de 75kV, 125mA, 32ms (4mAs) e uma distância face à superfície de 100 cm.

A dose foi avaliada à superfície e em diferentes profundidades, até à profundidade de 110cm, obtidas pela colocação de placas do fantoma de material de densidade equivalente à água.

De modo a que se pudesse simular uma situação real e para efeitos de cálculos de dose, foi assumido que o Volume Alvo se encontrava à distância de 103cm, para a projecção de Antero-Posterior (AP) e a 105cm para a projecção lateral das imagens planares de verificação. A Espinal Medula foi assumida que se encontrava à distância de 110cm, para a projecção de AP e a 105cm para a projecção lateral das imagens planares de verificação com energia de kV.

De acordo com as distâncias definidas anteriormente para a localização das duas estruturas de interesse (PTV e Espinal Medula), foi somada a dose administrada para cada conjunto de imagens ortogonais.

Após a obtenção deste valor de dose estimado para a verificação de cada fracção, para o PTV e Espinal Medula, multiplicou-se pelo número total de fracções com o objectivo de determinar a contribuição total deste método de verificação para a dose total administrada.

3.2.3. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Volumétricas de Verificação de kilovoltagem (CBCT)

Na análise da dose em imagens volumétricas com CBCT foi utilizado um fantoma de medição de CTDI, com diâmetro de 16 cm correspondente a estudos de cabeça e pescoço, na extremidade da mesa e devidamente alinhado com os feixes e uma câmara de ionização tipo “*pencil*”, com 10 cm de longitudinal activa e 3cm³ de volume activo, colocada nos furos longitudinais do fantoma consoante a medição pretendida e ligada a um electrómetro. A *gantry* do Acelerador Linear foi colocada a 90° de modo a que o braço correspondente à fonte de radiação de kV ficasse a 0°. Para a espessura

do fantoma considerado (correspondente a patologias de Cabeça e Pescoço) foi utilizado o filtro *full fan*.

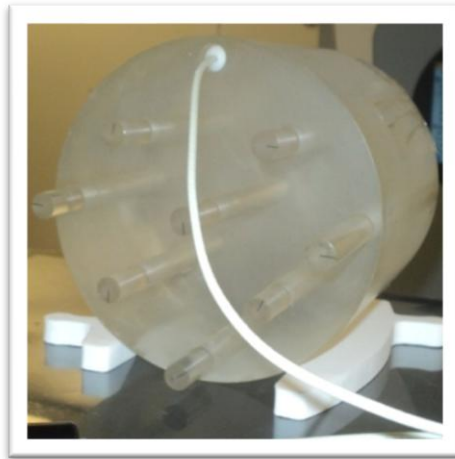


Figura 9 - Fantoma CTDI com câmara de ionização colocada na posição 2

Os parâmetros técnicos seleccionados foram de acordo com o protocolo *Head* do equipamento com as condições de 75kV, 80mA, 25ms e um FOV de 24cm. Após a selecção dos parâmetros técnicos foi adquirida uma imagem volumétrica do fantoma com a câmara de ionização colocada na posição central (posição 1) e registado o valor. De modo a que se obtenham valores médios, efectuaram-se duas medições adicionais na mesma posição. Seguidamente repetiu-se o procedimento para as restantes posições da câmara de ionização no fantoma, nomeadamente a posição 2, 3, 4 e 5.

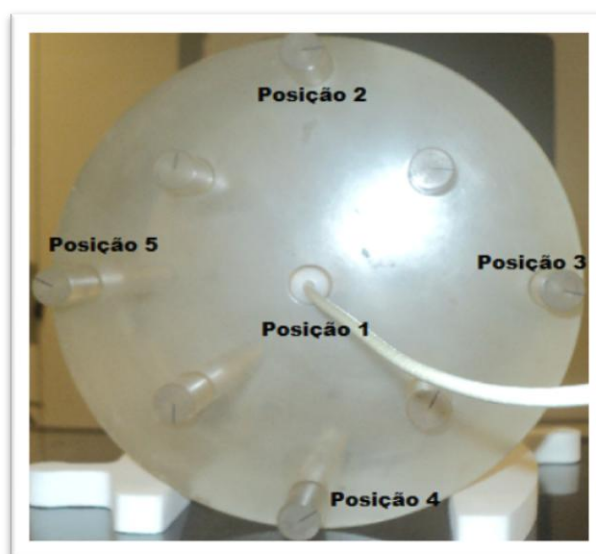


Figura 10 - Posições da câmara de ionização no fantoma

O cálculo dos valores de CTDI foi conseguido pela aplicação da equação correspondente ($CTDI = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p$) com os valores de dose obtidos nas várias posições da câmara de ionização.

Seguidamente e de modo a poder simular uma situação real e para efeitos de cálculos de dose, foi assumido que o PTV se a encontrava na posição 1 e a Espinal Medula na posição 4 do fantoma de CTDI. Com os valores obtidos pelas medições de dose em fantoma CTDI foi efectuada a média para as posições correspondentes ao PTV e Espinal Medula.

Após a obtenção dos valores de dose correspondentes adicionamos aos inicialmente obtidos no Sistema de Planeamento para o PTV e Espinal Medula.

De modo a perceber qual a influência da realização de diferentes protocolos com obtenção destas imagens foram aplicadas as mesmas hipóteses de protocolos de verificação que as imagens portais, nomeadamente, a realização de imagens CBCT nas 35 fracções que compõem o tratamento e a realização de imagens CBCT a cada 5 fracções de tratamento.

3.2.4. Análise da Qualidade de Imagem Planar

Para se avaliar a qualidade de imagem em imagens planares com energias kV, recorreremos ao Teste de Obtenção do Índice de Limiar de Detecção, através de um fantoma *Leeds Test Objects*, colocado sobre o detector na direcção do feixe da fonte de radiação X, e com um filtro de 1,5mm de cobre à saída da fonte.



Figura 11 - Fantoma Leeds Test Objects sobre o detector

Foram realizadas imagens com diferentes parâmetros para a opção *Head AP* (75kV, 200mA, 25ms: 5mAs) e *Head Lat* (75kV, 320mA, 25ms: 8mAs), ambas com foco fino e utilizadas como protocolo para patologias de cabeça e pescoço.

Depois de serem obtidas as imagens, foi efectuada a sua avaliação. Para tal, estiveram presentes 3 observadores de modo a contabilizar os detalhes presentes em cada grupo na imagem. Para melhor visualização da imagem foram desligadas as luzes e o contraste e o brilho ajustados.

O Índice de Limiar de Detecção está relacionado com a capacidade de um sistema resolver contrastes e é definido como o inverso do produto do Limiar de contraste (C_T) e a raiz quadrada da área de detalhe (A) e é dado pela expressão $Ht(A) = [Ct(A).A^{1/2}]^{-1}$.

3.2.5. Análise de Qualidade de Imagem Volumétrica

A análise da qualidade de imagem com CBCT foi realizada com recurso ao fantoma *Catphan® 504*, que foi colocado sobre a mesa de tratamento, usando a sua caixa de armazenamento como suporte, segundo as especificações de utilização. O fantoma foi devidamente alinhado, com recurso aos lasers, pelas marcas brancas existentes na sua superfície e foi colocado o filtro *full fan* à saída do feixe de radiação X.

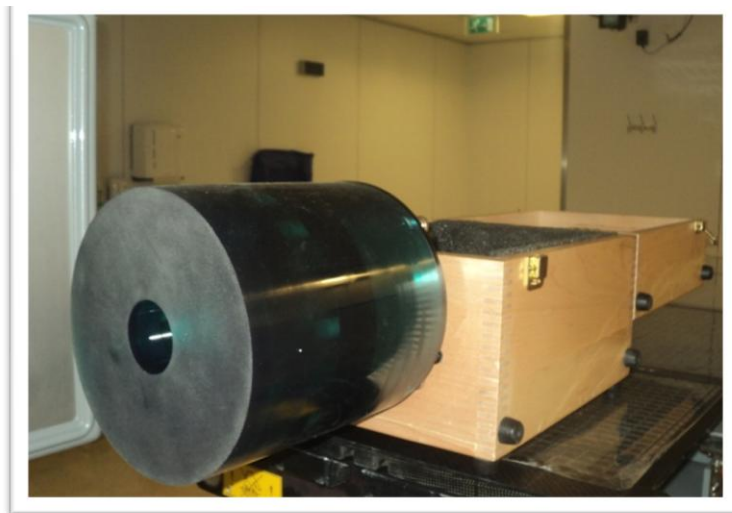


Figura 12 - Colocação do fantoma *Catphan® 504* sobre a mesa de tratamento

Seguidamente foi realizada uma aquisição volumétrica, de modo a que todo o fantoma ficasse incluído no varrimento, e com as condições técnicas de 125kV, 80mA e 25ms e uma espessura de corte de 10mm, de acordo com o protocolo *Head* no equipamento. Após a aquisição volumétrica procedeu-se à verificação e análise dos parâmetros de resolução espacial da imagem, resolução de baixo contraste, linearidade espacial, calibração das unidades de *Hounsfield* e espessura de corte de acordo com as especificações do fabricante expressas nas Instruções de Controlo de Qualidade Pós-Manutenção do equipamento de aquisição de imagem do Acelerador Linear do Serviço de Radioterapia. Para a análise de qualquer uma das imagens foram criadas condições para a sua visualização, recorrendo ao contraste, ao zoom e desligando as luzes da sala, sempre que necessário.

IV – RESULTADOS E ANÁLISE

4.1. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Portais

Os dados apresentados na Tabela 4.1 representam os valores de dose planeados para o PTV, para o qual foi prescrita a dose mais elevada (70Gy) e para a Espinal Medula, como sendo o órgão de risco mais significativo, nas 3 fases do tratamento, para cada paciente, sendo que se aceita clinicamente valores de dose máxima até 45Gy. É feita uma avaliação individual das doses administradas a cada paciente, ainda que clinicamente este valor possa ser ultrapassado, apesar de forma residual.

Pacientes	Dose média no PTV (Gy)	Dose máxima na medula (Gy)	1ª Fase		2ª Fase		3ª Fase	
			PTV	Medula	PTV	Medula	PTV	Medula
			(Gy)	(Gy)	(Gy)	(Gy)	(Gy)	(Gy)
<u>1</u>	71,68	44,97	51,36	39,40	10,32	6,05	10,00	1,88
<u>2</u>	71,59	44,19	51,30	35,34	10,21	7,65	10,09	1,49
<u>3</u>	72,24	44,35	51,74	35,45	10,35	7,09	10,45	2,13
<u>4</u>	72,55	44,70	51,97	35,92	10,49	7,23	10,08	1,81
<u>5</u>	70,79	44,56	50,67	38,37	10,05	7,66	10,07	3,07
<u>6</u>	71,31	45,29	50,85	36,37	10,21	7,24	10,24	3,60
<u>7</u>	72,09	45,08	51,83	38,04	10,25	7,12	10,01	3,18
<u>8</u>	70,75	44,87	50,77	36,82	10,11	7,12	9,88	1,87
<u>9</u>	71,57	44,80	51,35	37,09	10,10	7,77	10,13	3,06
<u>10</u>	72,21	41,65	51,51	36,52	10,40	6,25	10,30	1,21
<u>11</u>	71,52	45,24	51,34	37,81	10,17	7,25	10,00	1,16
<u>12</u>	72,23	40,25	52,02	38,83	10,14	2,62	10,08	0,94
<u>13</u>	71,85	44,98	51,14	37,24	10,51	7,72	10,21	2,53
<u>14</u>	71,38	42,24	50,91	39,61	10,29	5,89	10,18	2,91
<u>15</u>	71,89	45,06	51,49	33,14	10,24	6,69	10,16	5,45

Tabela 4.1 – Valores de dose obtidos no Sistema de Planeamento para o PTV e Espinal Medula

A análise dos resultados obtidos para PTV permite verificar que, segundo o Sistema de Planeamento, todos os pacientes da amostra possuem um valor médio de dose administrada que difere do valor prescrito para esse volume que era de 70Gy. Isto surge devido às variações de dose que ocorrem dentro desse volume, sendo que, por essa razão, se considerou o seu valor médio. Assim entendeu-se avaliar o valor médio

de todos os elementos da amostra (71,71Gy) e determinar um intervalo onde seja estabelecido como aceite os valores finais de dose administrada resultantes dos valores de dose planeados somados com os valores obtidos pelos diferentes tipos de imagem realizados. Assim, considerou-se que as doses finais acumuladas deveriam encontrar-se entre o valor médio com mais dois (+2) e menos dois (-2) desvio-padrão (2SD=1,04) obtido para a amostra e deixaria de ser aceitável se ultrapassasse esse intervalo [70,67 – 72,75]Gy e, simultaneamente comprometesse a tolerância do órgão de risco considerado.

Dos dados retirados do TPS é possível verificar que todos os pacientes se encontram dentro do intervalo estipulado para o PTV. No entanto, para a Espinal Medula já se verifica que 4 dos 15 pacientes apresenta valores acima do valor estipulado como tolerância antes da realização de qualquer método de imagem, mas que clinicamente se consideram como aceitáveis.

Seguidamente encontraram-se os valores de dose obtidos pelo plano apresentado para o PTV e para a Espinal Medula para uma fracção, em cada fase, quando se recorre à realização de imagens portais.

Pacientes	1ª Fase		2ª Fase		3ª Fase	
	PTV (Gy)	Medula (Gy)	PTV (Gy)	Medula (Gy)	PTV (Gy)	Medula (Gy)
<u>1</u>	0,031	0,030	0,029	0,028	0,030	0,030
<u>2</u>	0,033	0,030	0,032	0,029	0,030	0,027
<u>3</u>	0,022	0,030	0,020	0,028	0,028	0,029
<u>4</u>	0,030	0,028	0,030	0,029	0,031	0,029
<u>5</u>	0,028	0,027	0,025	0,029	0,029	0,027
<u>6</u>	0,021	0,027	0,021	0,027	0,028	0,028
<u>7</u>	0,027	0,028	0,027	0,029	0,031	0,033
<u>8</u>	0,032	0,030	0,032	0,030	0,030	0,030
<u>9</u>	0,032	0,031	0,033	0,033	0,030	0,029
<u>10</u>	0,031	0,029	0,031	0,028	0,030	0,029
<u>11</u>	0,029	0,027	0,030	0,028	0,028	0,026
<u>12</u>	0,024	0,028	0,030	0,022	0,030	0,022
<u>13</u>	0,028	0,029	0,028	0,029	0,032	0,030
<u>14</u>	0,012	0,028	0,013	0,028	0,030	0,026
<u>15</u>	0,021	0,026	0,019	0,014	0,023	0,028

Tabela 4.2 – Contribuição de dose das Imagens Portais MV nas diferentes fases no PTV e Espinal Medula

Após a contabilização, no TPS, da dose proveniente da realização das imagens portais, para o Volume Alvo e para a Espinal Medula e, de modo a tentar perceber-se qual a influência da realização de diferentes protocolos na obtenção de imagens de verificação, aplicaram-se as hipóteses de protocolos de verificação:

Opção 1: São efectuadas imagens portais a cada cinco fracções de tratamento:

- 5 Fracções na primeira fase de tratamento;
- 1 Fracção na segunda fase de tratamento;
- 1 Fracção na terceira fase de tratamento.

A tabela seguinte apresenta os valores obtidos com a aplicação do protocolo de verificação 1 com imagens portais, onde são efectuadas imagens a cada 5 fracções, para o Volume Alvo.

Pacientes	1ª Fase	2ª Fase	3ª Fase	Total		
	Dose no PTV – 1 Fracção (Gy)	Dose no PTV – 5 Fracções (Gy)	Dose no PTV – 1 Fracção (Gy)	Dose no PTV – 1 Fracção (Gy)	Dose média no PTV (Gy)	Dose no PTV – 7 Fracções (Gy)
<u>1</u>	0,031	0,155	0,029	0,030	71,68	71,89
<u>2</u>	0,033	0,165	0,032	0,030	71,59	71,82
<u>3</u>	0,022	0,110	0,020	0,028	72,24	72,40
<u>4</u>	0,030	0,150	0,030	0,031	72,55	72,76
<u>5</u>	0,028	0,140	0,025	0,029	70,79	70,98
<u>6</u>	0,021	0,105	0,021	0,028	71,31	71,46
<u>7</u>	0,027	0,135	0,027	0,031	72,09	72,28
<u>8</u>	0,032	0,160	0,032	0,030	70,75	70,97
<u>9</u>	0,032	0,160	0,033	0,030	71,57	71,79
<u>10</u>	0,031	0,155	0,031	0,030	72,21	72,43
<u>11</u>	0,029	0,145	0,030	0,028	71,52	71,72
<u>12</u>	0,024	0,120	0,030	0,030	72,23	72,41
<u>13</u>	0,028	0,140	0,028	0,032	71,85	72,05
<u>14</u>	0,012	0,060	0,013	0,030	71,38	71,48
<u>15</u>	0,021	0,105	0,019	0,023	71,89	72,04

Tabela 4.3 – Valores de Dose para o PTV com Imagens Portais a cada 5 fracções de tratamento

A tabela abaixo apresenta os valores obtidos com a aplicação do protocolo de verificação 1 com imagens portais, onde são efectuadas imagens a cada 5 fracções, para a Espinal Medula.

Pacientes	1ª Fase	2ª Fase	3ª Fase	Total	
	Dose na Medula – 1 Fracção (Gy)	Dose na Medula – 5 Fracções (Gy)	Dose na Medula – 1 Fracção (Gy)	Dose média na Medula (Gy)	Dose na Medula – 7 Fracções (Gy)
<u>1</u>	0,030	0,150	0,028	44,97	45,18
<u>2</u>	0,030	0,150	0,029	44,19	44,40
<u>3</u>	0,030	0,150	0,028	44,35	44,56
<u>4</u>	0,028	0,140	0,029	44,70	44,90
<u>5</u>	0,027	0,135	0,029	44,56	44,75
<u>6</u>	0,027	0,135	0,027	45,29	45,48
<u>7</u>	0,028	0,140	0,029	45,08	45,28
<u>8</u>	0,030	0,150	0,030	44,87	45,08
<u>9</u>	0,031	0,155	0,033	44,80	45,02
<u>10</u>	0,029	0,145	0,028	41,65	41,85
<u>11</u>	0,027	0,135	0,028	45,24	45,43
<u>12</u>	0,028	0,140	0,022	40,25	40,44
<u>13</u>	0,029	0,145	0,029	44,98	45,18
<u>14</u>	0,028	0,140	0,028	42,24	42,43
<u>15</u>	0,026	0,130	0,014	45,06	45,23

Tabela 4.4 – Valores de Dose para a Espinal Medula com Imagens Portais a cada 5 fracções de tratamento

A tabela anterior para análise dos valores de dose para o PTV com imagens portais a cada 5 fracções de tratamento é possível verificar que apenas um paciente (caso 4) apresenta valor acima do intervalo estipulado, contudo o valor obtido para a Espinal Medula encontra-se abaixo do valor de tolerância, como observado na tabela 4.4.

No entanto, para a Espinal Medula já é possível observar que 8 dos pacientes apresentam valores de dose acima do valor de tolerância.

Opção 2: São efectuadas imagens portais nas 35 fracções que compõem o tratamento:

- 25 Fracções na primeira fase de tratamento;
- 5 Fracções na segunda fase de tratamento;
- 5 Fracções na terceira fase de tratamento.

A tabela seguinte apresenta os valores obtidos com a aplicação do protocolo de verificação 2, onde são efectuadas imagens portais em todas as fracções, para o Volume Alvo.

Pacientes	1ª Fase		2ª Fase		3ª Fase		Total	
	Dose no PTV – 1 Fracção (Gy)	Dose no PTV – 25 Fracções (Gy)	Dose no PTV – 1 Fracção (Gy)	Dose no PTV – 5 Fracções (Gy)	Dose no PTV – 1 Fracção (Gy)	Dose no PTV – 5 Fracções (Gy)	Dose média no PTV (Gy)	Dose no PTV – 35 Fracções (Gy)
<u>1</u>	0,031	0,775	0,029	0,145	0,030	0,150	71,68	72,75
<u>2</u>	0,033	0,825	0,032	0,160	0,030	0,150	71,59	72,73
<u>3</u>	0,022	0,550	0,020	0,100	0,028	0,140	72,24	73,03
<u>4</u>	0,030	0,750	0,030	0,150	0,031	0,155	72,55	73,61
<u>5</u>	0,028	0,700	0,025	0,125	0,029	0,145	70,79	71,76
<u>6</u>	0,021	0,525	0,021	0,105	0,028	0,140	71,31	72,08
<u>7</u>	0,027	0,675	0,027	0,135	0,031	0,155	72,09	73,06
<u>8</u>	0,032	0,800	0,032	0,160	0,030	0,150	70,75	71,86
<u>9</u>	0,032	0,800	0,033	0,165	0,030	0,150	71,57	72,69
<u>10</u>	0,031	0,775	0,031	0,155	0,030	0,150	72,21	73,29
<u>11</u>	0,029	0,725	0,030	0,150	0,028	0,140	71,52	72,54
<u>12</u>	0,024	0,600	0,030	0,150	0,030	0,150	72,23	73,13
<u>13</u>	0,028	0,700	0,028	0,140	0,032	0,160	71,85	72,85
<u>14</u>	0,012	0,300	0,013	0,065	0,030	0,150	71,38	71,90
<u>15</u>	0,021	0,525	0,019	0,095	0,023	0,115	71,89	72,63

Tabela 4.5 – Valores de Dose para o PTV com Imagens Portais em todas as fracções de tratamento

A tabela seguinte apresenta os valores obtidos com a aplicação do protocolo de verificação 2, onde são efectuadas imagens portais em todas as fracções, para a Espinal Medula.

Pacientes	1ª Fase		2ª Fase		3ª Fase		Total	
	Dose na Medula – 1 Fracção (Gy)	Dose na Medula – 25 Fracções (Gy)	Dose na Medula – 1 Fracção (Gy)	Dose na Medula – 5 Fracções (Gy)	Dose na Medula – 1 Fracção (Gy)	Dose na Medula – 5 Fracções (Gy)	Dose média na Medula (Gy)	Dose na Medula – 35 Fracções (Gy)
<u>1</u>	0,030	0,750	0,028	0,140	0,030	0,150	44,97	45,89
<u>2</u>	0,030	0,750	0,029	0,145	0,027	0,135	44,19	45,11
<u>3</u>	0,030	0,750	0,028	0,140	0,029	0,145	44,35	45,27
<u>4</u>	0,028	0,700	0,029	0,145	0,029	0,145	44,70	45,57
<u>5</u>	0,027	0,675	0,029	0,145	0,027	0,135	44,56	45,41
<u>6</u>	0,027	0,675	0,027	0,135	0,028	0,140	45,29	46,13
<u>7</u>	0,028	0,700	0,029	0,145	0,033	0,165	45,08	45,96
<u>8</u>	0,030	0,750	0,030	0,150	0,030	0,150	44,87	45,80
<u>9</u>	0,031	0,775	0,033	0,165	0,029	0,145	44,80	45,77
<u>10</u>	0,029	0,725	0,028	0,140	0,029	0,130	41,65	42,54
<u>11</u>	0,027	0,675	0,028	0,140	0,026	0,110	45,24	46,08
<u>12</u>	0,028	0,700	0,022	0,110	0,022	0,145	40,25	41,10
<u>13</u>	0,029	0,725	0,029	0,145	0,030	0,150	44,98	45,88
<u>14</u>	0,028	0,700	0,028	0,140	0,026	0,130	42,24	43,11
<u>15</u>	0,026	0,650	0,014	0,070	0,028	0,140	45,06	45,81

Tabela 4.6 – Valores de Dose para a Espinal Medula com Imagens Portais em todas as fracções de tratamento

A tabela 4.5 permite verificar que a utilização de imagens portais em todas as fracções do tratamento aumenta significativamente os valores de dose para o PTV onde 7 dos pacientes apresenta já valores acima do intervalo estipulado e para a Espinal Medula, onde 12 dos 15 pacientes apresenta valores acima de 45Gy, como se pode observar na Tabela 4.6.

De acordo com os resultados obtidos é possível afirmar que a utilização diária de imagens portais representa um aumento de dose médio para cada paciente da amostra considerada, relativamente ao que foi planeado pelo TPS, de cerca de 0,948Gy para o Volume Alvo e cerca de 0,991Gy para a Espinal Medula, enquanto que a verificação a cada 5 fracções de tratamento representa um aumento de dose médio para o paciente da amostra analisada, relativamente ao que foi planeado pelo TPS, de cerca 0,189Gy para o Volume Alvo e cerca de 0,198Gy para a Espinal Medula (Tabela 4.7).

	Dose no Volume Alvo (Gy)	Dose na Medula (Gy)
7 Fracções	0,189	0,198
35 Fracções	0,948	0,991

Tabela 4.7 – Valores médios de Dose acrescida por Paciente, com realização de Imagens Portais, para 7 e 35 Fracções.

De seguida é apresentada graficamente a comparação entre os dados planeados no Sistema de Planeamento, intervalo estipulado e valores obtidos para o Volume Alvo e Espinal Medula com a aquisição de imagens portais com os 2 protocolos aplicados.

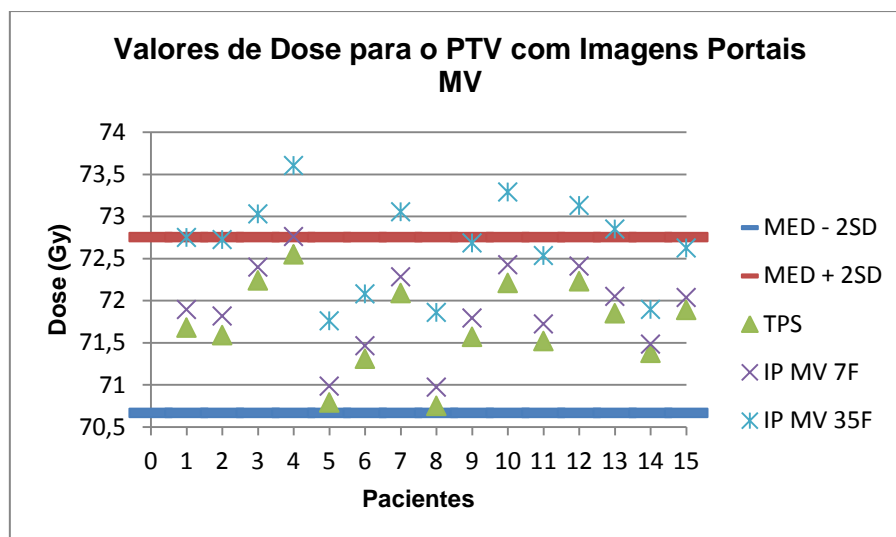


Figura 13 - Gráfico de análise das Imagens Portais para o PTV

De acordo o gráfico apresentado e, tal como referido anteriormente, os valores finais de dose obtidos para o Volume Alvo, são claramente ultrapassados (face ao valor inicialmente previsto pelo TPS) quando se obtém imagens em todas as sessões. A aplicação do primeiro protocolo mostra apenas um ligeiro aumento nas doses administradas.

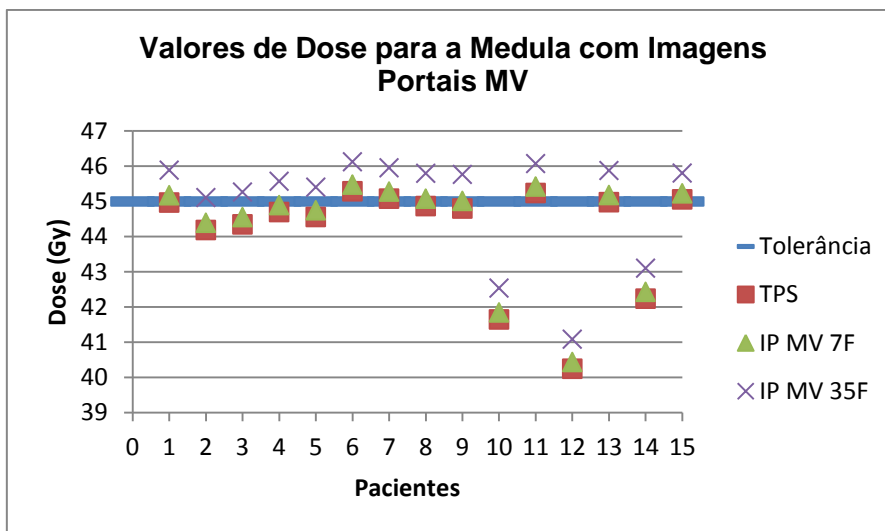


Figura 14 - Gráfico de análise das Imagens Portais para a Espinal Medula

Graficamente é possível observar que para o órgão de risco considerado o limite estipulado como tolerância é nitidamente ultrapassado na grande maioria dos casos quando se obtém imagens em todas as sessões. Contudo, a obtenção de imagens com utilização do primeiro protocolo, apesar de mostrar um ligeiro aumento nas doses administradas não altera significativamente face aos valores planeados pelo que se considera ser de possível aplicação clínica, ainda que, se aconselhe a sua contabilização para controlo das doses administradas.

4.2. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Planares de Verificação de kilovoltagem

Os resultados obtidos da avaliação de dose em função de profundidade para imagens planares encontram-se na tabela abaixo. A dose foi avaliada à superfície e em diferentes profundidades, até à profundidade de 110cm, obtidas pela colocação de placas do fantoma de material de densidade equivalente à água.

Profundidade (cm)	Dose (mGy)
<u>100</u>	0,328
<u>101</u>	0,251
<u>102</u>	0,213
<u>103</u>	0,184
<u>104</u>	0,157
<u>105</u>	0,133
<u>106</u>	0,113
<u>110</u>	0,058

Tabela 4.8 – Valores de dose em função da profundidade

A tabela 4.8 apresenta os valores de dose administrada para cada conjunto de imagens ortogonais (imagem AP a 103cm e imagem lateral a 105cm para o PTV e imagem AP a 110cm e imagem lateral a 105cm para a Espinal Medula) e os valores de dose estimada para a verificação diária em todo o tratamento, para o PTV e Espinal Medula, através da multiplicação pelo número total de fracções. Visto que os valores obtidos com este método de aquisição de imagem são relativamente baixos não foi aplicado o protocolo de análise de verificação a cada cinco fracções.

	Dose no PTV (mGy)	Dose na Medula (mGy)
1 Fracção (2 imagens ortogonais)	0,317	0,191
35 Fracções (2 imagens ortogonais)	11,095	6,685

Tabela 4.9 – Valores de dose provenientes das Imagens Planares de Verificação com KV para 1 e 35 fracções

Após se obterem os valores de dose correspondentes ao número máximo de imagens de verificação estes foram adicionados aos inicialmente prescritos no Sistema de Planeamento para o PTV e Espinal Medula (Tabela 4.10).

Pacientes	Dose no PTV (Gy)		Dose na Medula (Gy)	
	TPS	TPS + I.P. KV	TPS	TPS + I.P. KV
<u>1</u>	71,68	71,69	44,97	44,98
<u>2</u>	71,59	71,60	44,19	44,20
<u>3</u>	72,24	72,25	44,35	44,36
<u>4</u>	72,55	72,56	44,70	44,71
<u>5</u>	70,79	70,80	44,56	44,57
<u>6</u>	71,31	71,32	45,29	45,30
<u>7</u>	72,09	72,10	45,08	45,09
<u>8</u>	70,75	70,76	44,87	44,88
<u>9</u>	71,57	71,58	44,80	44,81
<u>10</u>	72,21	72,22	41,65	41,66
<u>11</u>	71,52	71,53	45,24	45,25
<u>12</u>	72,23	72,24	40,25	40,26
<u>13</u>	71,85	71,86	44,98	44,99
<u>14</u>	71,38	71,39	42,24	42,25
<u>15</u>	71,89	71,90	45,06	45,07

Tabela 4.10 – Valores de Dose para PTV e Espinal Medula segundo Sistema de Planeamento e com Imagens de Verificação Planar com energias de KV

A análise da tabela anterior para os valores obtidos da utilização de imagens planares com energias de kV permite observar que mantém o número de casos que se encontram dentro do intervalo proposto, para o PTV e o mesmo acontece com o número de casos que ultrapassam o valor de tolerância para a Espinal Medula (4 pacientes), já verificado segundo o TPS.

De seguida são apresentados graficamente os resultados provenientes da comparação entre os dados planeados no Sistema de Planeamento com os valores obtidos pela realização de Imagens Planares de Verificação para o Volume Alvo e Espinal Medula.

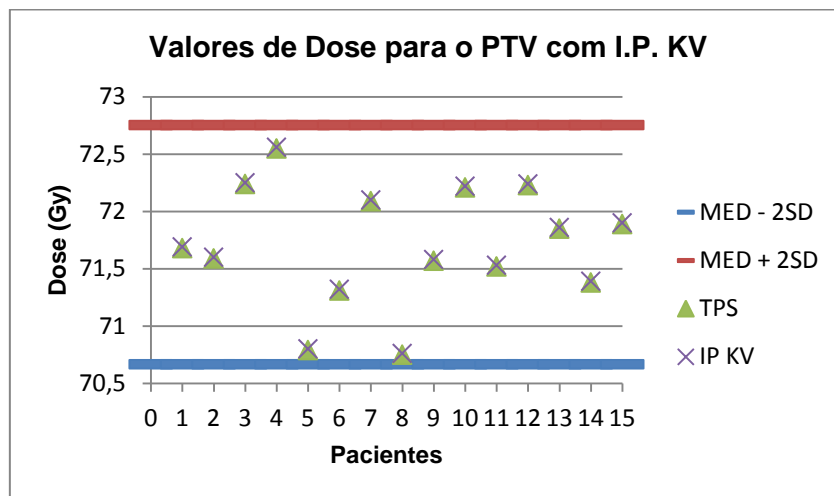


Figura 15 - Gráfico de análise das Imagens Planares de verificação para o PTV

O gráfico anterior demonstra nitidamente que todos os casos se encontram dentro do intervalo estipulado.

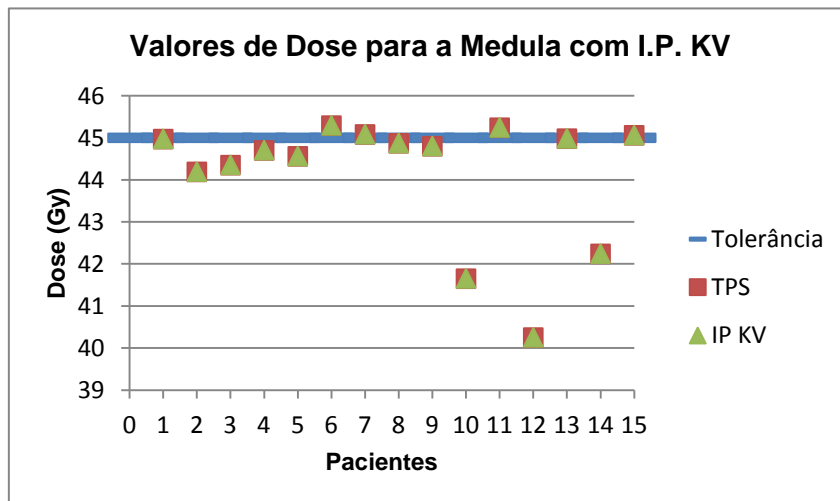


Figura 16 - Gráfico da análise das Imagens Planares de verificação para a Espinal Medula

Com a análise dos resultados obtidos é possível afirmar que a dose acrescida resultante da obtenção de imagens planares de verificação com energias kV não representa um acréscimo significativo de dose para o paciente com a utilização diária em todas as fracções de tratamento.

4.3. Análise da Contribuição de Dose das Imagens Volumétricas de Verificação de kilovoltagem

A tabela seguinte apresenta os valores de dose obtidos pelas várias posições da câmara de ionização em fantoma próprio e valor de CTDI resultante da aplicação da equação correspondente.

	<i>Posição da câmara no fantoma CTDI</i>					<i>CTDI (mGy)</i>
	1	2	3	4	5	
<u>1ª Medição</u>	19,60	19,99	19,12	17,90	19,17	19,23
<u>2ª Medição</u>	19,58	20,45	18,79	18,69	19,16	19,38
<u>3ª Medição</u>	19,65	20,22	18,97	17,62	18,64	19,13
<u>Média</u>	19,61	20,22	18,96	18,07	18,99	19,243

Tabela 4.11 – Avaliação de dose de imagens volumétricas em fantoma CTDI (mGy)

Como referido no capítulo anterior, de modo a poder simular uma situação real e para efeitos de cálculos de dose, foi assumido que o PTV se a encontrava na posição 1 e a Espinal Medula na posição 4 do fantoma de CTDI. Aos valores obtidos pelas medições de dose em fantoma CTDI foi efectuada a média para as posições correspondentes ao PTV e Espinal Medula.

De modo a tentar perceber-se a influência da realização de diferentes protocolos na obtenção de imagens de verificação com CBCT foram aplicadas as mesmas hipóteses de protocolos de verificação utilizadas com imagens portais.

Ao valor obtido pela análise da dose nas respectivas posições da câmara de ionização, esse valor foi multiplicado pelo número de vezes que as imagens volumétricas de verificação seriam efectuadas ao longo de todo o tratamento (7 e 35 fracções) (Tabela 4.12).

	<i>Dose no PTV (mGy)</i>	<i>Dose na Medula (mGy)</i>
	(posição 1)	(posição 4)
1 Fracção	19,61	18,07
7 Fracções	137,27	126,49
35 Fracções	686,35	664,65

Tabela 4.12 – Valores de dose provenientes das Imagens com CBCT para 1, 7 e 35 fracções

O estudo dos valores de dose obtidos com este método de imagem permitiu a avaliação dos dois protocolos seguintes, como referido anteriormente.

Opção 1: São efectuadas CBCT a cada 5 fracções de tratamento:

- 5 Fracções na primeira fase de tratamento;
- 1 Fracção na segunda fase de tratamento;
- 1 Fracção na terceira fase de tratamento.

Opção 2: São efectuadas CBCT nas 35 fracções que compõem o tratamento:

- 25 Fracções na primeira fase de tratamento;
- 5 Fracções na segunda fase de tratamento;
- 5 Fracções na terceira fase de tratamento.

Os resultados para a contabilização de dose resultante da aquisição de imagens volumétricas para os dois protocolos encontram-se na tabela seguinte.

Pacientes	PTV			Medula		
	TPS (Gy)	Opção 1 TPS + CBCT 7 Fracções	Opção 2 TPS + CBCT 35 Fracções	TPS (Gy)	Opção 1 TPS + CBCT 7 Fracções	Opção 2 TPS + CBCT 35 Fracções
<u>1</u>	71,68	71,83	72,34	44,97	45,10	45,64
<u>2</u>	71,59	71,73	72,28	44,19	44,32	44,86
<u>3</u>	72,24	72,37	72,93	44,35	44,48	45,02
<u>4</u>	72,55	72,69	73,24	44,70	44,83	45,37
<u>5</u>	70,79	70,93	71,48	44,56	44,69	45,23
<u>6</u>	71,31	71,45	71,99	45,29	45,42	45,96
<u>7</u>	72,09	72,23	72,78	45,08	45,21	45,75
<u>8</u>	70,75	70,89	71,44	44,87	44,99	45,54
<u>9</u>	71,57	71,71	72,26	44,80	44,93	45,47
<u>10</u>	72,21	72,35	72,90	41,65	41,78	42,32
<u>11</u>	71,52	71,66	72,21	45,24	45,37	45,91
<u>12</u>	72,23	72,37	72,92	40,25	40,38	40,92
<u>13</u>	71,85	71,99	72,54	44,98	45,11	45,65
<u>14</u>	71,38	71,52	72,07	42,24	42,37	42,91
<u>15</u>	71,89	72,03	72,58	45,06	45,19	45,73

Tabela 4.13 – Valores de Dose para PTV e Espinal Medula segundo Sistema de Planeamento e com Imagens de Verificação Volumétricas para 7 e 35 Fracções

De acordo com os resultados obtidos é possível afirmar que a utilização diária de imagens de verificação com CBCT representa um aumento de dose médio para o paciente, relativamente ao TPS, de cerca de 19,61mGy para o Volume Alvo em cada fracção e, cerca de 686,35mGy no total do tratamento quando a verificação é efectuada em todas as fracções, no entanto quando a verificação do tratamento com imagens CBCT é efectuada a cada 5 fracções o acréscimo é de cerca de 137,27mGy relativamente ao TPS, o que não representa um aumento significativo nos valores de dose prescritos.

Os valores obtidos para a Espinal Medula representam um aumento médio, relativamente ao TPS, cerca de 18,07mGy em cada fracção e, cerca de 664,65mGy no total do tratamento com a utilização deste tipo de imagens em todas as fracções de tratamento. Para a verificação do tratamento a cada 5 fracções com imagens CBCT o acréscimo de dose relativamente aos valores prescritos é de cerca de 126,49mGy e tal como sucedido para o PTV não representa um aumento significativo nos valores de dose prescritos no Sistema de Planeamento.

Relativamente aos casos analisados para o PTV é possível observar que a utilização de imagens CBCT a cada 5 fracções de tratamento não aumenta o número de casos acima do limite do intervalo estipulado, contudo, com a utilização diária já se verifica um aumento para 5 casos que superam o limite superior do intervalo.

Para a Espinal Medula, a utilização de imagens CBCT a cada 5 fracções aumenta para 6 os casos que ultrapassam o valor de tolerância e nos tratamentos que esta verificação seja efectuada diariamente 11 dos 15 pacientes já se encontram acima do valor de 45Gy.

As figuras seguintes apresentam graficamente a comparação dos resultados para a contabilização de dose resultante da aquisição de imagens volumétricas, para as duas opções de protocolos de verificação, com os valores obtidos pelo Sistema de Planeamento para o Volume Alvo e Espinal Medula.

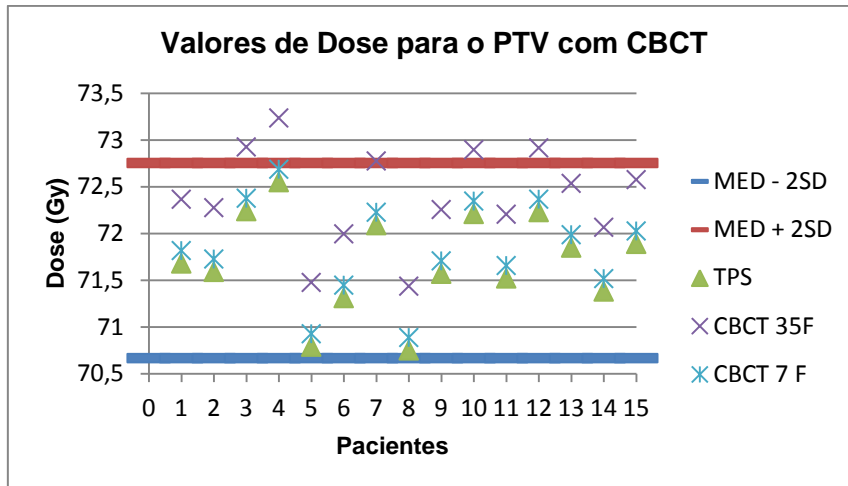


Figura 17 - Gráfico da análise das imagens com CBCT para o PTV

O gráfico obtido para os valores analisados do PTV permite confirmar que apenas 5 dos casos se encontram acima do limite superior do intervalo estipulado com a utilização de CBCT nas 35 fracções de tratamento.

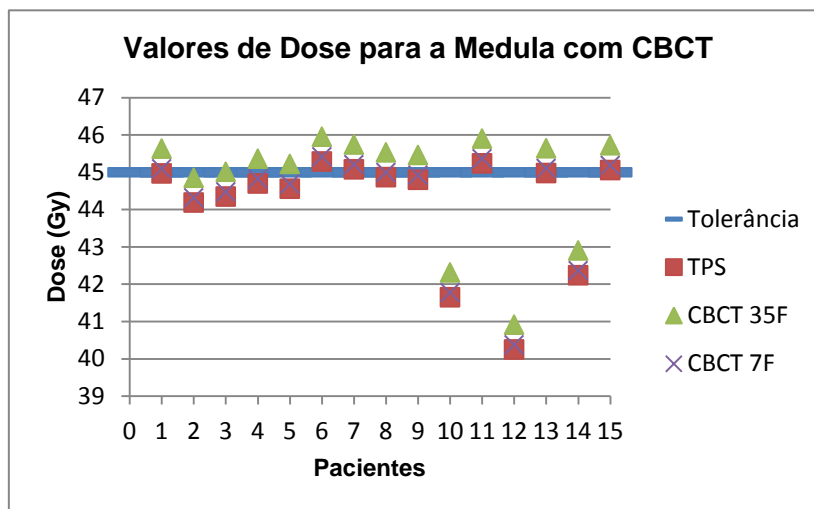


Figura 18 - Gráfico da análise das imagens com CBCT para a Espinal Medula

O gráfico anterior permite observar que com a utilização de CBCT os pacientes da amostra apresentam os valores muito próximos da tolerância, havendo mesmo a sua ultrapassagem em 6 dos casos com utilização a cada 5 fracções e em 11 dos casos com a utilização diária deste método de imagem.

Seguidamente são apresentados os resultados sob a forma de um quadro resumo para os diferentes métodos de aquisição de imagem em comparação com os valores obtidos pelo Sistema de Planeamento para o PTV (Tabela 15) e Espinal Medula (Tabela 4.14).

PTV

Pacientes	TPS	IP MV		IP KV	CBCT	
	(Gy)	7 Fracç. (Gy)	35 Fracç. (Gy)	(Gy)	7 Fracç. (Gy)	35 Fracç. (Gy)
<u>1</u>	71,68	71,89	72,75	71,69	71,83	72,34
<u>2</u>	71,59	71,82	72,73	71,60	71,73	72,28
<u>3</u>	72,24	72,40	73,03	72,25	72,377	72,93
<u>4</u>	72,55	72,76	73,61	72,56	72,69	73,24
<u>5</u>	70,79	70,98	71,76	70,80	70,93	71,48
<u>6</u>	71,31	71,46	72,08	71,32	71,45	71,99
<u>7</u>	72,09	72,28	73,06	72,10	72,23	72,78
<u>8</u>	70,75	70,97	71,86	70,76	70,89	71,44
<u>9</u>	71,57	71,79	72,69	71,58	71,71	72,26
<u>10</u>	72,21	72,43	73,29	72,22	72,35	72,90
<u>11</u>	71,52	71,72	72,54	71,53	71,66	72,21
<u>12</u>	72,23	72,41	73,13	72,24	72,37	72,92
<u>13</u>	71,85	72,05	72,85	71,86	71,99	72,54
<u>14</u>	71,38	71,48	71,90	71,39	71,52	72,07
<u>15</u>	71,89	72,04	72,63	71,90	72,03	72,58

Tabela 4.14 – Tabela resumo da análise de contribuição de dose pelos diferentes métodos de aquisição de imagem para o PTV

A análise dos resultados obtidos para o PTV permite verificar que o aumento de dose encontra-se mais acentuado nas imagens de verificação planar com energias MV, com o valor médio de 0,948Gy, e nas imagens de verificação com CBCT, com o valor de 0,686Gy, quando utilizados diariamente.

Espinal Medula						
Pacientes	TPS (Gy)	IP MV 7 Fracç. (Gy)	IP MV 35 Fracç. (Gy)	IP KV (Gy)	CBCT 7 Fracç. (Gy)	CBCT 35 Fracç. (Gy)
<u>1</u>	44,97	45,18	45,89	44,98	45,10	45,64
<u>2</u>	44,19	44,40	45,11	44,20	44,32	44,86
<u>3</u>	44,35	44,56	45,27	44,36	44,48	45,02
<u>4</u>	44,70	44,90	45,57	44,71	44,83	45,37
<u>5</u>	44,56	44,75	45,41	44,57	44,69	45,23
<u>6</u>	45,29	45,48	46,13	45,30	45,42	45,96
<u>7</u>	45,08	45,28	45,96	45,09	45,21	45,75
<u>8</u>	44,87	45,08	45,80	44,88	44,99	45,54
<u>9</u>	44,80	45,02	45,77	44,81	44,93	45,47
<u>10</u>	41,65	41,85	42,54	41,66	41,78	42,32
<u>11</u>	45,24	45,43	46,08	45,25	45,37	45,91
<u>12</u>	40,25	40,44	41,10	40,26	40,38	40,92
<u>13</u>	44,98	45,18	45,88	44,99	45,11	45,65
<u>14</u>	42,24	42,43	43,11	42,25	42,37	42,91
<u>15</u>	45,06	45,23	45,81	45,07	45,19	45,73

Tabela 4.15 – Tabela resumo da análise de contribuição de dose pelos diferentes métodos de aquisição de imagem para a Espinal Medula

A análise dos resultados obtidos nas tabelas anteriores e gráficos seguintes permite observar que o método de aquisição de imagens de verificação que mais dose representa para a Espinal Medula através de imagens portais com energias de MV em todas as fracções de tratamento.

Estabelecendo a dose de tolerância na Espinal Medula de 45Gy verificaram-se valores superiores a essa tolerância em 4 pacientes, segundo o Sistema de Planeamento, antes da execução de qualquer um dos métodos de aquisição de imagem. No entanto, a utilização de imagens portais de forma diária acresce esse número para 12 pacientes que possuem valores acima do limite de tolerância de dose para a Espinal Medula, com um valor médio de dose acrescido em 0,991Gy na totalidade. Quando a verificação é efectuada por imagens portais a cada 5 fracções também se verifica um aumento do número de pacientes que ultrapassam o valor de 45Gy, passando de 4 casos para 8 casos.

A utilização de imagens planares de verificação com energias KV não representa para a Espinal Medula um aumento significativo de dose, pelo que, se verifica que além dos 4 pacientes iniciais mais nenhum supera essa tolerância. Contudo, a utilização de imagens CBCT representa um aumento de dose em cerca de 0,665Gy, quando a verificação é efectuada diariamente em todo o tratamento. Verifica-se que esse aumento de dose leva a que 11 dos 15 pacientes ultrapassem o valor de tolerância de dose para a Espinal Medula. Quando a utilização de imagens CBCT ocorre a cada 5 fracções de tratamento o aumento de dose não é tão significativo verificando-se que além dos 4 pacientes iniciais que ultrapassam o valor de tolerância de 45Gy, apenas mais 2 pacientes ultrapassam esse valor.

Seguidamente encontram-se demonstrados graficamente os valores obtidos para todos os métodos de aquisição de imagem (portal em 7 e 35 fracções, planar e CBCT em 7 e 35 fracções) para o Volume Alvo e Espinal Medula.

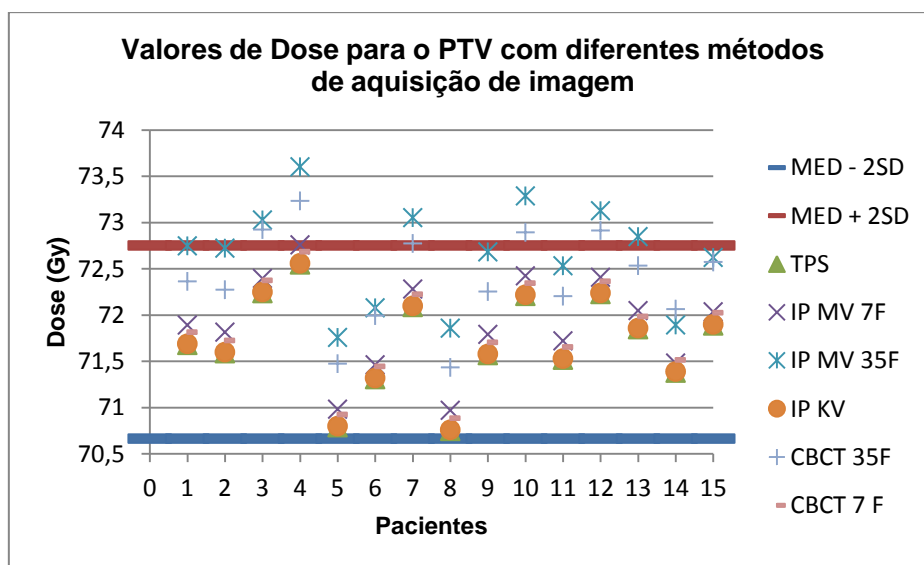


Figura 19 - Gráfico resumo da análise de contribuição de dose das imagens de verificação para o PTV

O gráfico representativo dos valores de dose para o PTV com os diferentes métodos de aquisição de imagem permite confirmar os casos que se encontram dentro dos limites e quais os casos que excedem o limite superior do intervalo estipulado para

uma distribuição normal. É também possível verificar que a utilização diária de imagens portais e volumétrica CBCT é que representam maior aumento de dose.

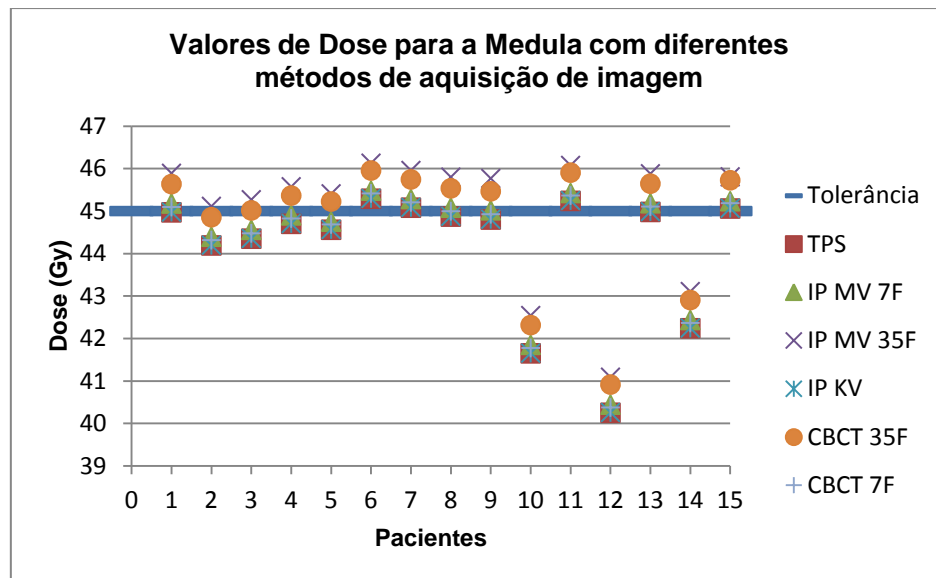


Figura 20 - Gráfico resumo da análise de contribuição de dose das imagens de verificação para a Espinal Medula

A análise do gráfico representativo dos valores de dose para a Espinal Medula com os diferentes métodos de aquisição de imagem permite observar que a maioria dos casos possui valores de dose muito próximos da tolerância, excepto os casos 10, 12 e 14, que se encontram significativamente abaixo da linha de tolerância e que mesmo com a utilização do método de imagem que maior valor de dose tem associado ainda se mantêm abaixo da tolerância. Contudo, em todos os outros casos já se verifica uma grande proximidade dessa tolerância sendo mesmo ultrapassada em alguns casos, consoante a tipologia de imagem escolhida e periodicidade aplicada.

4.4. Análise da Qualidade de Imagem Planar

Para a análise da qualidade de imagem planar (Figuras 21 e 22) cada observador analisou cada uma das imagens individualmente e registou o número de detalhes observado para cada grupo.

As figuras seguintes apresentam as imagens obtidas com a aplicação dos protocolos *Head AP* (Figura 21) e *Head Lat* (Figura 22).

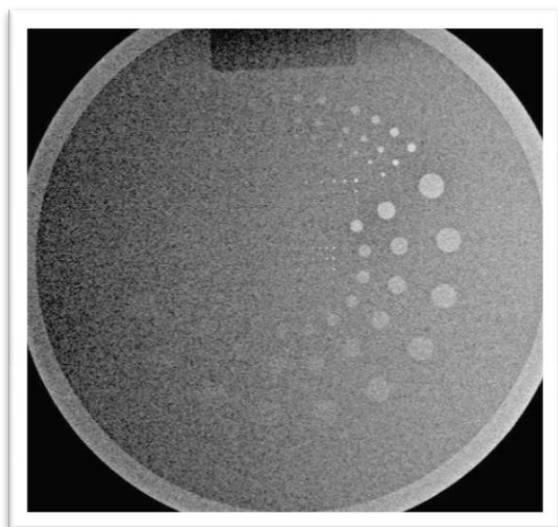


Figura 21 - Imagem obtida com as condições de 75kV e 5mAs – Head AP

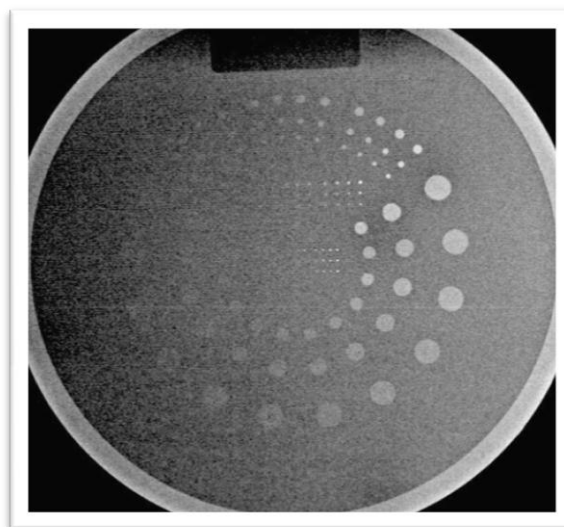


Figura 22 - Imagem obtida com as condições de 75kV e 8mAs – Head Lat

O número de detalhes observado, para cada grupo, corresponde a um índice de detecção de acordo com as especificações do fantoma. Foi posteriormente obtido o valor médio do índice de detecção resultante da análise dos 3 observadores, que é possível observar na tabela 4.16.

Grupo de detalhes circulares	Condições técnicas: 75kV e 5mAs – Head AP				Condições técnicas: 75kV e 8mAs – Head Lat			
	Observador 1	Observador 2	Observador 3	Média obtida	Observador 1	Observador 2	Observador 3	Média obtida
<u>A</u>	9 (26,77)	9 (26,77)	9 (26,77)	26,77	9 (26,77)	9 (26,77)	8 (17,54)	23,69
<u>B</u>	8 (24,63)	8 (24,63)	8 (24,63)	24,63	8 (24,63)	8 (24,63)	8 (24,63)	24,63
<u>C</u>	7 (26,53)	7 (26,53)	7 (26,53)	26,53	8 (34,76)	8 (34,76)	8 (34,76)	34,76
<u>D</u>	7 (29,74)	8 (37,17)	8 (37,17)	34,69	8 (37,17)	8 (37,17)	8 (37,17)	37,17
<u>E</u>	7 (42,44)	6 (29,65)	6 (29,65)	33,91	7 (42,44)	7 (42,44)	7 (42,44)	38,18
<u>F</u>	5 (30,05)	5 (30,05)	5 (30,05)	30,05	6 (41,54)	6 (30,05)	5 (30,05)	33,88
<u>G</u>	5 (28,60)	4 (22,78)	5 (28,60)	26,66	5 (59,30)	7 (22,78)	4 (22,78)	34,95
<u>H</u>	4 (31,88)	4 (31,88)	4 (31,88)	31,88	5 (40,02)	5 (31,88)	4 (31,88)	34,59
<u>J</u>	4 (45,56)	3 (30,32)	3 (30,32)	35,40	5 (57,20)	5 (45,56)	4 (45,56)	49,44
<u>K</u>	5 (22,13)	4 (16,85)	4 (16,85)	18,61	4 (16,85)	4 (16,85)	4 (16,85)	16,85
<u>L</u>	5 (24,07)	4 (16,80)	4 (16,80)	19,22	4 (16,80)	4 (16,80)	4 (16,80)	16,80
<u>M</u>	3 (10,60)	3 (10,60)	3 (10,60)	10,60	4 (15,18)	4 (15,18)	4 (15,18)	15,18

Tabela 4.16 – Valores referentes ao Teste de Obtenção do Índice de Limiar de Detecção

O gráfico apresentado de seguida representa o índice de limiar de detecção em função da raiz quadrada da área do detalhe.

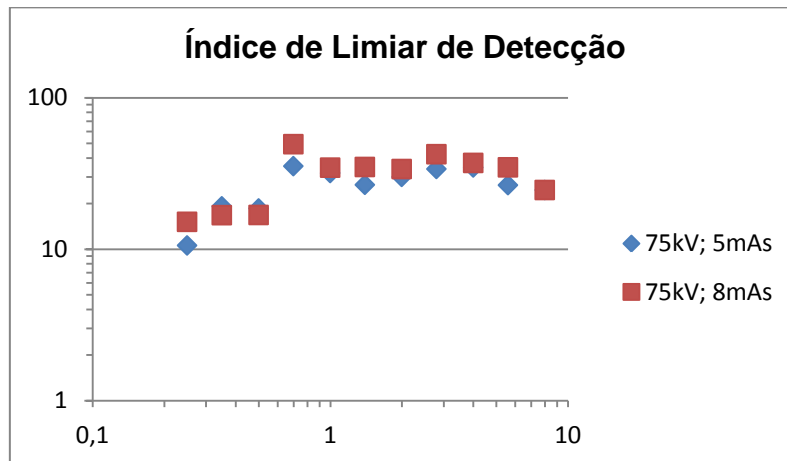


Figura 23 - Gráfico do Índice de Limiar de Detecção para diferentes condições

O objectivo deste procedimento era a determinação da resolução de contraste face à exposição para as duas combinações disponíveis no equipamento de aquisição de imagem para o protocolo utilizado nos tratamentos de cabeça e pescoço.

Daqui é possível observar que, como seria de esperar, mais dose reflecte um índice superior pelo que se pode concluir que o sistema responde como esperado.

4.5. Análise de Qualidade de Imagem Volumétrica

Os resultados obtidos da análise dos parâmetros de qualidade de imagem volumétrica são apresentados seguidamente.

A verificação da resolução espacial foi conseguida após a selecção do corte apropriado (figura 24) e realizada a contagem do número de pares de linhas que era possível de distinguir. Segundo o fabricante deveria ser possível detectar, como valor mínimo, 6 pares de linhas com o filtro *half fan* e 7 pares de linhas com o filtro *full fan*.

Análise dos Parâmetros de Qualidade das Imagens de Verificação em Radioterapia Aplicada a Patologias de Cabeça e Pescoço

Par de linhas	Dimensão do <i>gap</i> / <i>cm</i>	Par de linhas	Dimensão do <i>gap</i> / <i>cm</i>
1	0,500	12	0,042
2	0,250	13	0,038
3	0,167	14	0,036
4	0,125	15	0,033
5	0,100	16	0,031
6 (<i>half fan</i>)	0,083	17	0,029
7 (<i>full fan</i>)	0,071	18	0,028
8	0,063	19	0,026
9	0,056	20	0,025
10	0,050	21	0,024
11	0,045		

Tabela 4.17 – Valores de dimensão de *gap* / *cm* segundo as Instruções de Controlo de Qualidade Pós-Manutenção do equipamento de aquisição de imagem do Acelerador Linear do Serviço de Radioterapia do CODNC

A figura seguinte apresenta o corte escolhido para a análise da resolução espacial.

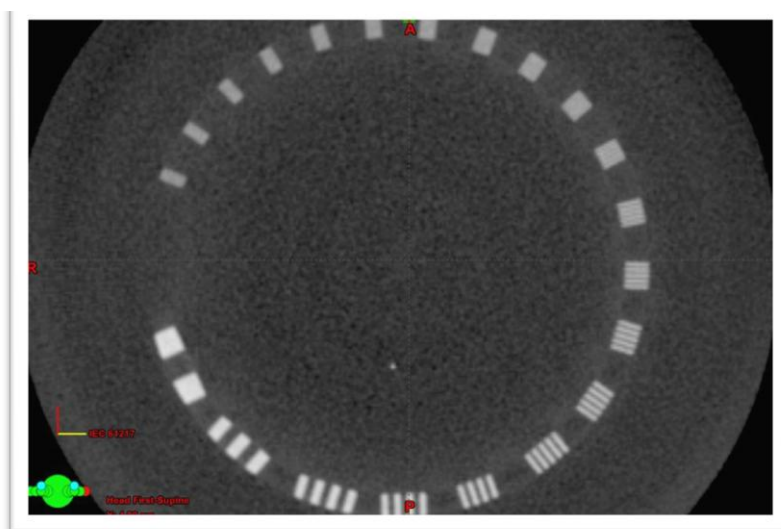


Figura 24 - Corte Correspondente à verificação da resolução espacial

Com a análise da imagem verificou-se o número de número de pares de linhas que se conseguia distinguir era igual a 9, valor que se encontra acima do pretendido, neste caso 7, e com uma dimensão de 0,056 de *gap*/cm.

Seguidamente efectuou-se a verificação da resolução de baixo contraste com o corte apropriado (figura 25). Na análise desta imagem pretendia-se verificar, que o diâmetro da menor esfera visível era igual ou inferior a 15,0 mm, de acordo com as Instruções de Controlo de Qualidade Pós-Manutenção do equipamento de aquisição de imagem do Acelerador Linear do Serviço de Radioterapia do CODNC, o que se verificou pois a menor esfera visível tem o diâmetro de 5,4 mm.

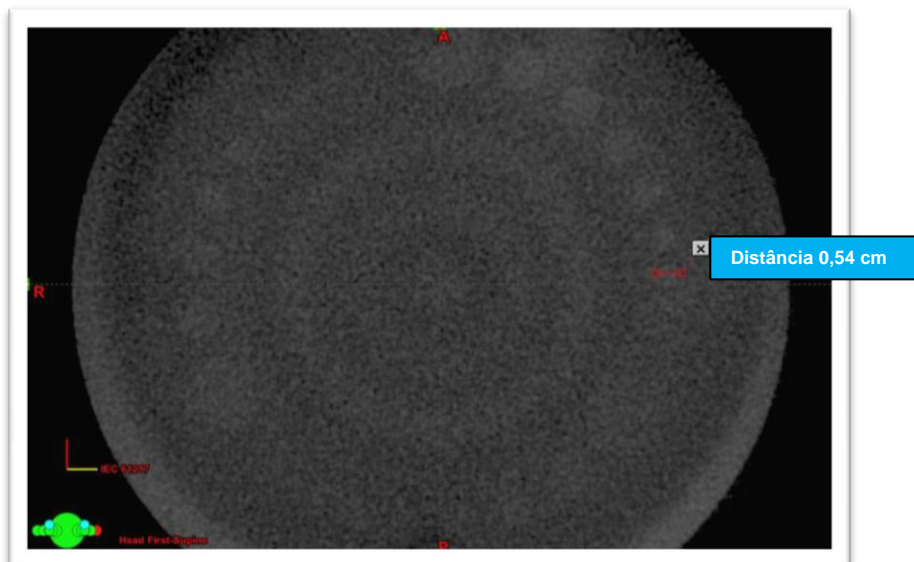


Figura 25 - Corte correspondente à verificação da resolução de baixo contraste com respectiva medida

Para obter as medições de linearidade espacial e verificação da calibração das unidades de *Hounsfield* o corte escolhido é o mesmo sendo, no entanto avaliados parâmetros diferentes e que é possível observar na figura 26.

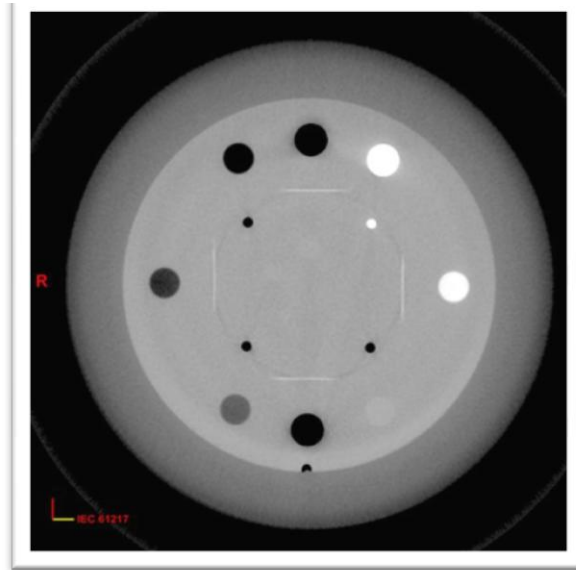


Figura 26 - Corte escolhido para avaliação da linearidade espacial e unidades de Hounsfield

Na análise da linearidade o protocolo de avaliação indica que deve ser verificada a distância entre os 4 orifícios (3 de ar e um de *teflon*), que deverá ser de $50\text{ mm} \pm 1\%$, e verificar a distância entre os limites da circunferência exterior (diâmetro do fantoma), que deverá ser de $150\text{ mm} \pm 1\%$.

Seguidamente são apresentadas as imagens que representam os cortes correspondentes à verificação da linearidade espacial com respectivas medidas de avaliação das distâncias pretendidas.

Nas figuras 27 e 28 era esperado que as distâncias entre os 4 orifícios fossem de 50mm com uma variação possível de $\pm 1\%$. A medição com as ferramentas no programa informático apropriado para a medição das distâncias permitiu obter o resultado de 49,9mm para todas as medições.

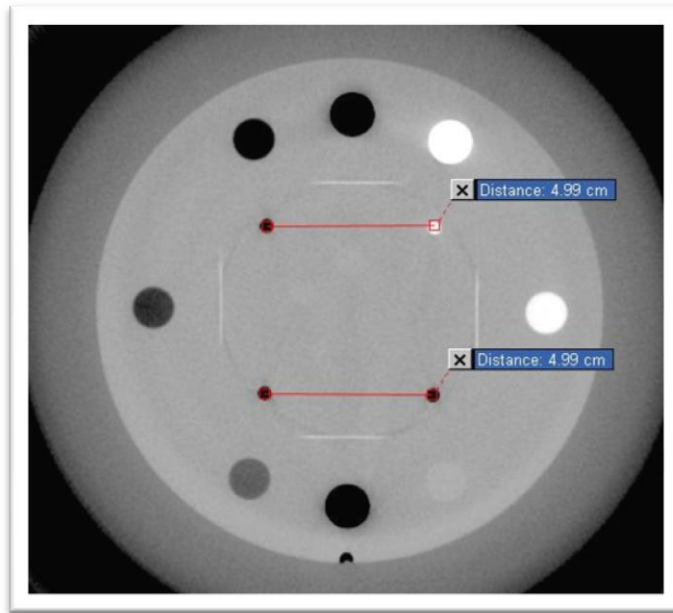


Figura 27 - Corte correspondente à verificação da linearidade espacial e respectiva medida relativa à distância dos orifícios de ar e teflon

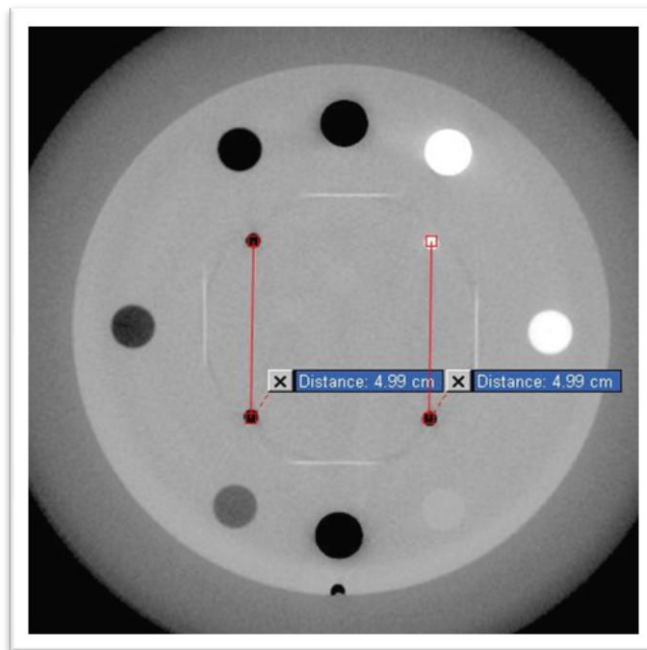


Figura 28 - Cortes correspondentes à verificação da linearidade espacial e respectivas medidas relativas à distância dos orifícios de ar e teflon

A figura 29 apresenta a imagem com as medições para a distância entre os limites da circunferência exterior e que deveria ser de 150mm com uma variação de $\pm 1\%$. Na

figura é possível observar que os valores obtidos foram de 150mm e que se encontram como esperado.

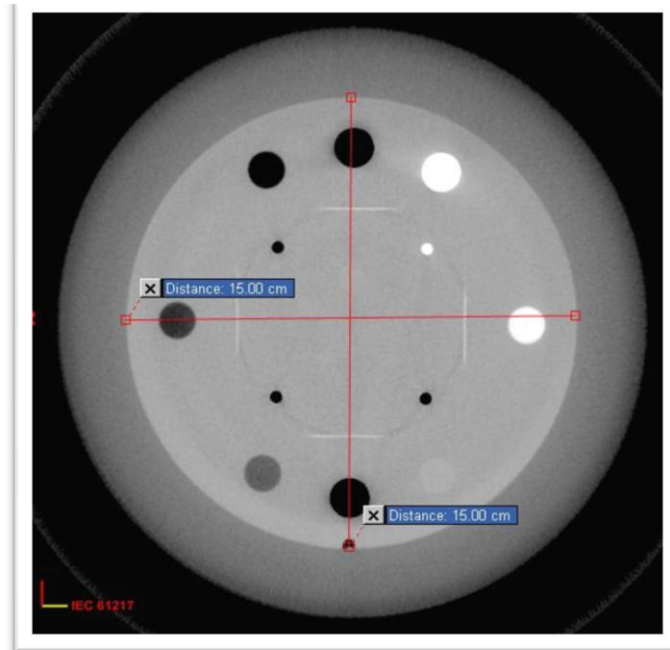


Figura 29 - Corte correspondente à verificação da linearidade espacial e respectivas medidas relativas à distância entre os limites da circunferência exterior

Tanto na verificação da distância entre os orifícios de ar e *teflon* (49,9 mm) como na verificação da distância entre os limites da circunferência exterior (150 mm) se observou que se encontravam de acordo com as especificações.

A avaliação da calibração das unidades de Hounsfield é efectuada com recurso à ferramenta *histogram*, que permite desenhar uma ROI (*Region of interest*) (10x10mm²), e esta deverá ser colocada sobre cada material homogéneo na imagem. Os valores médios de unidades de Hounsfield devem ser avaliados para o ar (-1000 ± 40), poliestireno (-35 ± 40), acrílico (120 ± 40) e *teflon* (990 ± 40), de acordo com as Instruções de Controlo de Qualidade Pós-Manutenção do equipamento de aquisição de imagem do Acelerador Linear do Serviço de Radioterapia do CODNC.

Na figura seguinte é possível observar os valores de UH obtidos para a avaliação da calibração das UH nos diferentes materiais (Ar, Poliestireno, Acrílico e Teflon).

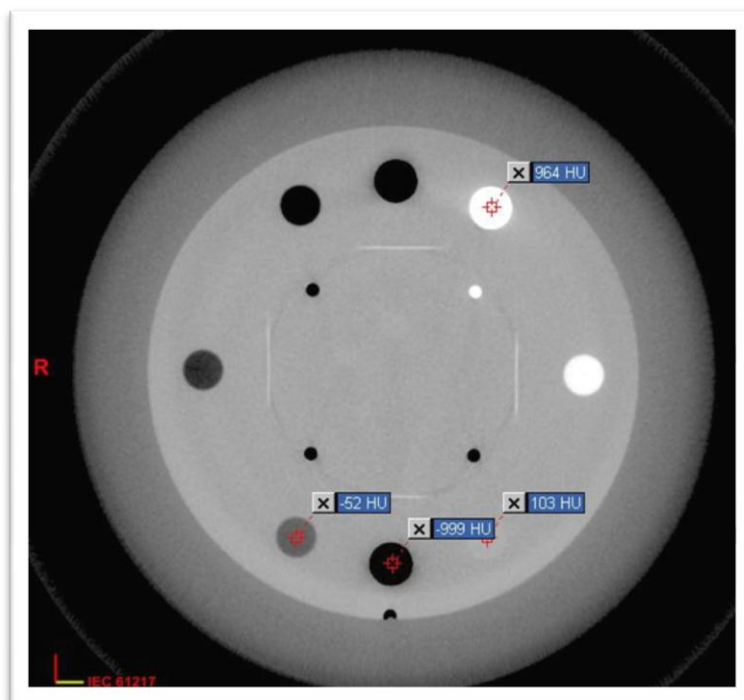


Figura 30 - Corte correspondente à verificação das UH e respectivas medidas relativas ao valor médio de UH

Após as medições verificou-se que todos os materiais apresentavam valores de acordo com as especificações do fabricante, nomeadamente o ar (-999 UH), o poliestireno (-52 UH), o acrílico (103 UH) e o *teflon* (964 UH).

<u>Material</u>	Valores médios de UH (Teórico)	Valor de UH obtido
<u>Ar</u>	-1000 ± 40	-999
<u>Poliestireno</u>	-35 ± 40	-52
<u>Acrílico</u>	120 ± 40	103
<u>Teflon</u>	990 ± 40	964

Tabela 4.18 – Valores teóricos médios de UH e valores obtidos

Por último, foi escolhido um corte na posição coronal do fantoma para verificação da espessura de corte que, de acordo com as condições técnicas especificadas inicialmente deveria ser de 10 mm ± 5%. Assim, foi medida a posição da linha de

orientação do corte de uma imagem (Figura 31) até à posição da linha de orientação do corte seguinte (Figura 32) e verificou-se que a medida era de 10mm, o que correspondia com a medida do corte escolhido inicialmente com o protocolo *Head* utilizado no tratamento de Patologias de Cabeça e Pescoço.

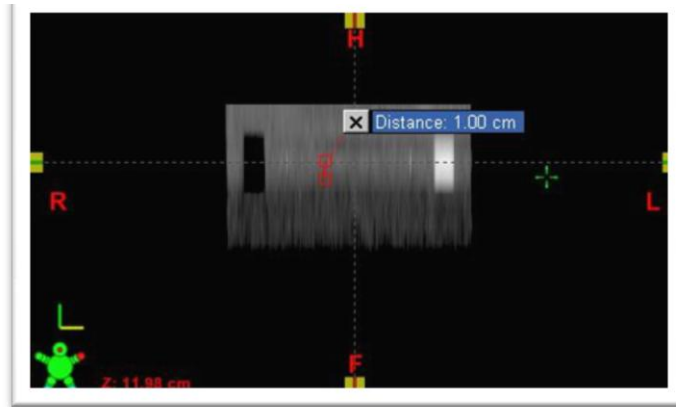


Figura 31 - Corte correspondente à verificação da espessura do corte da imagem

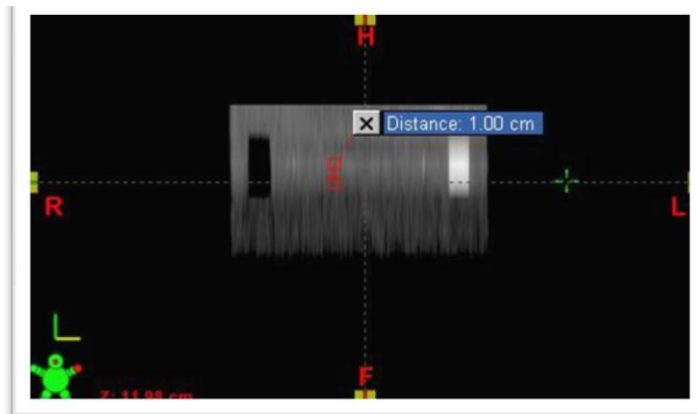


Figura 32 - Corte correspondente à verificação da espessura do corte da imagem

A tabela seguinte apresenta um quadro resumo para os diferentes parâmetros de qualidade de imagem analisados e onde é possível observar a comparação entre os valores obtidos e os valores esperados.

Parâmetros avaliados		Valor esperado	Valor obtido	
Resolução Espacial		7 pl/cm	9 pl/cm	√
Resolução de Baixo Contraste		≤ 15,0 mm	5,4 mm	√
Linearidade Espacial		50 mm ± 1%	49,9 m	√
		150 mm ± 1%	150 mm	√
Calibração das UH	<i>Ar</i>	-1000 ± 40 UH	-999 UH	√
	<i>Poliestireno</i>	-35 ± 40 UH	-53 UH	√
	<i>Acrílico</i>	120 ± 40 UH	103 UH	√
	<i>Teflon</i>	990 ± 40 UH	964 UH	√
Espessura de Corte		10 mm ± 5%	10 mm	√

Tabela 4.19 – Tabela resumo dos parâmetros de qualidade de imagem verificados

De acordo com os resultados obtidos para a análise da qualidade de imagem volumétrica é possível afirmar que os parâmetros de qualidade de imagem, como a resolução espacial, a resolução de baixo contraste, a linearidade espacial, calibração das UH e espessura de corte se encontram de acordo com as Instruções de Controlo de Qualidade Pós-Manutenção do equipamento de aquisição de imagem do Acelerador Linear do Serviço de Radioterapia do CODNC, para o protocolo *Head* utilizado em Patologias de Cabeça e Pescoço.

V – CONCLUSÕES

A tecnologia actual aplicada na Radioterapia é cada vez mais desenvolvida e os equipamentos possuem dispositivos que permitem um maior controlo sobre os vários processos de técnica utilizada no tratamento. A utilização de diversas tipologias de imagem na sala de tratamento tem sido desenvolvida ao longo dos últimos anos de forma a garantir que a irradiação e a localização do Volume Alvo seja mais precisa. Não existem dúvidas de que a verificação dos tratamentos com imagem portal, ou outro método de aquisição de imagem, possa reduzir a ocorrência de erros sistemáticos e aleatórios, contudo esse benefício deverá ser ponderado com o aumento de dose que a utilização destes métodos de imagem acarreta nos órgãos críticos.

A avaliação dos diferentes métodos de aquisição de imagem, quer pela simulação realizada com a utilização do Sistema de Planeamento quer pela medição de dose absoluta com recurso a câmara de ionização permitiu a obtenção de valores de dose provenientes de imagens portais, imagens planares com energias keV e imagens volumétricas com sistema CBCT com energias keV onde se verificou que as doses obtidas são substancialmente inferiores aos valores de dose administrada na totalidade do tratamento. Dos valores obtidos pelos três métodos de imagem é possível assumir que a utilização de imagens planares com energias de keV não representa um aumento significativo dos valores de dose para o paciente se for utilizado em todas as fracções do tratamento. Contudo, o mesmo não se verifica com a utilização de imagens portais ou imagens CBCT em todas as fracções. A utilização de imagens portais e imagens CBCT apresentam um acréscimo de dose que varia com a frequência aplicada e deverá ser considerado na prescrição do tratamento de modo a que as doses toleradas pelos órgãos de risco não sejam aproximadas ou mesmo ultrapassadas dos limites estabelecidos. Isto pode significar que, apesar destas modalidades de imagem significarem ligeiros incrementos nos valores finais de dose administrados, eles podem tornar-se proibitivos, quando analisados cumulativamente com o que será administrado durante a realização do tratamento.

A opção de escolha para a utilização de qualquer um dos métodos de imagem, além da dose fornecida, deve também ter em conta a disponibilidade e objectivo de verificação. A utilização de imagens com energias de keV apresenta maior detalhe na visualização de estruturas ósseas e tecidos moles, enquanto a utilização de imagens portais é de maior rapidez e facilidade de execução por ser realizada com o feixe de

tratamento. Apesar das imagens com CBCT terem associado um maior tempo de processamento estas permitem uma visualização tridimensional dos volumes em estudo e quando aplicado o primeiro protocolo em estudo apresenta valores mais baixos de dose que a utilização de imagens portais para o mesmo protocolo.

É ainda possível a combinação entre os vários métodos de imagem, como por exemplo, utilizando diariamente imagens planares de keV e em sessões definidas a realização de imagens CBCT, associando a informação anatómica tridimensional que as imagens volumétricas possuem com os baixos valores de dose que as imagens planares com kV têm associado.

A avaliação da qualidade de imagem planar e volumétrica proveniente do equipamento de aquisição de imagem existente no Centro Oncológico considerado permitiu observar que este apresenta os parâmetros avaliados em conformidade com as especificações previstas para estes equipamentos com a utilização do protocolo aplicado em tratamentos de cabeça e pescoço. Daqui se pode afirmar que os equipamentos utilizados se encontram actualmente dentro das características definidas pelo que das imagens obtidas se consegue determinar a informação pretendida. Considera-se ainda que devem ser realizados testes, de forma periódica (tal como se encontra estabelecido localmente no Centro Oncológico) para controlar estes parâmetros, de forma que os utilizadores obtenham imagens onde seja possível a determinação da informação pretendida, mantendo a menor exposição possível do doente.

VI – BIBLIOGRAFIA

AAPM (American Association of Physicists in Medicine) (1993) *Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. Report of the AAPM Task Group 39*. Med Physics.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine) (1994) *Physical aspects of quality assurance in Radiation Therapy. Report of the AAPM Task Group 13*. Med Physics.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine) (1997) *AAPM Code of practice for Radiotherapy accelerators. Report of the AAPM Task Group 47*. Med Physics.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine) (2003) *Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process. Report of the AAPM Task Group 83*. Med Physics.

AAPM (American Association of Physicists in Medicine) (2007) *The management of imaging dose during image-guided radiotherapy. Report of the AAPM Task Group 75*. Med Physics.

Barrett, A.; Dobbs J.; Morris, S.; Roques, T. (2009) *Practical Radiotherapy Planning*. 4th ed. Hodder Arnold. Italia.

Bentel, G. (1992). *Radiation Therapy Planning*. 2nd ed. Macmillan Publishing Company. USA.

Beutel, J., Kundel, H. L., Van Metter R. (2000) *Handbook of Medical Imaging physics and psychophysics* (vol 1), Spie Press. EUA.

Biral, A. (2002) *Radiações ionizantes para médicos, físicos e leigos*. Editora Insular. Brasil.

Bomford, C., Kunkler I. (2003). *Textbook of Radiotherapy*. 6th ed. Churchill Livingstone.

Chan, M.F. et al (2011) *Evaluation of imaging performance of major image guidance systems*. Biomedical Imaging and Intervention Journal. 7(2):e11

Cowen, A., Kengyelics, S., Davies, A. (2008) *Solid-state, Flat-Panel, Digital Radiography, Detectors and Their Physical Imaging Characteristics*. Clinical Radiology. **63**: 487-498.

Curry, T.S., Robert, J.E.D. (1999). *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, EUA.

Evans, P.M. (2008). *Anatomical imaging for Radiotherapy*. Physics in Medicine and Biology, **53**: 151-191.

Guerrero, M. E., Jacobs, R., Loubele, M. et al. (2006) *State-of-Art on Cone Beam CT Imaging for Preoperative Planning of Implant Placement*. Clin. Oral Invest. **10**:1-7.

Hiles, P.A., Brennen, S.E., et al (2001). "A survey of patient dose and image quality for computed tomography scanners in Wales." Journal of Radiological Protection **21**(4):345.

Hsieh, J. (2002). *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and recent Advances*. Spie Press. EUA.

<http://www.conebeam.com> (acedido a 26 de Outubro de 2011)

<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAAtZoAL/apostila-tomografia-computadorizada> (acedido a 2 de Novembro de 2011).

<http://www.fsc.ufsc.br/~canzian/intrort/radioterapia.html> (acedido a 28 de Outubro de 2011).

<http://www.investpedia.com.br/artigo/o+que+e+desvio+padrao.aspx> (acedido a 20 de Dezembro de 2011)

http://www.leedstestobjects.com/modules/products/product_setup/file_library/TO%2016%20and%20TO%2020%20product%20specifications.pdf (acedido a 13 de Outubro de 2011)

<http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan500-600manual.pdf> (acedido a 13 de Outubro de 2011)

http://www.radpro.org.uk/news/newsletter27/dec08_Electron.html (acedido a 28 de Outubro de 2011)

http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/ (acedido a 13 de Outubro de 2011)

IAEA (International Atomic Energy Agency) (2000). *Technical reports series 398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, IAEA. Austria.

IAEA (International Atomic Energy Agency) (2005) *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Austria.

ICRU (International Commission of Radiation Units) (1993). *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. (Report 50) 1ª edição, ICRU. EUA.

ICRU (International Commission of Radiation Units) (1999). *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. 1st ed., ICRU. EUA.

ICRU (International Commission of Radiation Units) (1996). *Medical Imaging – The Assessment of Image Quality*. (Report 54). ICRU. EUA.

Kalender, W.A. (2005). *Computed Tomography: Fundamentals system Technology, Image Quality, Applications*. 2nd ed. Publicis Corporate, Alemanha.

Khan, F.M. (1998). *Treatment Planning in Radiation Oncology*. Lippincott Williams & Wilkins. EUA.

Khan, F.M. (2003) *The physics of radiation therapy*. 3th ed. Lippincott Williams & Wilkins. EUA.

Leeds Test Objects TO.16. Instruction manual. The University of Leeds. UK.

Liang, X., Jacobs, R., Hassan, B. et al. (2009). *A Comparative Evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-slice CT (MSCT). Part I: On Subjective Image Quality*. Eur. J. Radiology.

Lima, J. (2005). *Técnicas de diagnóstico com raios-x: Aspectos físicos e biofísicos*. 1ª ed. Imprensa da Universidade. Coimbra.

- Levitt, S.; Khan, F. Potish, R.; Perez, C. (1999) *Technological basis of Radiation Therapy – Clinical Applications*. 3th ed. Lippincott Williams & Wilkins. EUA.
- Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice*. 1^a ed. Taylor and Francis Group. EUA.
- Ozyigit, G.; Yang, T.; Chao, KS. (2004) *Intensity-modulated Radiation Therapy for Head and Neck Cancer*. *Oncology*. **5**(1): 3-9.
- Papp, J. (2002). *Quality Management in the Imaging Sciences*. 2nd ed. Mosby. EUA.
- Perez, C.; Brady, W. (1998) *Principles and Practice of Radiation Oncology*. 3th ed. Lippincott Williams & Wilkins. EUA.
- Salvajoli, J., Souhami, L., Faria, S. (1999) *Radioproteção em Oncologia*. 1^a ed. Medsi. Brasil.
- Seeram, E. (2008). *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control*, 3rd ed. Saunders. EUA.
- SEFM (Sociedad Española de Física Médica) (2005) *Procedimientos recomendados para la dosimetría de Rayos X de energías entre 20 y 150 keV en Radiodiagnóstico*. Ramírez de Arellano Editores. Espanha.
- Tauhata, L., Salati, I.P., Prinzi, R. Di, Prinzi, M.A. Di. (2003) *Radioproteção e dosimetria: Fundamentos*. 5^a ed. Brasil.
- Timmerman, R. Xing, L. (2010). *Image-Guided and Adaptive Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins. EUA.
- Van Dyk, J. V. (2005) *Modern Technology of Radiation Therapy* (Chap. 1) (Disponível em <http://www.medicalphysics.org/apps/medicalphysicsedit/VanDyk2Ch1.pdf>)
- Varian Medical Systems (1998). *Clinac ® 2100C/D, 2300C/D, 21EX, 23EX Systems Manual*. 1st ed. Varian Associates. EUA.
- Varian Medical Systems (2009). *On-Board Imager (OBI) Reference Guide*. Versão 1.5. Varian Associates. EUA.