



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

Otimização da imagem em Tomografia Computorizada no exame de Tórax

Maria dos Anjos Pombo Batista dos Santos

Orientadores:

Mestre Nuno Machado, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Doutora Susana Branco, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Imagem Digital

Lisboa 2012

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

Otimização da imagem em Tomografia Computorizada no exame de Tórax

Maria dos Anjos Pombo Batista dos Santos

Orientadores:

Mestre Nuno Machado, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Doutora Susana Branco, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Júri:

Presidente: Doutor Luis Jorge Oliveira Carrasco Lança; Prof. Adjunto da ESTESeL.

Vogal:

Arguente: Mestre Cristina Maria dos Santos Almeida; Coordenadora do Centro Hospitalar Lisboa Central.

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde
Imagem Digital

Lisboa, 2012

Otimização da imagem em tomografia computadorizada no exame de Tórax

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

A todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para o resultado deste trabalho, especialmente:

Aos meus orientadores, Mestre Nuno Machado, por aceitar e apoiar o tema da dissertação, pela sua dedicação e estímulo, pelas recomendações valiosas e pelo seu envolvimento em todas as etapas da realização do trabalho.

Ao orientador engenheiro Pedro Carvoeiras, pelo apoio, pela sua disponibilidade e pela ajuda prestada na realização da parte experimental.

À empresa Medical Consult S.A. pela disponibilidade do fantoma catphan® 500 para a realização da parte experimental deste trabalho.

Aos meus pais, que acompanharam cada passo do trabalho, pelo apoio incondicional, pelo carinho e incentivo, por terem criado e cultivado todas as condições para que eu chegasse até aqui, e por tantas outras coisas que jamais poderei agradecer suficientemente.

Ao meu marido Carlos e filhos, André e Inês, que apesar de tantas vezes se verem privados da minha companhia, da minha ajuda e apoio, sempre me compreenderam e motivaram.

A toda a minha família o meu muito obrigado.

RESUMO

A tomografia computadorizada (TC) é um método de obtenção de diagnóstico por imagem mais utilizado em todo o mundo e em constante crescimento.

A Tomografia Computorizada desempenha um papel relevante na avaliação morfológica e funcional das patologias torácicas. Em consonância, o crescente aumento da realização dos referidos exames conflui com a necessidade de otimização de protocolos de realização, no que refere à dose de exposição à radiação ionizante, sem perda significativa da qualidade da imagem.

O objetivo deste trabalho é a partir do protocolo de TC de Tórax existente no serviço de Imagiologia do Hospital Pulido Valente efetuado com 120 kV e 150 mAs, realizar uma otimização deste protocolo com o propósito de reduzir a dose de exposição.

O estudo foi desenvolvido no serviço de Imagiologia do Hospital Pulido Valente, num tomógrafo *Philips Brilliance Multislice* de 16 cortes. Utilizou-se o fantoma *Catphan®* 500, para obtenção de imagens dos vários módulos que o compõem, variando a diferença de potencial da ampola entre 90 kV (Kilovolt) e 140 kV e a carga elétrica do feixe de radiação entre 100 mAs (miliampere segundo) e 250 mAs.

Resulta, assim, um protocolo otimizado para a realização de TC torácica com diferença de potencial elétrico de 120 kV, valor igual ao protocolo inicial, e a carga elétrica da ampola reduzida para os 100 mAs. Deste modo consegue-se diminuir o valor de $CTDI_{Vol}$ (Índice de dose em Tomografia Computorizada; volume) de 11,6 mGy para 7,8 mGy, o que equivale a uma redução de dose absorvida de 32,759%, sem perda significativa de qualidade da imagem.

Palavras-chave:

Tomografia Computorizada (TC); Fantoma *Catphan®*; Controle de Qualidade;

ABSTRACT

The computerized tomography (CT) is one of the most utilized diagnosis method obtained by image and is still in constant growth.

The Computed Tomography plays an important role in the morphological and functional assessment of thoracic pathologies. Correspondingly, the continuous increase in the realization of these investigations converges with the need to optimize the associated protocols, in what concerns the ionizing radiation exposure, without significant loss of image quality.

The objective of this study is from the CT protocol in the Chest Imaging service, in Hospital Pulido Valente, performed with 120 kV and 150 mAs, realize an optimization of this protocol in order to reduce the exposure dose.

This study was developed in the service of Imaging in Hospital Pulido Valente, in a Multislice CT scanner Philips Brilliance of 16 cuts. It was used the phantom Catphan® 500, to obtain several images of the various modules that comprise it, by varying the potential difference between the bulb 90 kV (kilovolt) and 140 kV and the electric charge of the radiation beam, between 100 mAs (milliampere seconds) and 250 mAs.

Result at the end, an optimized protocol for performing a CT chest with an electric potential difference of 120 kV, a value that is equal to the initial protocol, and the electric charge of the bulb reduced to 100 mAs. By this way it is reduced the value of CTDIVol (Dose Index Computer Tomography, volume) from 11.6 mGy to 7.8 mGy, which is equivalent to a reduction of the absorbed dose of 32.759%, without significant loss of image quality.

Keywords:

Computed Tomography (CT) phantom Catphan®, Quality Control, chest CT

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

| Sigla | Abreviatura |
|----------------------|---|
| CTDI | Índice de dose em Tomografia Computorizada (<i>Computer Tomography Dose Index</i>) |
| CTDI _w | CTD _w ponderado (weighted CTDI) |
| CTDI _{Vol.} | CTDI volume |
| DLP | Produto dos comprimentos para séries de cortes (<i>Dose length product</i>) |
| FOV | Campo de visão (<i>Field of View</i>) |
| HU | Unidades de Hounsfield |
| ICRP | Comissão Internacional de Proteção Radiológica (<i>International Commission on Radiological Protection</i>) |
| kV | Diferença de potencial da ampola |
| LDPE | Polietileno de baixa densidade (<i>Low density polyethylene</i>) |
| μ | Coeficiente de atenuação num determinado material |
| mAs | Carga elétrica do feixe de radiação |
| MDCT | Tomografia Computorizada multidetector ou multicorte (<i>Multi detector array Computer Tomography</i>) |
| ROI | Região de interesse (<i>Region of interest</i>) |
| TC | Tomografia Computorizada |
| Voxel | Elemento de volume (<i>Volume element</i>) |

ÍNDICE

| | |
|--|------------|
| Agradecimentos | IV |
| Resumo | VI |
| Abstract | VII |
| LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS | IX |
| Índice de tabelas | XII |
| Índice de Figuras | XIV |
| Índice de Gráficos | XV |
| 1.- Introdução | 1 |
| 1.1 – Tomografia Computorizada..... | 1 |
| 1.2 – Motivação e Objectivos..... | 3 |
| 2. – Conceitos Fundamentais | 6 |
| 2.1 - Formação da imagem em Tomografia Computorizada..... | 6 |
| 2.2 - Parâmetros de qualidade da imagem..... | 8 |
| 2.2.1 - Resolução espacial | 8 |
| 2.2.2 - Resolução de baixo contraste | 8 |
| 2.2.3 - Ruído..... | 9 |
| 2.2.4 – Calibração e Linearidade dos números de TC..... | 9 |
| 2.2.5 - Uniformidade | 9 |
| 2.3 – Parâmetros de Dosimetria em Tomografia Computorizada | 10 |
| 2.3.1 – CTDI..... | 10 |
| 2.3.2 - CTDI ₁₀₀ | 11 |
| 2.3.3 - CTDI _w | 11 |
| 2.3.4 - CTDI _{vol} | 12 |
| 2.3.5 - DLP | 12 |
| 2.3.6 – Dose efectiva..... | 12 |
| 3. EQUIPAMENTO E SOFTWARE | 13 |
| 3.1 – Equipamento Tomografia Computorizada..... | 13 |

| | |
|---|-----------|
| 3.2 - Protocolos utilizados..... | 15 |
| 3-3 - Fantoma <i>Catphan</i> ® 500 | 17 |
| 3.3.1 – CTP 401..... | 18 |
| 3.3.2 – CTP 528..... | 18 |
| 3.3.3 – CTP 515..... | 19 |
| 3.3.4 – CTP 486..... | 20 |
| 4 .-PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL | 21 |
| 4.1 - Alinhamento do fantoma..... | 21 |
| 4.2 - Verificação dos números de TC..... | 23 |
| 4.3 – Resolução espacial..... | 24 |
| 4.4 – Resolução de baixo contraste | 25 |
| 4.5. – Uniformidade..... | 26 |
| 5. – Resultados..... | 27 |
| 5.1 Índice de dose | 27 |
| 5.2 - Cálculo da energia efetiva do feixe | 30 |
| 5.3 - Avaliação da Resolução espacial | 38 |
| 5.4 - Resolução de baixo contraste | 42 |
| 5.5 - Relação entre Contraste e Dose (CTDI) | 49 |
| 5.6 - Uniformidade dos Números de TC | 57 |
| 5.7 – Ruído da Imagem | 61 |
| 6 – Análise de resultados | 63 |
| 7 – Conclusões..... | 66 |
| 8 - Bibliografia | 68 |
| 9 - Anexos | 72 |

ÍNDICE DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela nº 3. 1 Relação entre as diferentes configurações dos detetores | 14 |
| Tabela nº 3. 2 Protocolo utilizado no exame de TC de Tórax no Hospital Pulido Valente..... | 15 |
| Tabela nº 4. 1 Parâmetros de aquisição utilizados para o estudo de TC de Tórax para resolução <i>Standard e Lung Enhanced</i> | 22 |
| Tabela nº 5.1.1 Dose (CTDI _{Vol}) em função da diferença de potencial da ampola e da carga elétrica do feixe..... | 27 |
| Tabela nº 5.1.2 Números de TC e desvio padrão obtidos com o Módulo CTP 401 para Ar e Teflon com resolução <i>Standard</i> | 28 |
| Tabela nº 5.1.3 Números de TC e desvio padrão obtidos com o Módulo 401 para Acrílico e LDPE com resolução <i>Standard</i> | 28 |
| Tabela nº 5.1.4 Números de TC e desvio padrão obtidos com o Módulo CTP 401 para o Ar e Teflon com resolução <i>Lung Enhanced</i> | 29 |
| Tabela nº 5.1.5 Números de TC e desvio padrão obtidos com o Módulo CTP 401 para Acrílico e LDPE com resolução <i>Lung Enhanced</i> | 29 |
| Tabela nº 5.2.1 Números de TC obtidos para Teflon, LDPE e Acrílico com resolução <i>Standard</i> | 30 |
| Tabela nº 5.2.2 Números de TC obtidos para Teflon, LDPE e Acrílico com resolução <i>Lung Enhanced</i> | 34 |
| Tabela nº 5.3.1 Número de pares de linhas / cm visíveis para diferentes energias e cargas elétrica, aquisição efetuada com resolução <i>Standard</i> | 38 |
| Tabela nº 5.3.2 Número de pares de linhas visíveis para cada energia e carga elétrica da ampola, aquisição efetuada com resolução <i>Lung Enhanced</i> | 40 |
| Tabela nº 5.4.1 Resultados da avaliação do diâmetro mínimo visível dos alvos observados para cada nível de contraste (1%, 0,3% e 0,5%) para resolução <i>Standard</i> | 43 |
| Tabela nº 5.4.2 Resultados da avaliação do diâmetro mínimo visível dos alvos observados para cada nível de contraste (1%, 0,3% e 0,5%) para resolução <i>Lung Enhanced</i> | 46 |
| Tabela nº 5.5.1 Números de TC para os diferentes parâmetros de aquisição com um nível de contraste de 1%. Contraste expresso em percentagem | 50 |
| Tabela nº 5.5.2 Números de TC para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste de 0,3%. Contraste expresso em percentagem. | 51 |
| Tabela nº 5.5.3 Números de TC obtidos para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste 0,5%. Contraste expresso em percentagem. | 52 |
| Tabela nº 5.5.4 Números de TC obtidos para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste de 1%..... | 53 |
| Tabela nº 5.5.5 Números de TC obtidos para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste de 0,3%..... | 54 |

| | |
|---|----|
| Tabela nº 5.5.6 Números de TC obtidos para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste de 0,5%..... | 55 |
| Tabela nº 5.6.1 Resultados da não uniformidade, valor da média dos números de TC adquiridos no centro e periferia da imagem para resolução <i>Standard</i> | 58 |
| Tabela nº 5.6. 2 Resultados da não uniformidade, valor médio dos números de TC adquiridos no centro e periferia da imagem com resolução <i>Lung Enhanced</i> | 59 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura nº 1.1. 1 Imagem de scanograma de uma TC de Tórax..... | 3 |
| Figura nº 1.1. 2 Imagens de TC de Tórax | 3 |
| Figura nº 2.1.1 Representação de uma matriz e voxel..... | 6 |
| Figura nº 2. 1.2 Escala de Hounsfield | 7 |
| Figura nº 2.2.1 Resolução espacial ^{14, 19} | 8 |
| Figura nº 2.3. 1 Ilustração do CTDI ²³ | 10 |
| Figura nº 2.3. 2 Fantoma e câmara de ionização para medição do CTDI ₁₀₀ ²² | 11 |
| Figura nº 3.1 Tomografia Computorizada <i>Philips Brilliance multislice</i> de 16 cortes ²⁴ | 13 |
| Figura nº 3. 2 Imagem de TC de Tórax com janela de pulmão e resolução <i>Lung Enhanced</i> . Imagem obtida no Hospital Pulido Valente. | 16 |
| Figura nº 3.2. 1 Imagem de TC de Tórax com janela de mediastino e resolução <i>Standard</i> . Imagem obtida no Hospital Pulido Valente. | 16 |
| Figura nº 3. 3 Fantoma <i>Catphan® 500</i> e respetivos módulos ²⁸ | 17 |
| Figura nº 3.3. 1 Módulo CTP 401 e imagem adquirida durante os testes ²⁸ | 18 |
| Figura nº 3.3. 2 Módulo CTP 528 e imagem adquirida durante os testes ²⁸ | 18 |
| Figura nº 3.3. 3 Módulo CTP 515 ²⁸ | 19 |
| Figura nº 3.3.4 Módulo CTP 486 ²⁸ | 20 |
| Figura nº 4. 1 Módulo CTP 401 ²⁸ | 22 |
| Figura nº 4. 2 Imagem adquirida com o Módulo CTP 401..... | 23 |
| Figura nº 4.3 Imagem adquirida com o Módulo CTP 528..... | 24 |
| Figura nº 4. 4 Imagem adquirida com o Módulo CTP 515..... | 25 |
| Figura nº 4. 5 Imagem do Módulo CTP 486..... | 26 |
| Figura nº 5.3.1 Imagem obtida com 90 kV e 100 mAs..... | 39 |
| Figura nº 5.3.2 Imagens obtidas com diferentes parâmetros de aquisição..... | 41 |
| Figura nº 5.4.1 Imagens obtidas para medição da resolução de baixo contraste..... | 42 |
| Figura nº 5.5.1 Imagem do Módulo CTP 515 com os respetivos ROIs | 49 |
| Figura nº 5.6. 1 Colocação das ROIs na imagem obtida com o Módulo CTP 486 | 57 |

ÍNDICE DE GRÁFICOS

| | |
|---|----|
| Gráfico nº 5.2.1 Cálculo da energia efetiva para 90 kV e resolução <i>Standard</i> | 32 |
| Gráfico nº 5.2.2 Cálculo da energia efetiva do feixe para 120 kV e resolução <i>Standard</i> | 33 |
| Gráfico nº 5.2.3 Cálculo da energia efetiva para 140 kV e resolução <i>Standard</i> | 34 |
| Gráfico nº 5.2.4 Cálculo da energia efetiva do feixe para 90 kV e resolução <i>Lung Enhanced</i> | 35 |
| Gráfico nº 5.2.5 Cálculo da energia efetiva do feixe para 120 kV e resolução <i>Lung Enhanced</i> | 36 |
| Gráfico nº 5.2.6 Cálculo da energia efetiva do feixe para 140 kV e resolução <i>Lung Enhanced</i> | 37 |
| Gráfico nº 5.3.1 Relação entre o nº de pares de linhas / cm visíveis e a dose de radiação para resolução espacial <i>Standard</i> | 39 |
| Gráfico nº 5.3.2 Relação entre o nº de pares de linhas/cm visíveis e a dose de radiação para resolução espacial <i>Lung Enhanced</i> | 40 |
| Gráfico nº 5.4.1 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 1%..... | 44 |
| Gráfico nº 5.4.2 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 0,3%..... | 44 |
| Gráfico nº 5.4.3 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 0,5%..... | 44 |
| Gráfico nº 5.4.4 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 1%..... | 47 |
| Gráfico nº 5.4. 5 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 0,3%..... | 47 |
| Gráfico nº 5.4.6 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 0,5%..... | 47 |
| Gráfico nº 5.5.1 Relação entre contraste obtido para 1% e a dose de radiação..... | 50 |
| Gráfico nº 5.5 2 Relação entre contraste obtido para 0,3% e a dose $CTDI_{Vol}$ | 51 |
| Gráfico nº 5.5 3 Relação entre contraste obtido para 0,5% e a dose $CTDI_{Vol}$ | 52 |
| Gráfico nº 5.5 4 Relação entre contraste obtido para 1% e a dose $CTDI_{Vol}$ | 54 |
| Gráfico nº 5.5 5 Relação entre contraste obtido para 0,3% e a dose $CTDI_{Vol}$ | 55 |
| Gráfico nº 5.5 6 Relação entre contraste obtido para 0,5% e a dose $CTDI_{Vol}$ | 56 |
| Gráfico nº 5.6.1 Relação entre Uniformidade e dose para resolução <i>Standard</i> | 58 |
| Gráfico nº 5.6 2 Relação entre Uniformidade e dose para resolução <i>Lung Enhanced</i> | 60 |
| Gráfico nº 5.7.1 Relação entre ruído e dose para resolução <i>Standard</i> | 61 |
| Gráfico nº 5.7.2 Relação entre o ruído e dose para resolução <i>Lung Enhanced</i> | 62 |

1.- INTRODUÇÃO

1.1 - Tomografia Computorizada

O aparecimento da tomografia computadorizada (TC) revolucionou a radiologia diagnóstica⁷. A tomografia computadorizada é um método de obtenção de diagnóstico por imagem mais utilizado em todo o mundo e em constante crescimento¹.

Para o crescimento do número de exames contribuem vários factores, como por exemplo a evolução dos equipamentos, diminuindo cada vez mais o tempo de aquisição, um aumento de indicações clínicas para efectuar este tipo de exames, e um aumento da quantidade dos equipamentos diminuindo o custo dos exames.

Esta técnica permite obter imagens do corpo humano para fins de diagnóstico, permite visualizar estruturas anatómicas, no plano sagital, coronal e axial¹.

Este método envolve a exposição do ser humano a radiações ionizantes, sendo por isso necessário ponderar entre os seus benefícios e prejuízos. Apesar dos benefícios é uma técnica com elevada dose, comparada com outros métodos de imagem².

Organizações e Instituições internacionais como a Comissão Internacional para a Protecção Radiológica (ICRP)³, têm-se preocupado com a protecção dos pacientes que efetuam exames radiológicos. Estes devem-se basear nos princípios da “justificação” e da “otimização”, ou seja os benefícios devem exceder os riscos causados pela radiação³. Como consequência da utilização da TC nas práticas médicas a dose a que estão expostos os pacientes tem vindo a aumentar significativamente^{3,4}.

Pode-se reduzir a dose nos sistemas de tomografia computadorizada multicorte (TCMD), mas depende de como o sistema é utilizado⁵.

É importante que os operadores de sistemas de TC compreendam a relação entre a dose do paciente e a qualidade de imagem e ter consciência de que muitas vezes a qualidade da imagem é superior ao necessário para a confiança no diagnóstico⁵.

Na prática diária, a otimização do nível de exposição pode ser realizada manualmente pelo operador, ajustando os parâmetros de aquisição ao tamanho do paciente. Ao obtermos uma imagem de baixa qualidade, mas aceitável para diagnóstico estamos também a fazer otimização da dose⁶. A crescente exposição à radiação na população pode ser um problema de saúde pública⁷.

O aparecimento da TC em 1970 revolucionou o diagnóstico radiológico e aumentou rapidamente o número de exames tomográficos⁷, tornando-se essencial para o diagnóstico por imagem. As evoluções da tecnologia nos equipamentos trouxeram uma melhoria na qualidade de imagem e na velocidade de aquisição dos exames⁸.

O primeiro tomógrafo desenvolvido por *Hounsfield*, denominado *EMI scanner Mark* veio dar origem á primeira geração de TC, inicialmente utilizado para exames ao crânio⁸.

Os equipamentos de TC têm vindo a evoluir muito rapidamente, e em 1989 apareceu a tomografia computadorizada helicoidal, que permite efetuar um exame numa única apneia inspiratória, e aquisição de imagens em 3D⁸.

A aquisição da imagem é feita fazendo deslizar a mesa de forma contínua conseguindo-se assim realizar estudos dinâmicos em tempos muito reduzidos⁸.

Esta tecnologia tende a evoluir cada vez mais e em 1992 aparecem os primeiros tomógrafos de Tomografia Computorizada multidetores (MDCT) que usam vários conjuntos de filas de detetores paralelos. Estes equipamentos são muito rápidos e permitem obter imagens de um grande volume, em tempos muito curtos, o que torna possível estudos cardiovasculares, exames pediátricos, ou realizar exames a pacientes que necessitam de tempos de exposição muito rápidos⁹.

Os tempos de rotação muito rápida, e a cobertura de um grande volume originam reconstruções multiplanares e 3D com menos artefactos, estas vantagens levaram ao desenvolvimento da fluoroscopia em TC e à endoscopia virtual⁸.

Outra vantagem é a de obter um elevado número de cortes finos rapidamente. A desvantagem é o elevado número de imagens obtidas e o seu processamento⁹.

As figuras nº1.1.1 e 1.1.2, mostram exemplos de imagens adquiridas durante a realização de um exame de TC ao Tórax.

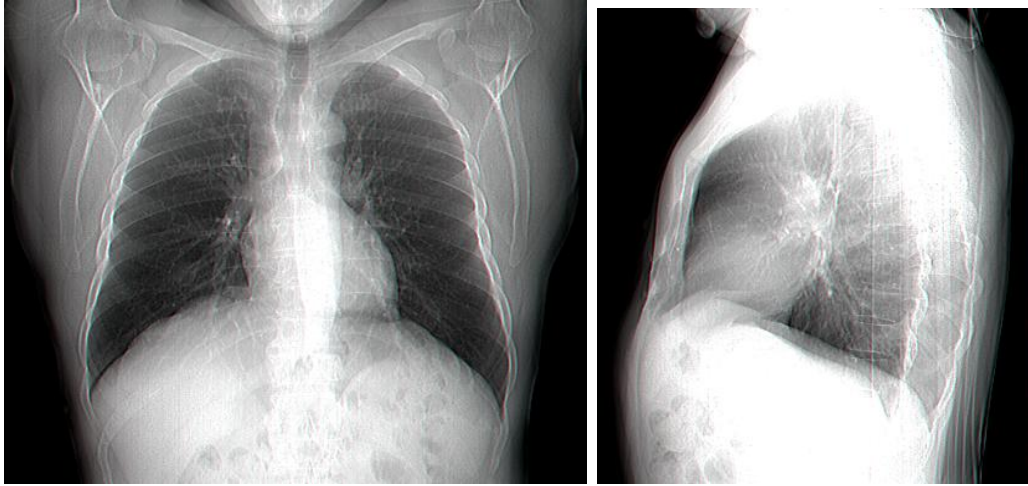


Figura nº 1.1. 1 Imagem de scanograma de uma TC de Tórax

Nestas imagens efetua-se a programação dos cortes que dão origem à imagem, para a realização do exame de TC do Tórax. Estas imagens foram adquiridas no hospital Pulido Valente.

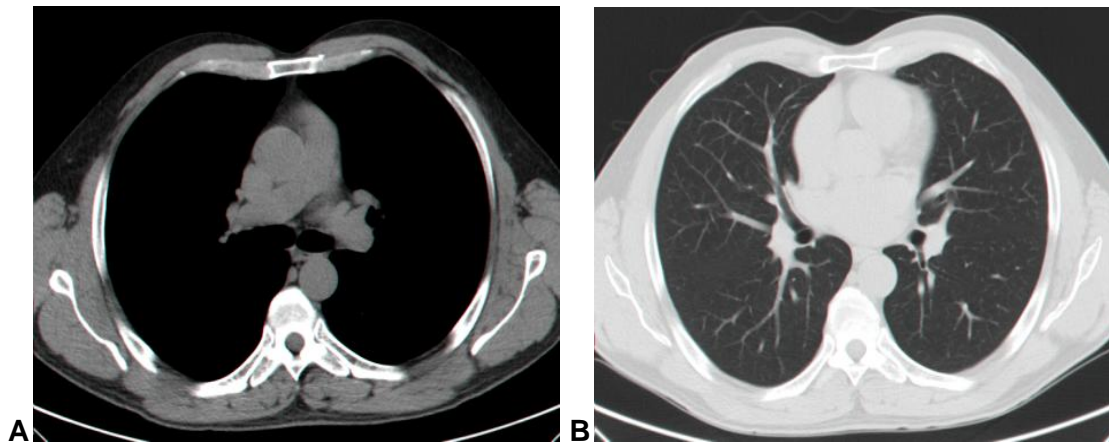


Figura nº 1.1. 2 Imagens de TC de Tórax

A-Cortes axiais com visualização do mediastino B- Visualização de parênquima pulmonar (pulmão).
Estas imagens foram adquiridas no hospital Pulido Valente.

1.2 – Motivação e Objectivos

Os desenvolvimentos recentes na TC, e o aumento do número de exames de tomografia computadorizada, têm levantado várias questões sobre a otimização da imagem e a dose para o paciente¹⁰. Vários estudos foram efetuados, por exemplo os autores *Dalmazo J, Elias Jr J*¹¹ realizaram um estudo utilizando um fantoma para medir a dose absorvida através do $CTDI_{vol}$ (Índice de dose em Tomografia Computorizada; volume) dos protocolos de TC crânio, tórax e abdómen, utilizados por

rotina. A partir deste protocolo propuseram a variação dos parâmetros de kV e mAs aplicados ao tubo, e mediram o $CTDI_{vol}$ para cada alteração de parâmetros proposta.

As imagens foram avaliadas quantitativamente medindo a variação do ruído quântico na região central do fantoma estabelecendo o limite de 1%, e qualitativamente por três radiologistas que avaliaram as imagens obtidas através da resolução espacial e o contraste de alta resolução utilizando *zoom* (aumento da imagem) e ferramentas de manipulação digital da imagem (*Windows* e *Level*).

Neste estudo concluíram que se pode reduzir os níveis de dose de radiação entre 3,8% e 34,4%, em relação aos protocolos utilizados por rotina, mantendo o ruído em níveis aceitáveis, exceto o tórax que obteve um nível de ruído mais elevado, 1,6 %, pelo que não houve proposta de redução de dose para o protocolo de TC de Tórax.

Os autores¹² *Jee-Eun K* e outros efetuaram exames de TC de tórax com modelação de dose. Este estudo foi realizado em 120 crianças em anos diferentes, utilizando 30 crianças com peso inferior a 15 kg e outras 30 com peso entre 15 e 60 kg e com diferentes parâmetros técnicos (kV e mAs).

Em 2006, utilizaram 120 kV e 65 mAs, em 2008, 80 kV e 55 mAs para crianças de peso inferior a 15 kg, e utilizaram 100 kV e 55 mAs, em crianças com peso entre 15 a 60 kg.

As doses foram comparadas através do $CTDI_{vol}$ e DLP (Produto dose comprimento), calculada pelo equipamento. A qualidade da imagem foi avaliada através do ruído medindo as unidades de *Hounsfield*, artefactos e precisão, para diagnóstico, nas janelas de mediastino e pulmão ao nível do arco aórtico usando uma escala de 1 a 5 e avaliados por dois médicos.

Verificaram que em 2008 a dose (CTDI) diminuiu cerca de 73% a 75%, comparativamente com 2006. O ruído em 2008 aumentou 55% para as crianças com menos peso e 49% nas crianças de peso entre 15 a 60 kg. A qualidade da imagem foi considerada de suficiente a boa.

Concluíram que alterar a corrente do tubo (kV) com base no peso do paciente e mantendo os mAs baixos é o método mais direto e eficaz para reduzir significativamente a dose enquanto que a qualidade da imagem se manteve aceitável.

Apesar dos exames de TC serem realizados com menor frequência em relação à radiografia, a TC é responsável por cerca de 68 % da dose coletiva.¹³

As autoridades reguladoras Internacionais investigam formas para reduzir a exposição do paciente otimizando protocolos. A justificação, otimização e desenvolvimento de

valores de dose de referência são particularmente importantes principalmente em pediatria¹³

É desejável otimizar a imagem dos exames de Tomografia Computorizada com o objetivo de tentar diminuir sempre que possível a dose de radiação, desde que a qualidade da imagem seja adequada para a elaboração de um bom diagnóstico.

Desta forma, com este trabalho, pretende-se otimizar a imagem no exame de TC de Tórax, tendo em consideração que o número de pedidos destes exames tem vindo a aumentar consideravelmente.

A partir do protocolo de TC de Tórax utilizado atualmente no Centro Hospitalar Lisboa Norte (Hospital Pulido Valente), pretende-se dar um contributo para melhorar esse protocolo de forma a otimizar a dose de radiação sem prejuízo para o doente.

Vamos utilizar o fantoma *Catphan® 500* e adquirir imagens dos vários módulos deste fantoma, variando alguns parâmetros, como por exemplo a diferença de potencial da ampola (kV) e a carga elétrica do feixe (mAs) e obter imagens aceitáveis para um bom diagnóstico, com redução da dose de exposição.

Este trabalho vai ser realizado numa TC *Philips Brilliance multislice* de 16 cortes, instalada no Centro Hospitalar Lisboa Norte, Hospital Pulido Valente.

Torna-se pertinente a realização deste trabalho, visto este Hospital ser Pneumológico e existir um elevado número de exames de TC de Tórax.

Independentemente do tipo de patologia, os protocolos utilizados são aplicados a todos os exames de TC de Tórax.

2. – CONCEITOS FUNDAMENTAIS

2.1 - Formação da imagem em Tomografia Computorizada

Nos equipamentos de TC a imagem é reconstruída a partir de projeções 2D obtidas durante o varrimento, e apresentadas numa matriz. Esta matriz é formada por *pixels*, (*picture element*) aos quais corresponde um número diferente, denominados de números de TC, ou unidades de *Hounsfield* (UH), visíveis no monitor como um nível de brilho, formando uma escala de cinzentos. Os números de TC vão desde -1000 que corresponde ao ar, até +1000 para a densidade do osso. A escala de diferentes tons de cinzento depende da densidade dos tecidos^{14,15}. Os números de TC estão relacionados com o coeficiente médio de atenuação dos tecidos¹⁴ e dependem da densidade e espessura das estruturas atravessadas¹⁵. O *pixel* é a representação bidimensional de um elemento de volume, a que se chama *voxel* (*Volume element*), cuja terceira dimensão corresponde à espessura do corte efectuado¹⁴.

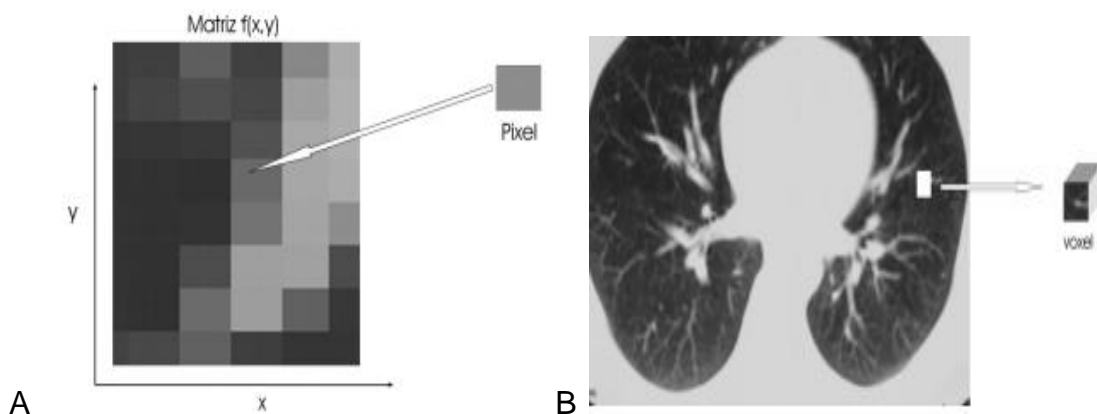


Figura nº 2.1.1 Representação de uma matriz e voxel

A - Mostra uma matriz, onde se podem observar os pixéis que a constituem. B - Representa o pulmão e mostra o voxel¹⁶.

A figura nº 2.1.2 mostra a escala de *Hounsfield*, onde podemos observar os valores dos números de TC para as diferentes estruturas do corpo.

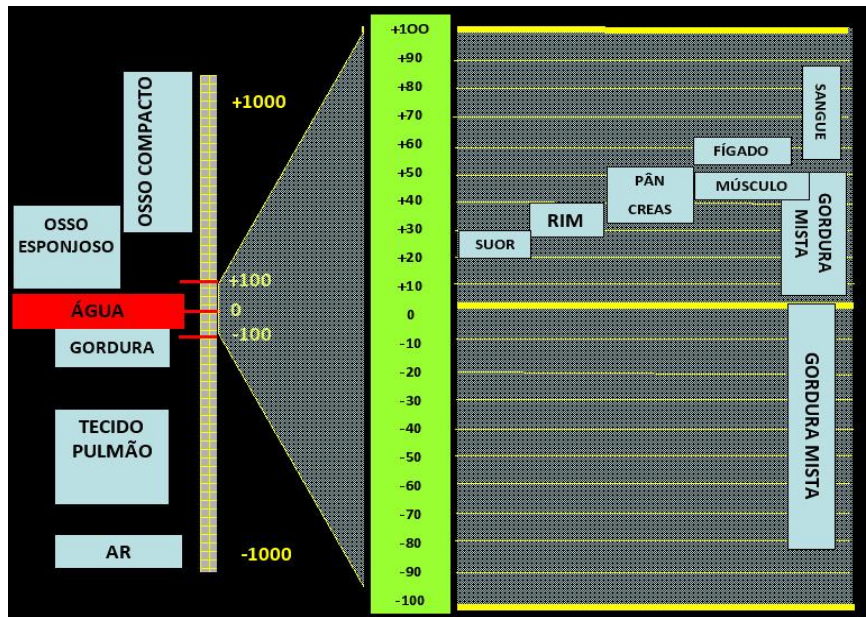


Figura nº 2. 1.2 Escala de Hounsfield

Números de TC para as diferentes estruturas do corpo (Escala de *Hounsfield*)¹⁷.

2.2 - Parâmetros de qualidade da imagem

Cada vez mais se torna importante fazer um controle de qualidade da imagem obtida nos equipamentos de TC, para obter um diagnóstico mais preciso.

São utilizados cinco parâmetros para medir a qualidade da imagem: a resolução espacial, resolução de baixo contraste, ruído, linearidade e uniformidade¹⁴. Estes parâmetros são avaliados através de fantasmas.

2.2.1 - Resolução espacial

A resolução espacial da imagem representa o detalhe, ou seja é a distância mínima entre dois pontos de um objeto que se conseguem distinguir, mesmo que estes pontos se tornem mais pequenos. Esta distância não deve ser inferior às dimensões do pixel¹⁸.

A grandeza para medir e quantificar a resolução espacial é a frequência espacial, normalmente em unidades de pares de linhas por unidade de distância. (pl / cm)¹⁴.



Figura nº 2.2.1 Resolução espacial^{14, 19}

Resolução espacial é obtida a partir da observação do número de pares de linhas por centímetro (pl/cm)^{14,19}.

2.2.2 - Resolução de baixo contraste

A resolução de baixo contraste é a capacidade de visualizar e distinguir duas estruturas com densidades semelhantes e está relacionada com o ruído. Quanto maior o ruído da imagem, mais difícil é a detecção de um objeto de baixo contraste, o que pode prejudicar a detecção de lesões. Na TC este parâmetro é a capacidade de mostrar variações de coeficiente de atenuação linear muito pequenas. O tamanho da

estrutura que é visível depende do nível de contraste dessa estrutura em relação ao fundo, por exemplo um nódulo num tórax é mais visível do que no fígado^{14,16}. Quanto menor é o contraste é mais difícil, diferenciar duas regiões vizinhas²⁰.

2.2.3 - Ruído

Todos os *pixels* da imagem deveriam apresentar o mesmo número de TC para que na imagem não existisse ruído. As variações aleatórias destes valores podem dar origem ao ruído na imagem.

O ruído depende de vários fatores, entre eles, o tamanho do *pixel*, espessura de corte, kV que vai implicar a dose no paciente, filtração e eficiência do detetor^{14, 19}

2.2.4 - Calibração e Linearidade dos números de TC

Para que o valor do número de TC da água seja zero, e cada tecido tenha o número de TC correto, é necessário fazer a calibração dos equipamentos de TC.

Um desvio de linearidade, indica que pode haver falha no funcionamento do equipamento^{14, 19}

2.2.5 - Uniformidade

Se um objeto é uniforme, por exemplo a água, todos os *pixels* que formam a imagem devem ter o mesmo valor. Isto significa que se o equipamento estiver ajustado de forma adequada, o desvio padrão dos valores dos números de TC deve ser igual a zero¹⁴.

2.3 – Parâmetros de Dosimetria em Tomografia Computorizada

Na TC são utilizadas grandezas específicas para medir e expressar a dose de radiação. As principais grandezas são:

2.3.1 – CTDI

O parâmetro mais específico e usado para estimar e minimizar a dose na TC é o CTDI (*Computed Tomography Dose Index*)^{19, 21, 22}, que é a soma da dose absorvida num único corte axial e a dose dispersa.

O CTDI é obtido pelo integral da dose absorvida ao longo do eixo Z, dividido pela espessura do corte. A unidade utilizada para medir é o Gy (*gray*)²¹. A fórmula abaixo descrita mostra como é calculado o CTDI.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad 2.3.1$$

A figura nº 2.3.1 mostra o perfil de dose de radiação. As caudas do perfil de dose são causadas pela divergência dos raios x e por radiação dispersa²³. O valor máximo do perfil de dose de radiação chama-se dose de pico²³.

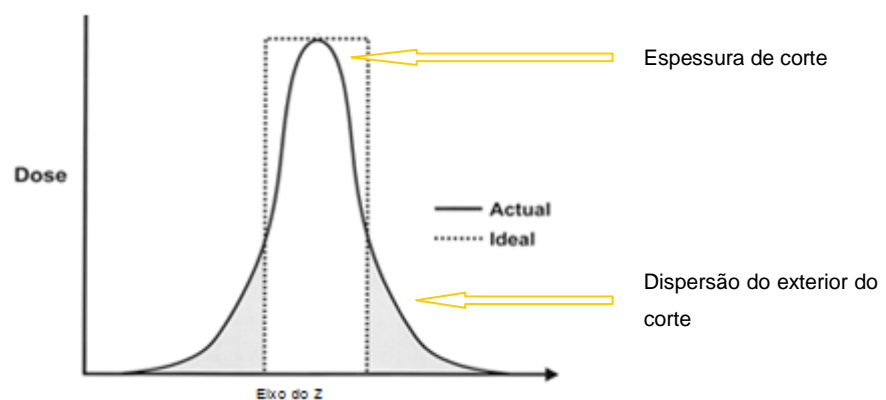


Figura nº 2.3. 1 Ilustração do CTDI²³

A ilustração do CTDI é considerada a dose absorvida no corte, incluindo a dispersão exterior ao corte²³.

2.3.2 - CTDI₁₀₀

Normalmente as câmaras de ionização para medir o CTDI têm um comprimento de 100 mm, devendo-se colocar a câmara centrada com o corte em estudo²¹.

A unidade de medida é o Gy (*gray*). Matematicamente o CTDI₁₀₀ é definido pela seguinte equação.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad 2.3.2$$

Na figura nº 2.3.2 podemos observar um fantoma para a medição do CTDI₁₀₀.

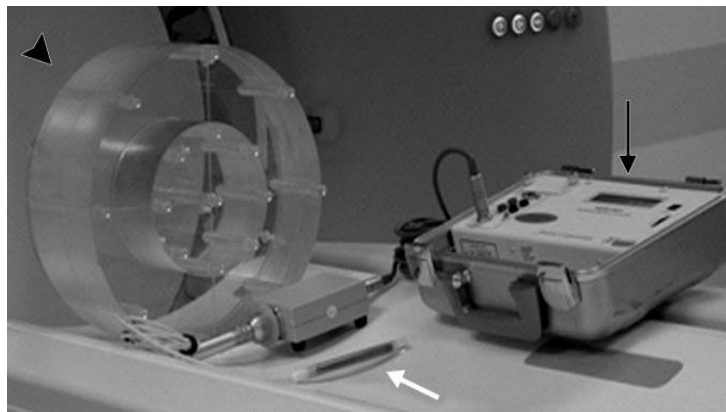


Figura nº 2.3. 2 Fantoma e câmara de ionização para medição do CTDI₁₀₀²².

2.3.3 - CTDI_w

A medição do CTDI_w (ponderado) realiza-se num fantoma apropriado, normalmente de acrílico. Um dos métodos para calcular o CTDI é colocar câmaras de ionização no centro e periferia de um fantoma e verificar as diferenças das doses absorvidas, utilizando a soma ponderada dos valores CTDI centrais e periféricos²¹.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c(centro)} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p(periferia)} \quad 2.3.3$$

2.3.4 - CTDI *vol*

A prática de exames de TC helicoidal têm vindo a aumentar, e obtêm-se muitos cortes sequenciais durante uma aquisição em espiral, pelo que é necessário tomar em consideração a relação entre o incremento da mesa e a rotação da ampola (*pitch*)^{21,22}. Se o *pitch* for inferior à unidade vai haver sobreposição do feixe de raio-X, e a dose absorvida aumenta. O CTDI_{vol} (volume) é definido pela expressão:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad 2.3.4$$

Nos aparelhos de TC atuais antes de cada aquisição é mostrado o valor do índice de dose (CTDI_{vol}) de acordo com os parâmetros seleccionados²¹.

2.3.5 - DLP

Para calcular a dose absorvida durante a aquisição de um exame de TC, é necessário saber a extensão a estudar e multiplicá-la pelo valor do CTDI_{vol}.

Assim o DLP (*Dose Length Product*) indica a dose média de radiação absorvida em *mGy.cm* durante um exame completo^{21,22}.

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{Comprimento do varrimento do exame} \quad 2.3.5$$

2.3.6 - Dose efectiva

Dose efectiva é a média ponderada dos valores das doses equivalentes dos órgãos ou tecidos do corpo, onde o W_T é o factor de ponderação dos tecidos ou órgãos e H_T é a dose equivalente para cada órgão ou tecido. A unidade em que é expressa é o Sievert ($J.Kg^{-1}$)^{18,21}

$$E = \sum W_T H_T \quad 2.3.6$$

3. EQUIPAMENTO E SOFTWARE

3.1 – Equipamento Tomografia Computorizada

Como já foi referido, para efectuar as imagens pretendidas utilizou-se a TC *Philips Brilliance multislice* de 16 cortes (Figura nº 3.1), existente no Centro Hospitalar Lisboa Norte (Hospital Pulido Valente).



Figura nº 3.1 Tomografia Computorizada *Philips Brilliance multislice* de 16 cortes²⁴.

A TC *Philips Brilliance multislice* de 16 cortes está equipada com monitor de 21 polegadas com resolução de 1280×1024 pixéis para visualização das imagens²⁵ As configurações dos detetores podem variar dependendo do protocolo utilizado e do exame a efetuar.

Normalmente para o exame de TC de Tórax utiliza-se uma configuração de detetores de 16×0,75.

A tabela nº 3.1 mostra a configuração de detetores que pode ser utilizada para os diferentes protocolos, bem como a espessura de corte que se pode utilizar para cada configuração dos detetores (por exemplo na primeira linha utilizam-se 16 detetores de 1,5 mm cada), as espessuras de corte da imagem reconstruída e a espessura de irradiação para cada configuração de detetores²⁵.

Tabela nº 3. 1 Relação entre as diferentes configurações dos detetores

| Configuração dos detetores | Espessura de corte (mm) | Espessura de irradiação (mm) |
|----------------------------|-------------------------|------------------------------|
| 16x1,5 | 2; 3; 5 | 24 |
| 16x0,75 | 0,8; 1; 1,5; 2; 3; 5 | 12 |
| 8x3 | 3,5; 4,5; 7,5 | 24 |
| 4x3 | 3,3; 4,5; 7,5 | 12 |
| 4x1,5 | 2; 3; 5 | 6 |
| 4x0,75 | 0,8; 1; 1,5; 2,3 | 3 |

3.2 - Protocolos utilizados

O protocolo utilizado para o exame TC de Tórax no Hospital Pulido Valente (H.P.V.) foi acordado entre os operadores. Este protocolo é efetuado para todos os exames de tórax independentemente da patologia em estudo. Quando necessário, após esta aquisição pode-se efetuar outro protocolo para visualizar patologias específicas, ou quando existe dúvida nas imagens obtidas. A tabela seguinte apresenta os parâmetros técnicos do protocolo utilizado.

Tabela nº 3. 2 Protocolo utilizado no exame de TC de Tórax no Hospital Pulido Valente.

| TC Tórax | Protocolo |
|------------------------|--|
| Espessura de corte | 5mm |
| Potencial da ampola | 120kV |
| Carga elétrica | 150mAs/rotação |
| Reconstrução da imagem | Resolução <i>Lung Enhanced</i> e Resolução <i>Standard</i> |
| Filtros | Filtro (L) e Filtro (B) |

Para melhorar a qualidade da imagem, adiciona-se um filtro padrão específico do equipamento. O filtro L utiliza-se para melhorar as imagens de pulmão e o filtro B para imagens de mediastino.

(L) é um filtro mais nítido, dá-nos os valores de TC relativamente corretos, mesmo nos pequenos detalhes. É recomendado para imagens de pulmão com ruído baixo²⁵.

(B) é um filtro suavizado, nítido, mas com mais ruído. Recomendado para tórax (mediastino), abdómen e pélvis²⁵.

Além do filtro é necessário obter imagens com janelas (*windowing*) diferentes, porque o olho humano não consegue distinguir todos os níveis de cinzento (unidades de *Hounsfield*), pelo fato dos tecidos terem diferentes coeficientes de atenuação²⁶

No exame TC de Tórax as imagens são obtidas em duas janelas diferentes: A janela de mediastino e a janela de parênquima pulmonar (pulmão).

Na janela de pulmão (figura nº 3.2) apenas se visualiza o parênquima pulmonar, pelo fato de os números de TC serem baixos, a janela utilizada normalmente é de W = 1500 (*windows*) e L = -500 (nível). Para visualizar mediastino (figura nº 3.2.1) utilizamos a janela de W 350 e L 30.

Estas janelas podem ser alteradas, para melhor visualizar alguma patologia²⁷.



Figura nº 3. 2 Imagem de TC de Tórax com janela de pulmão e resolução *Lung Enhanced*. Imagem obtida no Hospital Pulido Valente.

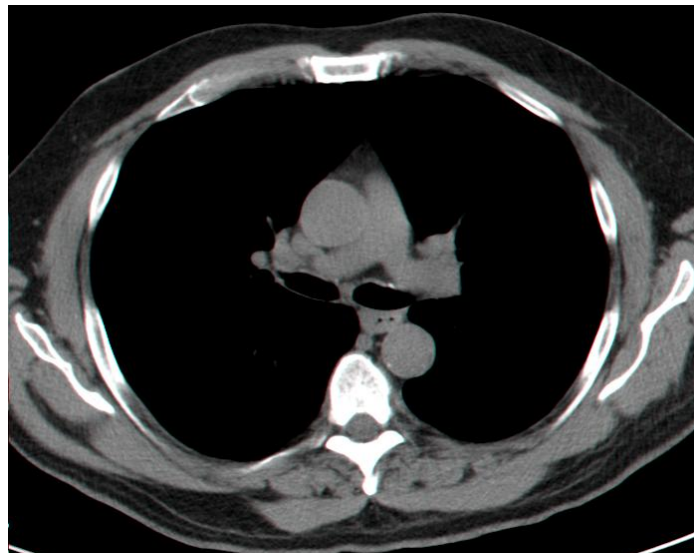


Figura nº 3.2. 1 Imagem de TC de Tórax com janela de mediastino e resolução *Standard*. Imagem obtida no Hospital Pulido Valente.

3-3 - Fantoma *Catphan*® 500

O *Catphan*® 500 é um fantoma utilizado para desenvolver o potencial máximo do desempenho dos equipamentos de TC^{25,28} e implementar um programa de garantia de qualidade²⁹.

É possível efetuar testes de alinhamento, uniformidade, espessura de corte, números de TC, resolução espacial e baixo contraste.

O fantoma é formado por 4 módulos: CTP 401, CTP 528, CTP 515, CTP 486, organizados com intervalos definidos^{28,19}.

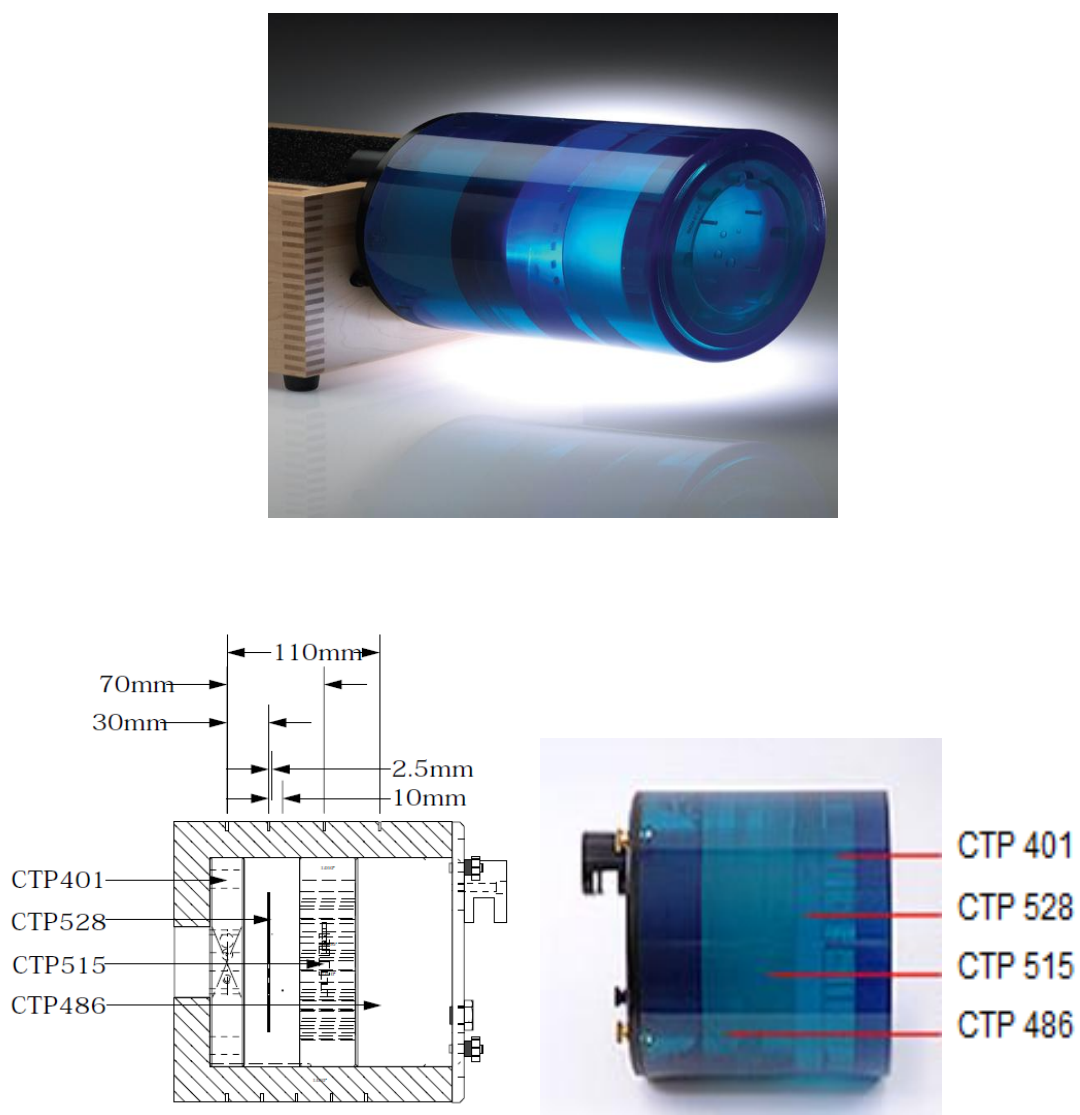


Figura nº 3. 3 Fantoma *Catphan*® 500 e respetivos módulos²⁸.

3.3.1 – CTP 401

Este módulo verifica o alinhamento do laser da TC, a espessura de corte e a exatidão dos números de TC^{28,29}.

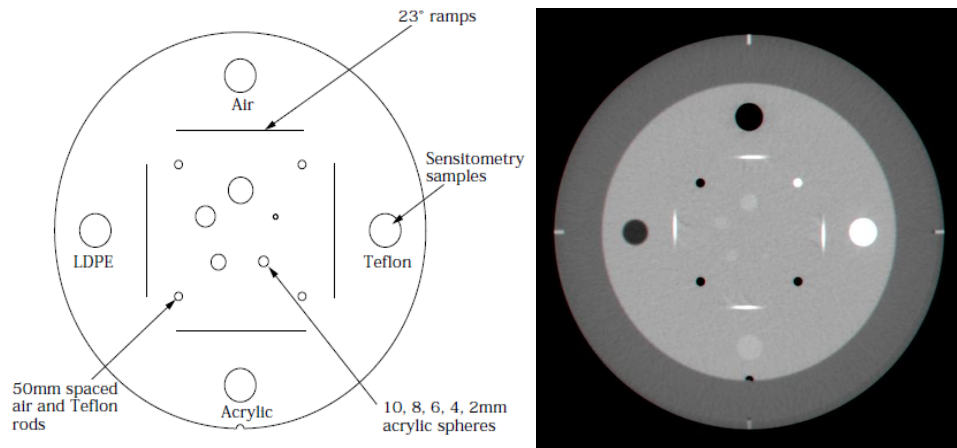


Figura nº 3.3. 1 Módulo CTP 401 e imagem adquirida durante os testes²⁸.

3.3.2 – CTP 528

Este módulo verifica a resolução espacial, através de 21 conjuntos de par de linhas/cm. É medido visualmente, avaliando a resolução a partir da análise do 1º ao 21º grupo de par de linhas/cm^{19,28}.

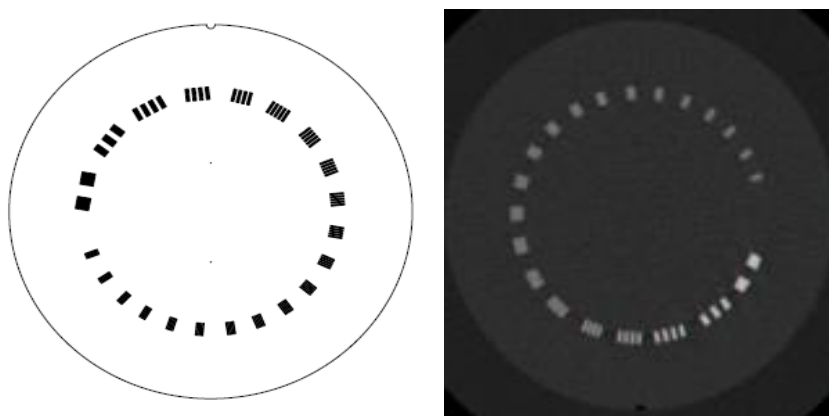
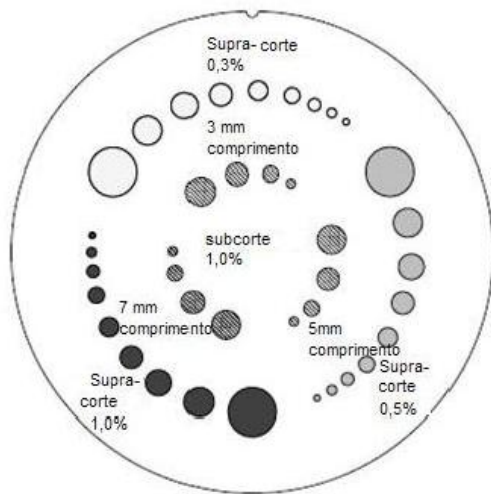


Figura nº 3.3. 2 Módulo CTP 528 e imagem adquirida durante os testes²⁸.

3.3.3 – CTP 515

Este módulo mede a resolução de baixo contraste. Esta resolução é determinada com objetos de dimensão superior (*supra-slice*) ou inferior (*sub-slice*) à espessura de corte^{28,29}. Existem três níveis nominais de contraste: 0,3%; 0,5%; 1,0%. Cada nível é formado por vários Alvos (círculos) de diâmetros diferentes como mostra a figura nº 3.3.3. Os Alvos de cada grupo de contraste são formados pelo mesmo material, para que o nível de contraste seja igual para todos os Alvos.



| Níveis nominais de contraste |
|------------------------------|
| 0,3 |
| 0,5% |
| 1,0% |

| Diâmetro dos Alvos | |
|--------------------|----------|
| Supra corte | Subcorte |
| 2,0mm | 3,0mm |
| 3,0mm | 5,0mm |
| 4,0mm | 7,0mm |
| 5,0mm | 9,0mm |
| 6,0mm | |
| 7,0mm | |
| 8,0mm | |
| 9,0mm | |
| 15,0mm | |

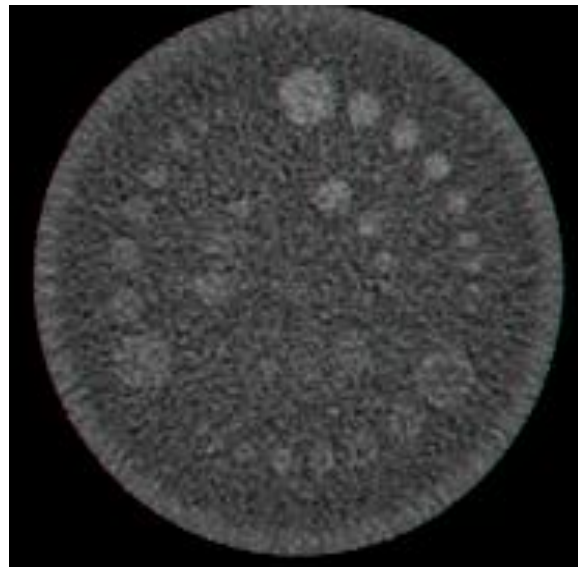


Figura nº 3.3. 3 Módulo CTP 515²⁸.

Módulo CTP 515, com os níveis de contraste e o diâmetro dos Alvos *supra-slice* e *Subslice*²⁸, e a imagem adquirida durante os testes efetuados para o estudo.

3.3.4 – CTP 486

Este módulo avalia a uniformidade dos números de TC. É constituído por um material uniforme com cerca de 2% da densidade da água. Também é utilizado para realizar as medições da uniformidade espacial, a média dos números de TC e o valor do ruído²⁸.

A uniformidade do sistema é avaliada através das medições efetuadas em diferentes locais através da colocação de uma ROI (*Region of Interest*)²⁸ e comparação dos valores nas várias regiões.

O valor do ruído é avaliado através do desvio padrão dos valores de TC.

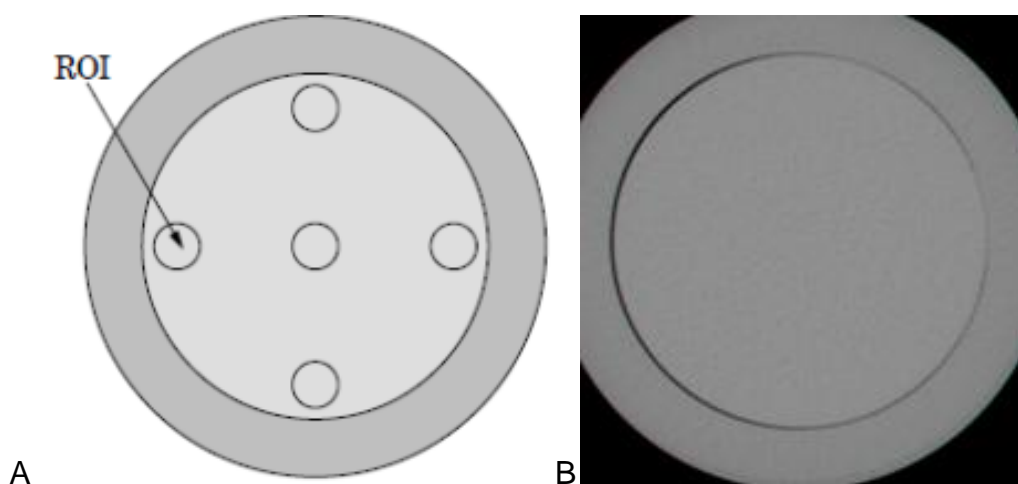


Figura nº 3.3.4 Módulo CTP 486²⁸.

Módulo CTP 486¹⁷ com o posicionamento dos ROIs para avaliar a uniformidade dos números de TC.e a imagem obtida do fantoma.

4 .-.PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Os testes realizados para este estudo foram efetuados segundo o protocolo do manual do fabricante do fantoma Catphan ® 500.

A seguir são descritos os procedimentos para cada módulo do fantoma.

O fantoma é colocado no fim da mesa da TC, com a caixa do fantoma aberta. Este deve ser alinhado com os lasers da Gantry, incidindo nos pontos brancos existentes nas partes laterais e na parte superior do fantoma. Está concebido para que cada secção seja localizada de forma precisa na mesa da TC a partir do centro da primeira secção (CTP 401), visto que a distância entre os módulos são fixas²⁸.

Os valores de índice de dose CTDI foram obtidos a partir dos valores indicados pelo equipamento. Estes valores foram validados no momento das medições sendo verificados periodicamente no programa de controlo de qualidade do equipamento.

Foram adquiridas imagens para as diferentes energias do feixe (90k kV, 120 kV,140 kV), e em cada uma destas energias para várias cargas elétricas (100 mAs,150 mAs, 200 mAs, 250 mAs). Para cada combinação de energia e carga elétrica foram adquiridas imagens com resolução *Standard* e resolução *Lung Enhanced*.

4.1 - Alinhamento do fantoma

O fantoma foi posicionado na mesa de exame da TC sem almofadas nem o acolchoamento da mesa. Para verificar o alinhamento do fantoma vamos fazer coincidir os lasers da *gantry* com os pontos brancos existentes no fantoma. Para verificar este alinhamento adquirimos uma imagem do módulo CTP 401.

Este módulo é formado por 4 rampas de fios metálicos num ângulo de 23° da base até ao topo do módulo. Para que o fantoma esteja alinhado é necessário que estes fios estejam alinhados como mostra a figura nº 4.1.

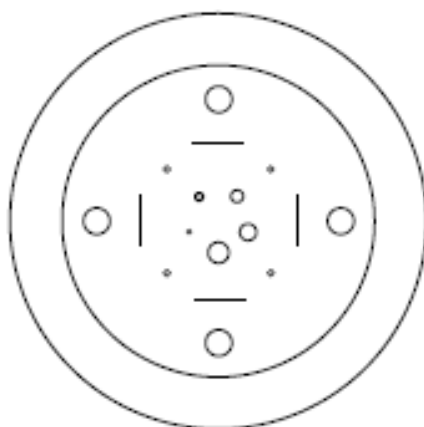


Figura nº 4. 1 Módulo CTP 401²⁸.

Demonstra o alinhamento correto do fantoma, devido á simetria das quatro rampas (fios metálicos que se elevam a 23º da base até ao topo)²⁸.

Depois do fantoma alinhado procedemos à aquisição das imagens mantendo a espessura de corte, o *Pitch*, o FOV (campo de visão), e a matriz, variando a diferença de potencial da ampola (kV) e a carga elétrica do feixe (mAs).

Vamos variar o potencial da ampola entre 90kV, 120kV e 140kV. Para cada um destes potenciais vamos fazer variar a carga elétrica do feixe entre 100 mAs, 150 mAs, 200 mAs e 250 mAs, como se mostra na tabela nº 4.1.

Tabela nº 4. 1 Parâmetros de aquisição utilizados para o estudo de TC de Tórax para resolução *Standard* e *Lung Enhanced*

| kV | mAs | Espessura de corte | <i>Pitch</i> | FOV (campo de visão) | Matriz |
|-----|-----|--------------------|--------------|----------------------|---------|
| 90 | 100 | 5mm | 1.183 | 300mm | 768*768 |
| | 150 | | | | |
| | 200 | | | | |
| | 250 | | | | |
| 120 | 100 | | | | |
| | 150 | | | | |
| | 200 | | | | |
| | 250 | | | | |
| 140 | 100 | | | | |
| | 150 | | | | |
| | 200 | | | | |
| | 250 | | | | |

4.2 - Verificação dos números de TC

Com o módulo CTP401, estudamos a linearidade dos números de TC. Neste fantoma encontramos quatro círculos contendo materiais diferentes, como Teflon, Acrílico, LDPE (*low density polyethylene*) ou seja polietileno de baixa densidade e o ar.

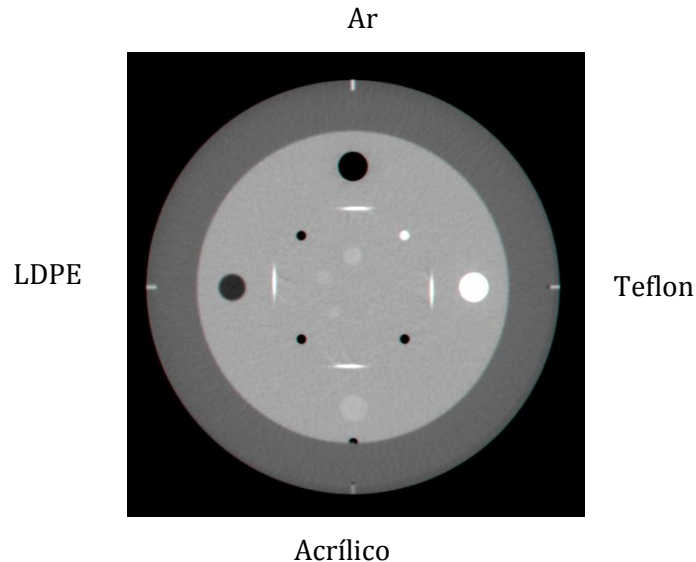


Figura nº 4. 2 Imagem adquirida com o Módulo CTP 401
Visualização dos diferentes materiais que constituem este Módulo.

Cada material tem números de TC diferentes, e estes podem variar com a energia do feixe de radiação, densidade do meio, sistemas de calibração, tamanho, forma e composição do objeto²⁸. Os números de TC destes materiais situam-se normalmente entre -1000 e +1000 (escala de *Hounsfield*), mas com as alterações das energias do feixe de radiação estes valores sofrem alterações

Estes valores vão ser calculados através da expressão:

$$TC = 1000 \times \frac{\mu_{(x,y)} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad 4.2$$

Com esta fórmula calculamos os números de TC obtidos com o fantoma e comparamo-los com os números de TC obtidos a partir dos coeficientes de atenuação linear.¹

A média de energia do feixe de radiação para cada um dos materiais foi calculado a partir dos resultados obtidos dos números de TC.

¹ Consultar manual do fantoma *Catphan*® 500¹⁷ página 19.

4.3 – Resolução espacial

A resolução espacial foi avaliada com o módulo CTP 528. Esta avaliação foi efetuada visualmente e tem como objetivo verificarmos quantos pares de linhas conseguimos visualizar. No entanto, esta avaliação pode ser subjetiva, porque depende do observador, o qual pode interpretar o número de pares de linhas distinguíveis, também depende da janela de visualização (*Windows e Level*).

Para melhor analisar o número de pares de linhas/cm visíveis, optou-se por ampliar as imagens através de uma lente de aumento existente no *software* do equipamento onde as imagens foram analisadas. Os resultados obtidos permitiram correlacionar o número de pares de linhas/cm observadas com a dose, para cada potencial da ampola e carga elétrica do feixe (kV e mAs), e para a resolução *Standard* e resolução *Lung Enhanced*.

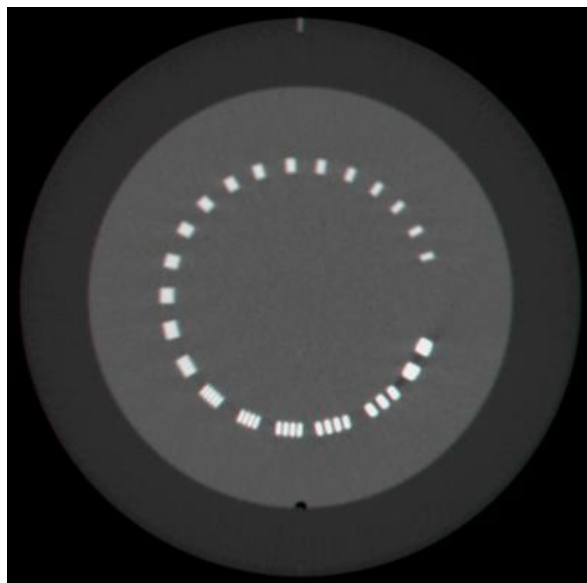


Figura nº 4.3 Imagem adquirida com o Módulo CTP 528
Este módulo é formado por 21 pares de linhas/cm.

4.4 – Resolução de baixo contraste

Com o módulo CTP 515 estudamos a resolução de baixo contraste nas imagens adquiridas com os diferentes parâmetros.

Este módulo é constituído por três níveis de contraste de 0,3%, 0,5% e 1% e por cilindros de altura maior que a espessura de corte, chamados de *Supra-slice* (maior que o corte) e de altura inferior *Subslice* (sub corte).

A detetabilidade de baixo contraste normalmente é relacionada com o menor alvo que pode ser visto no módulo, ou seja, verifica-se qual o alvo mais pequeno ainda visível em cada nível de contraste (0,3%; 0,5%; 1,0%).

A resolução de baixo contraste é afetada pelo ruído²⁸, ao aumentar os mAs vamos ter um maior número de fótons²⁸ que chegam aos detetores, o que significa um aumento da dose de radiação correspondendo a uma melhoria da qualidade da imagem por diminuição do ruído.

Os dados obtidos permitiram a correlação da resolução de baixo contraste com a dose ($CTDI_{Vol}$).

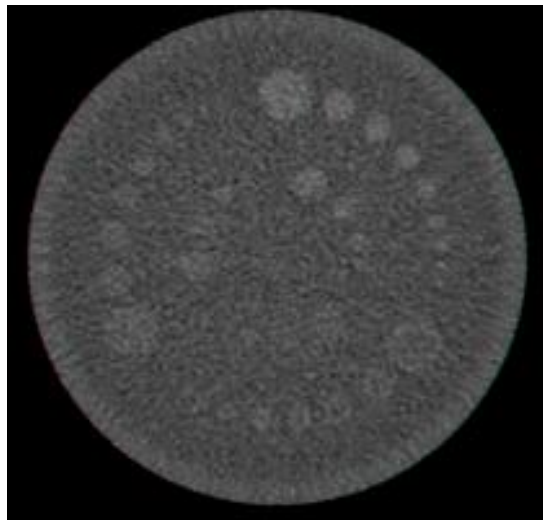


Figura nº 4. 4 Imagem adquirida com o Módulo CTP 515 onde se podem observar os alvos em cada nível de contraste.

4.5. - Uniformidade

Após as aquisições das imagens para determinar a uniformidade com o módulo CTP 486, determinamos o número de TC em diferentes pontos da imagem, colocando um ROI (*Region of Interest*)²⁸ no centro e quatro ROI em várias zonas periféricas, para todos os parâmetros técnicos. Para o ROI selecionado o equipamento dá-nos os valores do número de TC e o desvio padrão.

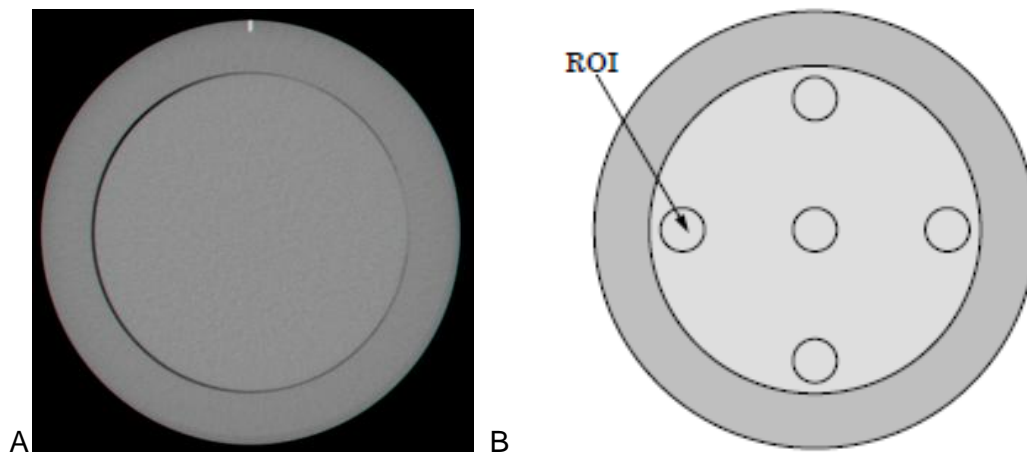


Figura nº 4. 5 Imagem do Módulo CTP 486

A - Mostra a Imagem do Módulo CTP 486 adquirida. B - Imagem com os ROIs para determinação dos números de TC²⁸.

A Uniformidade pode ser medida pela determinação do valor máximo e mínimo dos números de TC, usando a seguinte equação:

$$Uniformidade = \frac{TC_{m\acute{a}x} - TC_{m\grave{i}n}}{TC_{m\acute{a}x} + TC_{m\grave{i}n}} \quad 4.5$$

Com esta equação obtemos a uniformidade dos números de TC para as imagens recolhidas com os vários parâmetros de aquisição. Depois de obter os valores da uniformidade de contraste para cada imagem, relacionamos estes dados com a dose (CTDI_{Vol}).

Como os ROIs colocados para efetuar a medição eram da mesma dimensão, avaliamos o ruído através do desvio padrão em função da dose para todos os parâmetros técnicos.

5 – RESULTADOS

Para melhor compreensão dos dados obtidos efetuamos tabelas e gráficos que permitem a correlação com a dose ($CTDI_{vol}$).

5.1 Índice de dose

A tabela nº 5.1.1 apresenta o índice de dose obtido em unidades de mGy.cm e a diferença de potencial da ampola aplicada (relacionada com a energia) e a carga elétrica do feixe de radiação. Como expectável, a dose aumenta com o aumento da energia do feixe e da carga elétrica kV e mAs.

Tabela nº 5.1.1 Dose ($CTDI_{vol}$) em função da diferença de potencial da ampola e da carga elétrica do feixe

| Energia (kV) | Carga (mAs) | $CTDI_{vol}$ (mGy) |
|--------------|-------------|--------------------|
| 90 | 100 | 3,4 |
| | 150 | 5 |
| | 200 | 6,7 |
| | 250 | 8,4 |
| 120 | 100 | 7,8 |
| | 150 | 11,6 |
| | 200 | 15,5 |
| | 250 | 19,4 |
| 140 | 100 | 12,1 |
| | 150 | 18,1 |
| | 200 | 24,2 |
| | 250 | 30,2 |

Começou-se por verificar a linearidade dos números de TC com o módulo CTP 401.

As tabelas 5.1.2 a 5.1.5 apresentam os resultados obtidos, onde podemos visualizar os números de TC e o desvio padrão obtidos para cada tipo de material existente neste módulo (CTP 401), ou seja para o Teflon, acrílico, LDPE, ar, e para os diferentes parâmetros de kV e mAs.

As tabelas 5.1.2 e 5.1.3 referem-se a Resolução *Standard*, sendo os resultados da resolução *Lung Enhanced* apresentados nas tabelas 5.1.4 e 5.1.5.

Tabela nº 5.1.2 Números de TC e desvio padrão obtidos com o Módulo CTP 401 para Ar e Teflon com resolução *Standard*.

| Material | kV | mAs | Nº de TC médio | Desvio Padrão | Material | kV | mAs | Nº de TC médio | Desvio Padrão |
|----------|-----|-----|----------------|---------------|----------|-----|-----|----------------|---------------|
| Ar | 90 | 100 | -997 | 9 | Teflon | 90 | 100 | 973 | 12 |
| | | 150 | -976 | 7 | | | 150 | 975 | 11 |
| | | 200 | -997 | 8 | | | 200 | 973 | 8 |
| | | 250 | -976 | 5 | | | 250 | 974 | 7 |
| | 120 | 100 | -972 | 7 | | 120 | 100 | 932 | 8 |
| | | 150 | -973 | 6 | | | 150 | 932 | 7 |
| | | 200 | -974 | 4 | | | 200 | 932 | 5 |
| | | 250 | -974 | 3 | | | 250 | 933 | 4 |
| | 140 | 100 | -970 | 5 | | 140 | 100 | 918 | 6 |
| | | 150 | -968 | 5 | | | 150 | 918 | 4 |
| | | 200 | -969 | 5 | | | 200 | 918 | 4 |
| | | 250 | -969 | 3 | | | 250 | 918 | 3 |

Tabela nº 5.1.3 Números de TC e desvio padrão obtidos com o Módulo 401 para Acrílico e LDPE com resolução *Standard*.

| Material | kV | mAs | Nº de TC médio | Desvio Padrão | Material | kV | mAs | Nº de TC médio | Desvio Padrão |
|----------|-----|-----|----------------|---------------|----------|-----|-----|----------------|---------------|
| Acrílico | 90 | 100 | 117 | 12 | LDPE | 90 | 100 | -101 | 9 |
| | | 150 | 116 | 8 | | | 150 | -99 | 8 |
| | | 200 | 119 | 7 | | | 200 | -100 | 5 |
| | | 250 | 117 | 6 | | | 250 | -100 | 6 |
| | 120 | 100 | 125 | 5 | | 120 | 100 | -85 | 7 |
| | | 150 | 125 | 6 | | | 150 | -85 | 5 |
| | | 200 | 124 | 4 | | | 200 | -87 | 5 |
| | | 250 | 124 | 5 | | | 250 | -86 | 3 |
| | 140 | 100 | 128 | 6 | | 140 | 100 | -77 | 6 |
| | | 150 | 129 | 4 | | | 150 | -77 | 4 |
| | | 200 | 130 | 3 | | | 200 | -78 | 4 |
| | | 250 | 129 | 4 | | | 250 | -78 | 4 |

Tabela nº 5.1.4 Números de TC e desvio padrão obtidos com o Módulo CTP 401 para o Ar e Teflon com resolução *Lung Enhanced*.

| Material | kV | mAs | Nº de TC médio | Desvio Padrão | Material | kV | mAs | Nº de TC médio | Desvio Padrão |
|----------|-----|-----|----------------|---------------|----------|-----|-----|----------------|---------------|
| Ar | 90 | 100 | -993 | 23 | Teflon | 90 | 100 | 994 | 32 |
| | | 150 | -998 | 21 | | | 150 | 993 | 24 |
| | | 200 | -994 | 16 | | | 200 | 992 | 23 |
| | | 250 | -996 | 15 | | | 250 | 994 | 20 |
| | 120 | 100 | -995 | 15 | | 120 | 100 | 952 | 22 |
| | | 150 | -995 | 14 | | | 150 | 953 | 18 |
| | | 200 | -995 | 12 | | | 200 | 954 | 15 |
| | | 250 | -996 | 11 | | | 250 | 954 | 15 |
| | 140 | 100 | -991 | 13 | | 140 | 100 | 937 | 17 |
| | | 150 | -991 | 11 | | | 150 | 938 | 15 |
| | | 200 | -990 | 9 | | | 200 | 938 | 14 |
| | | 250 | -991 | 9 | | | 250 | 938 | 11 |

Tabela nº 5.1.5 Números de TC e desvio padrão obtidos com o Módulo CTP 401 para Acrílico e LDPE com resolução *Lung Enhanced*.

| Material | kV | mAs | Nº de TC médio | Desvio Padrão | Material | kV | mAs | Nº de TC médio | Desvio Padrão |
|----------|-----|-----|----------------|---------------|----------|-----|-----|----------------|---------------|
| Acrílico | 90 | 100 | 119 | 21 | LDPE | 90 | 100 | -102 | 28 |
| | | 150 | 119 | 21 | | | 150 | -101 | 23 |
| | | 200 | 123 | 19 | | | 200 | -103 | 19 |
| | | 250 | 120 | 18 | | | 250 | -104 | 18 |
| | 120 | 100 | 128 | 17 | | 120 | 100 | -88 | 19 |
| | | 150 | 127 | 15 | | | 150 | -87 | 15 |
| | | 200 | 127 | 12 | | | 200 | -87 | 13 |
| | | 250 | 127 | 10 | | | 250 | -88 | 12 |
| | 140 | 100 | 131 | 15 | | 140 | 100 | -80 | 16 |
| | | 150 | 132 | 13 | | | 150 | -80 | 12 |
| | | 200 | 133 | 11 | | | 200 | -79 | 10 |
| | | 250 | 131 | 10 | | | 250 | -80 | 9 |

5.2 - Cálculo da energia efetiva do feixe

A partir das imagens obtidas com o módulo CTP 401 foram obtidos os valores dos números de TC de diferentes materiais: Teflon, LDPE (polietileno), Acrílico e do Ar. Para se realizar o cálculo da energia efetiva do feixe compararam-se os números de TC obtidos com os números de TC calculados a partir dos coeficientes de atenuação linear.² Como o número de TC do ar é -1000, independentemente da energia, vamos comparar os números de TC do Teflon, Acrílico e LDPE.

A tabela nº 5.2.1 mostra a média dos números de TC obtidos para cada tipo de material e diferença de potencial da ampola (kV) efetuados com resolução *Standard*.

Tabela nº 5.2.1 Números de TC obtidos para Teflon, LDPE e Acrílico com resolução *Standard*

| kV | Teflon | LDPE | Acrílico |
|-----|--------|---------|----------|
| 90 | 973,75 | -100,00 | 117,25 |
| 120 | 932,25 | -85,75 | 124,50 |
| 140 | 918,00 | -77,50 | 129,00 |

A partir da tabela dos coeficientes de atenuação em função da energia do feixe²⁸, vamos calcular o valor dos números de TC para os diferentes materiais (Teflon, LDPE e Acrílico). Para calcular este valor utilizamos a seguinte formula:

$$TC = 1000 \times \frac{\mu_{(x,y)} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad 5.2$$

Em que $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente de atenuação linear da água, e $\mu_{(x,y)}$ é o coeficiente linear do material a estudar para cada energia.

Os gráficos seguintes foram efetuados para resolução *Standard* com 90 kV, para Acrílico, LDPE e Teflon (A, B e C) respetivamente. O gráfico D mostra a diferença entre o valor teórico dos números de TC e o valor experimental obtido (soma das diferenças entre o valor teórico e o valor obtido dos números de TC).

² Manual do fantoma *Catphan*® 500¹⁷ página 19.

Este valor é obtido a partir da expressão:

$$y^2 = \left(\frac{Acril_{T(E)} - Acril_x}{Acril_x} \right)^2 + \left(\frac{LDPE_{T(E)} - LDPE_x}{LDPE_x} \right)^2 + \left(\frac{Teflon_{T(E)} - Teflon_x}{Teflon_x} \right)^2 \quad 5.2.1$$

Em que:

Y^2 corresponde ao resultado obtido no gráfico D.

$Acril_{T(E)}$ corresponde ao valor do número TC teórico em função da energia para o Acrílico.

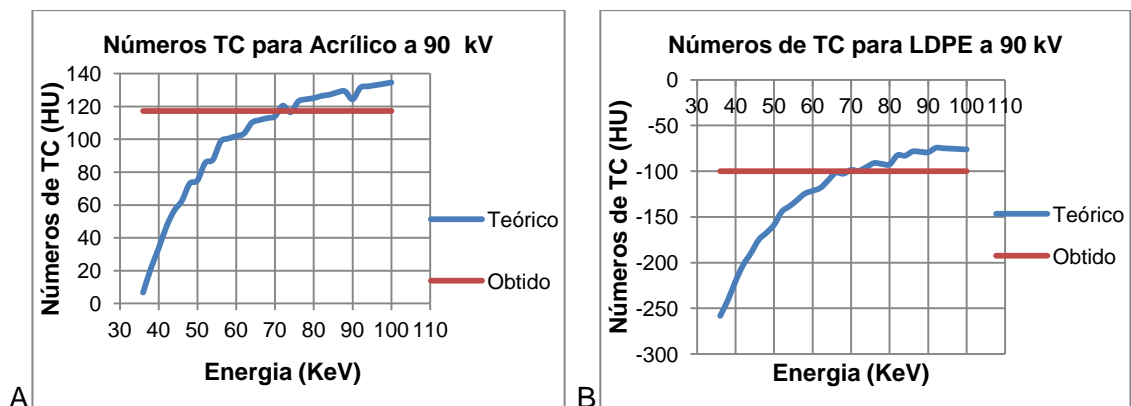
$Acril_x$ corresponde ao valor experimental do número TC para o Acrílico.

$LDPE_{T(E)}$ corresponde ao valor do número TC teórico em função da energia para o LDPE.

$LDPE_x$ corresponde ao valor experimental do número de TC para o LDPE.

$Teflon_{T(E)}$ corresponde ao valor do número de TC teórico em função da energia para o Teflon. $Teflon_x$ corresponde ao valor experimental do número TC para o Teflon.

Os gráficos nº 5.2.1 foram efetuados para 90 kV e resolução *standard*.



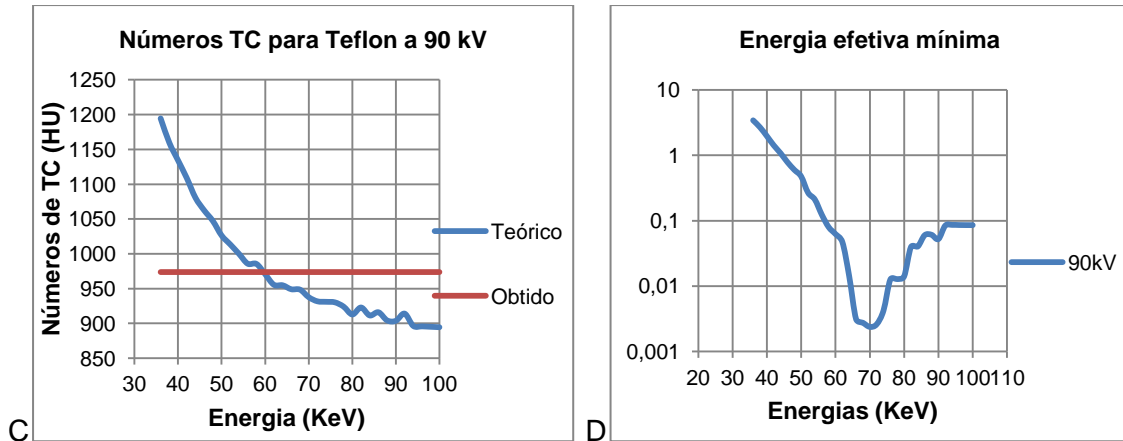
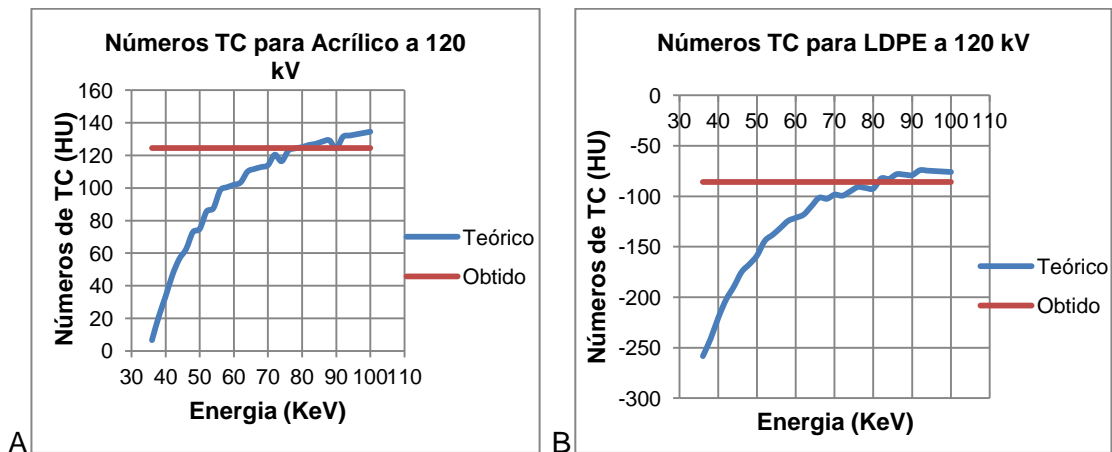


Gráfico nº 5.2.1 Cálculo da energia efetiva para 90 kV e resolução *Standard*

A linha azul dos gráficos A, B e C mostra os números de TC teóricos, calculados a partir dos coeficientes de atenuação linear. A linha vermelha corresponde aos números de TC calculados a partir das imagens adquiridas com o fantoma (*Catphan® 500*²⁸ página 19). A energia dada pelo ponto onde as duas linhas se cruzam corresponde a energia efetiva estimada para cada um dos materiais. O gráfico D mostra a energia efetiva que corresponde ao mínimo valor encontrado.

A partir da análise do mínimo do desvio entre o valor obtido e o valor teórico para o conjunto dos 3 materiais, gráfico D, estima-se que a energia efetiva do feixe de radiação obtida para 90 kV é de cerca de 70 keV.

Os gráficos nº 5.2.2 foram efetuados para 120 kV e resolução *Standard*.



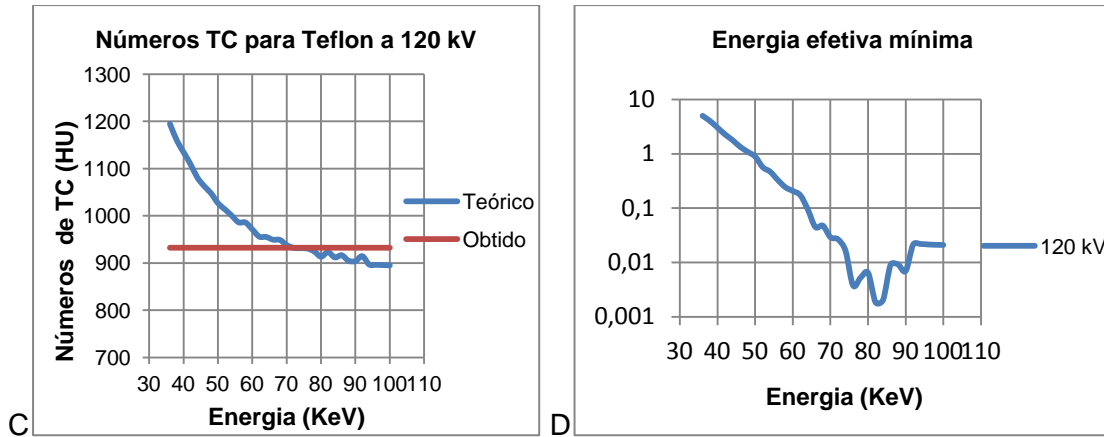
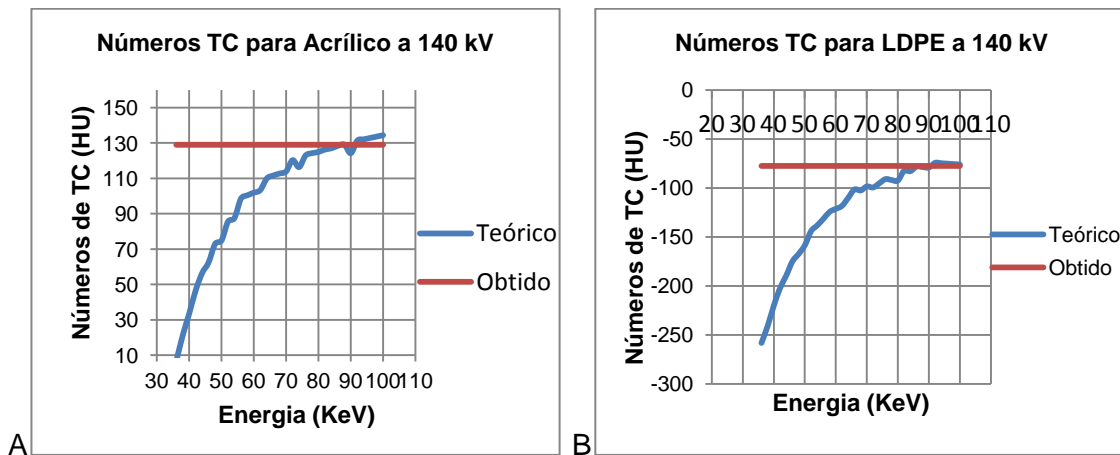


Gráfico nº 5.2.2 Cálculo da energia efetiva do feixe para 120 kV e resolução *Standard*

A linha azul dos gráficos A, B e C mostra os números de TC teóricos, calculados a partir dos coeficientes de atenuação linear. A linha vermelha corresponde aos números de TC calculados a partir das imagens adquiridas com o fantoma (*Catphan*® 500²⁸ página 19). A energia dada pelo ponto onde as duas linhas se cruzam corresponde a energia efetiva estimada para cada um dos materiais. O gráfico D mostra a energia efetiva que corresponde ao mínimo valor encontrado para 120 kV.

A partir da análise do mínimo do desvio entre o valor obtido e o valor teórico para o conjunto dos 3 materiais, gráfico D, estima-se que a energia efetiva do feixe de radiação obtida para 120 kV é de cerca de 82 keV.

Os gráficos nº 5.2.3 foram efetuados para 140 kV e resolução *Standard*



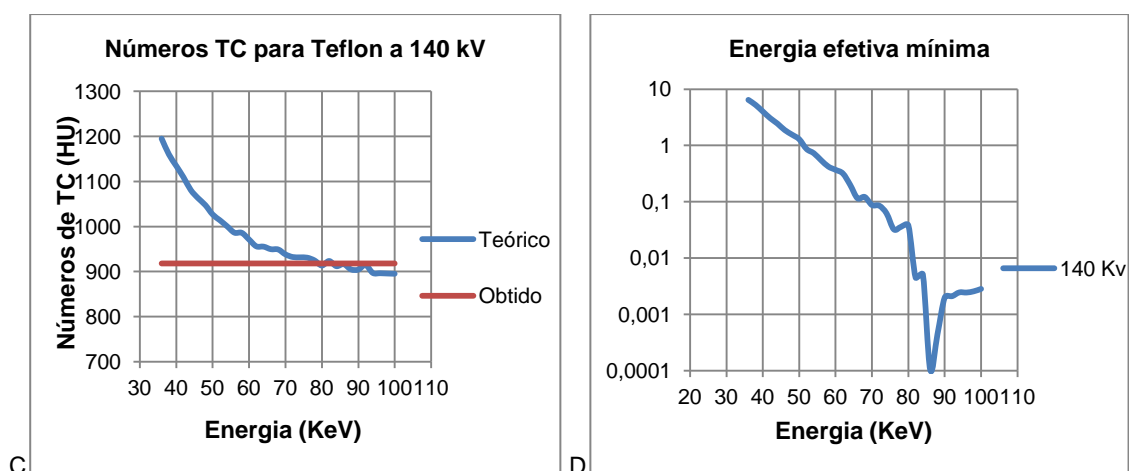


Gráfico nº 5.2.3 Cálculo da energia efetiva para 140 kV e resolução *Standard*

A linha azul dos gráficos A, B e C mostra os números de TC teóricos, calculados a partir dos coeficientes de atenuação linear. A linha vermelha corresponde aos números de TC calculados a partir das imagens adquiridas com o fantoma (*Catphan® 500*²⁸ página 19). A energia dada pelo ponto onde as duas linhas se cruzam corresponde a energia efetiva estimada para cada um dos materiais. O gráfico D mostra a energia efetiva que corresponde ao mínimo valor encontrado.

A partir da análise do mínimo do desvio entre o valor obtido e o valor teórico para o conjunto dos 3 materiais, gráfico D, estima-se que a energia efetiva do feixe de radiação obtida para 140 kV é cerca de 86 keV.

A tabela 5.2.2 mostra a média dos Números TC obtidos para cada tipo de material e potencial da ampola, para a resolução *Lung Enhanced*.

Tabela nº 5.2.2 Números de TC obtidos para Teflon, LDPE e Acrílico com resolução *Lung Enhanced*.

| kV | Teflon | LDPE | Acrílico |
|-----|--------|--------|----------|
| 90 | 993,25 | -102,5 | 120,25 |
| 120 | 953,25 | -87,5 | 127,25 |
| 140 | 937,75 | -79,75 | 131,75 |

Os gráficos seguintes foram efetuados para 90 kV; 120 kV e 140 kV, com o Acrílico, LDPE e Teflon (A, B e C) respetivamente. O gráfico D mostra a diferença entre o valor teórico dos números de TC e o valor obtido (soma das diferenças entre o valor teórico e o valor obtido dos números de TC).

Os gráficos nº 5.2.4 foram efetuados para 90 kV e resolução *Lung Enhanced*.

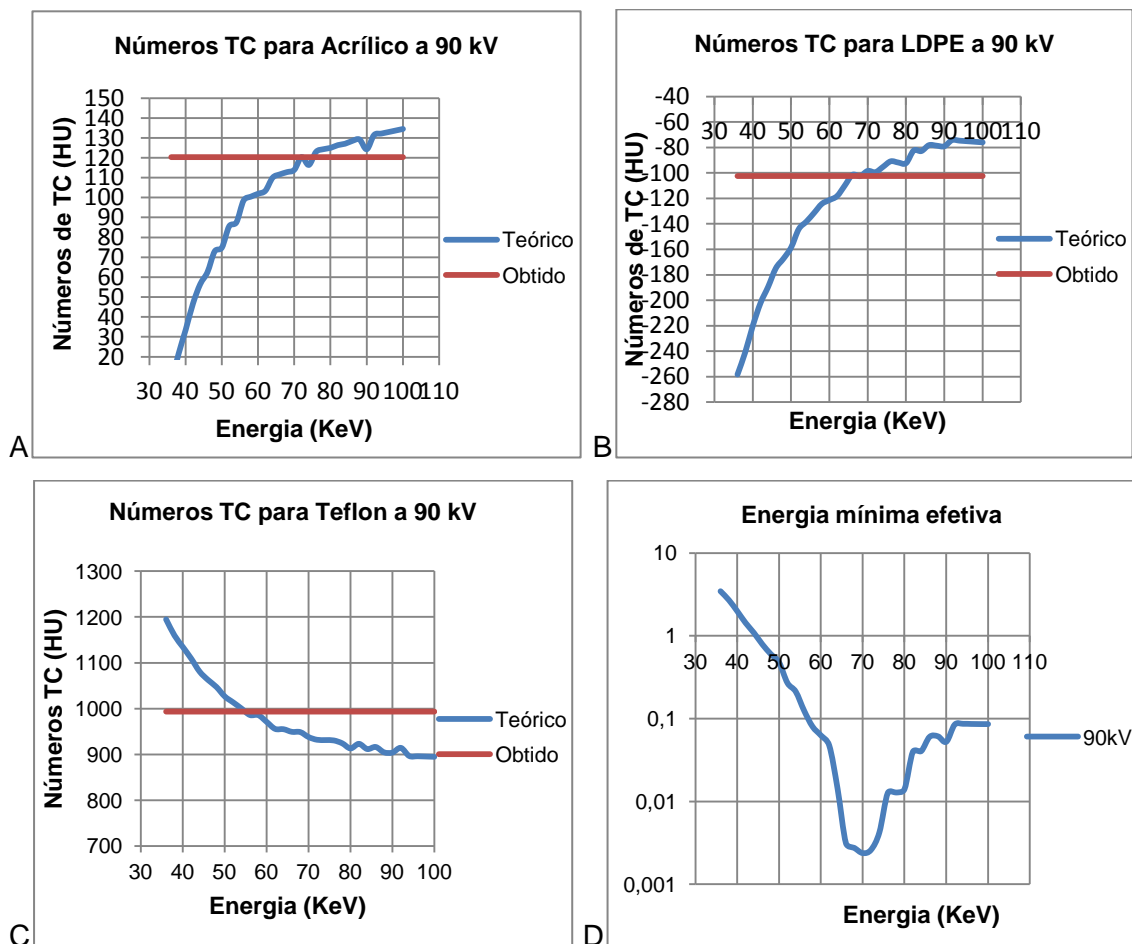


Gráfico nº 5.2.4 Cálculo da energia efetiva do feixe para 90 kV e resolução *Lung Enhanced*.

Nos gráficos A, B e C a linha azul dá-nos os números de TC teóricos, calculados a partir do manual do fantoma (*Catphan® 500*²⁸ página 19). A linha vermelha mostra os números de TC das imagens obtidas com o fantoma. O ponto onde as duas linhas se cruzam corresponde a energia emitida pelo feixe de radiação. O gráfico D mostra a energia efetiva que corresponde ao mínimo valor encontrado.

A partir da análise do mínimo do desvio entre o valor obtido e o valor teórico para o conjunto dos 3 materiais, gráfico D, estima-se que a energia efetiva do feixe de radiação obtida para 90 kV é cerca de 70 KeV.

Os gráficos nº 5.2.5 foram efetuados para 120 kV e resolução *Lung Enhanced*.

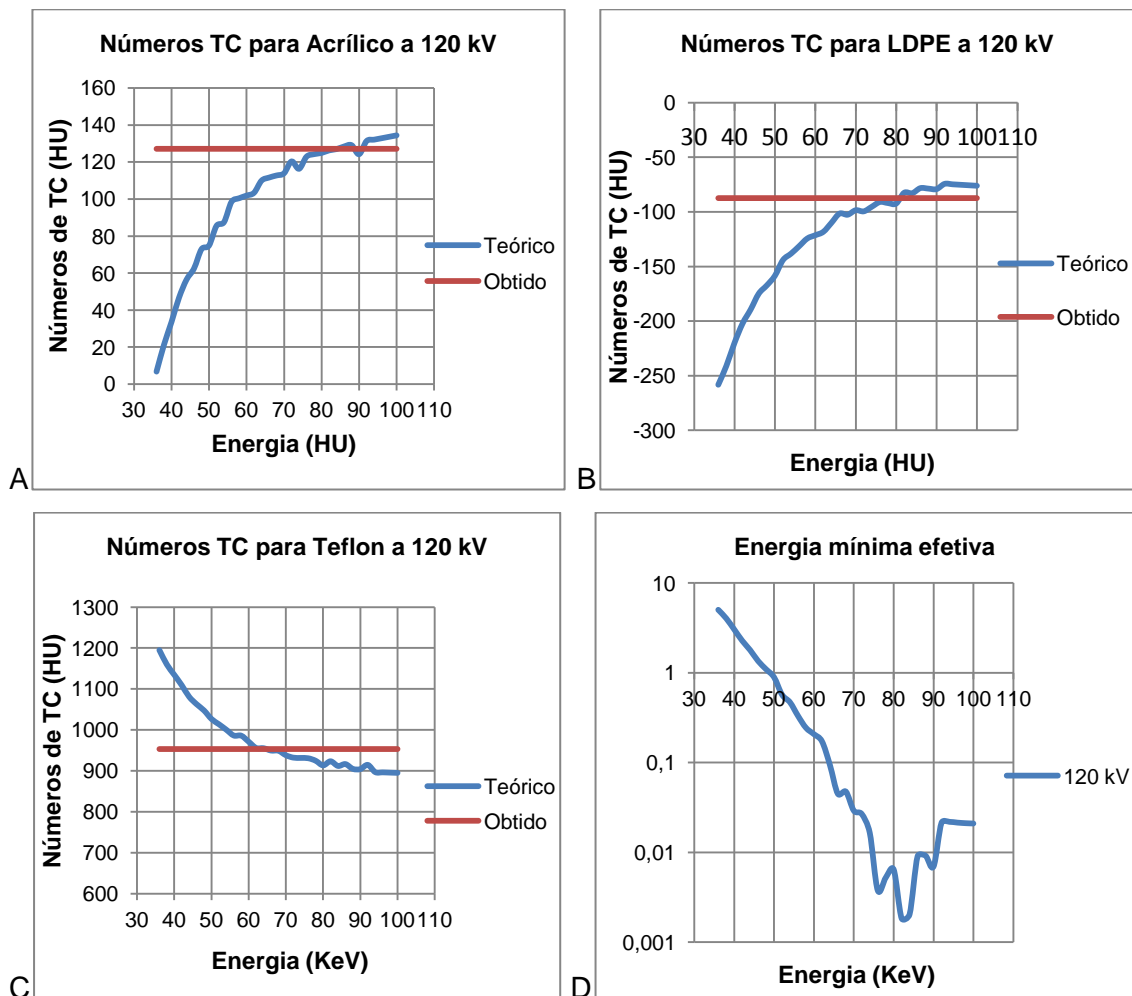


Gráfico nº 5.2.5 Cálculo da energia efetiva do feixe para 120 kV e resolução *Lung Enhanced*.

Nos gráficos A, B e C a linha azul mostra os números de TC teóricos, calculados a partir do manual do fantoma (*Catphan® 500*²⁸ página 19). A linha vermelha mostra os números de TC das imagens obtidas com o fantoma. O ponto onde as duas linhas se cruzam corresponde a energia emitida pelo feixe de radiação (KeV). O gráfico D mostra a energia efetiva que corresponde ao mínimo valor encontrado.

A partir da análise do mínimo do desvio entre o valor obtido e o valor teórico para o conjunto dos 3 materiais, gráfico D, estima-se que a energia efetiva do feixe de radiação obtida para 120 kV é de cerca de 82 KeV.

Os gráficos nº 5.2.6 foram efetuados para 140 kV e resolução *Lung Enhanced*.

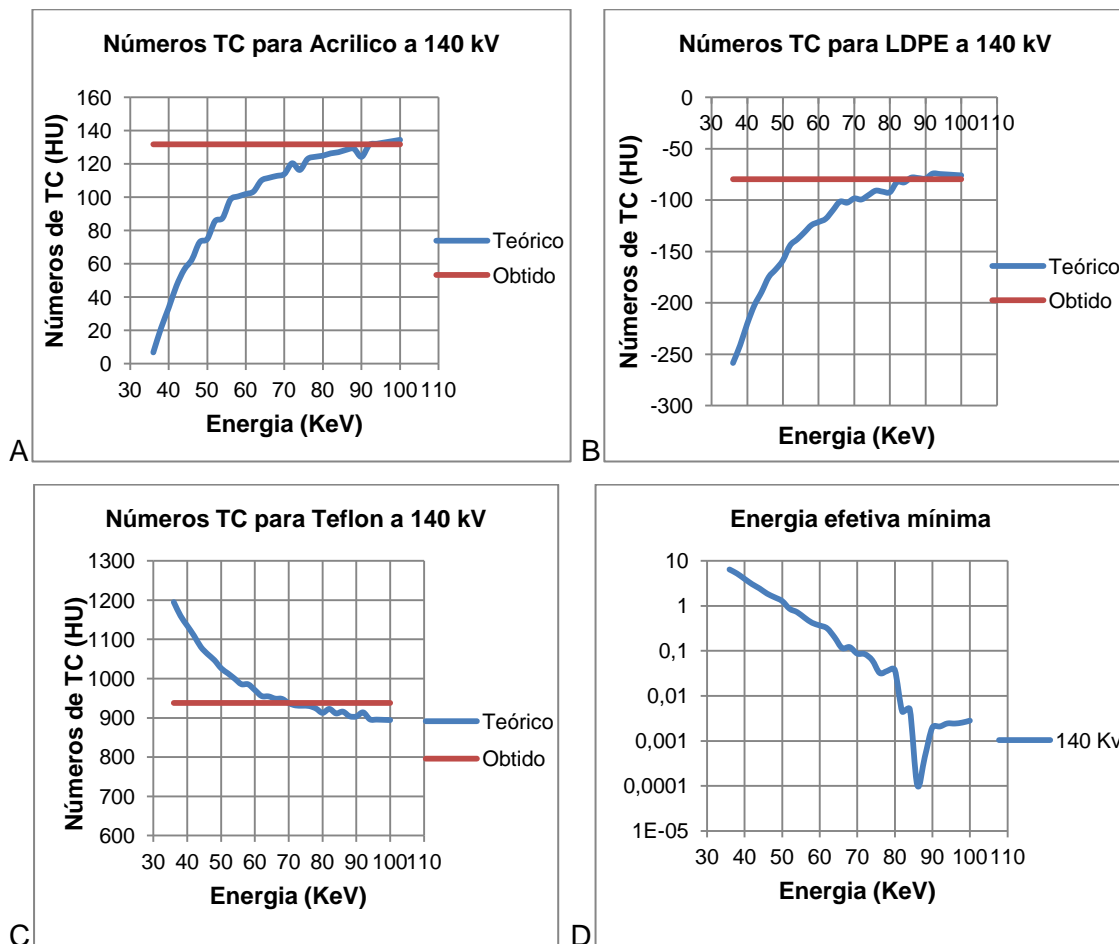


Gráfico nº 5.2.6 Cálculo da energia efetiva do feixe para 140 kV e resolução *Lung Enhanced*.

Nos gráficos A, B e C a linha azul mostra os números de TC teóricos, calculados a partir do manual do fantoma (*Catphan® 500*²⁸ página 19). A linha vermelha mostra os números de TC das imagens obtidas com o fantoma. O ponto onde as duas linhas se cruzam corresponde a energia emitida pelo feixe de radiação (KeV). O gráfico D mostra a energia efetiva que corresponde ao mínimo valor encontrado.

A partir da análise do mínimo do desvio entre o valor obtido e o valor teórico para o conjunto dos 3 materiais, gráfico D, estima-se que a energia efetiva do feixe de radiação obtida para 140 kV é de cerca de 86 KeV.

5.3 - Avaliação da Resolução espacial

Para a avaliação da Resolução Espacial foi utilizado o módulo CTP 528. As aquisições das imagens foram efectuadas para resolução *Standard* e *Lung Enhanced*, e para os parâmetros já referenciados no capítulo 4.

As imagens foram avaliadas reduzindo a iluminação da sala e por mais de um observador.

Dos dados observados elaboraram-se tabelas (tabela nº 5.3.1 para resolução *Standard* e tabela nº 5.3.2 para resolução *Lung Enhanced*) onde podemos observar os valores de $CTDI_{Vol}$ e compará-los com a quantidade de pares de linhas/cm visíveis.

De seguida realizaram-se gráficos para melhor podermos comparar estes dados, vendo a tendência das curvas.

Tabela nº 5.3.1 Número de pares de linhas / cm visíveis para diferentes energias e cargas elétrica, aquisição efectuada com resolução *Standard*.

| Energia kV | Carga mAs | $CTDI_{Vol}$ mGy | Frequência espacial Pares de linhas/cm |
|------------|-----------|------------------|--|
| 90 | 100 | 3,4 | 4 |
| | 150 | 5 | 6 |
| | 200 | 6,7 | 6 |
| | 250 | 8,4 | 7 |
| 120 | 100 | 7,8 | 6 |
| | 150 | 11,6 | 6 |
| | 200 | 15,5 | 6 |
| | 250 | 19,4 | 6 |
| 140 | 100 | 12,1 | 6 |
| | 150 | 18,1 | 6 |
| | 200 | 24,2 | 7 |
| | 250 | 30,2 | 6 |

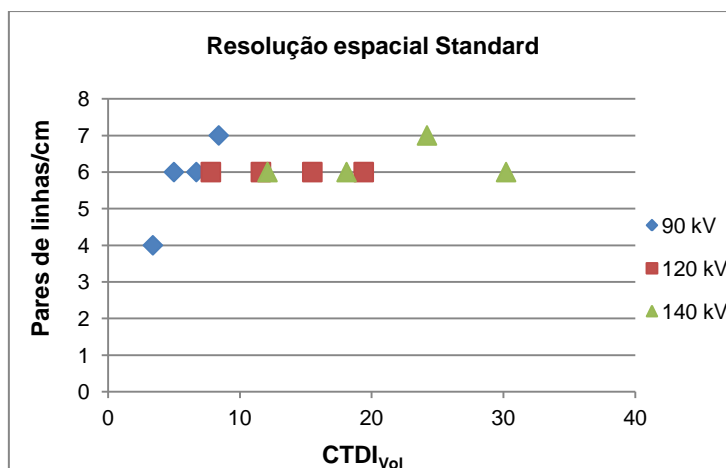


Gráfico nº 5.3.1 Relação entre o nº de pares de linhas / cm visíveis e a dose de radiação para resolução espacial *Standard*.

Os dados obtidos mostram que houve uma variação na frequência espacial entre 4 e 7 pares de linhas/cm visíveis. Com 90 kV e 100 mAs são visíveis 4 pares de linhas/cm, o que significa uma imagem com pouca resolução, como podemos observar na figura nº 5.3.1.

Com os restantes parâmetros visualizaram-se 6 e 7 pares de linhas/cm, mas a dose aumenta consideravelmente com o aumento da diferença de potencial da ampola (kV) e a carga elétrica do feixe (mAs) expondo o paciente a alta dose desnecessariamente. A resolução espacial obtida com 140 kV não melhora significativamente a qualidade da imagem.

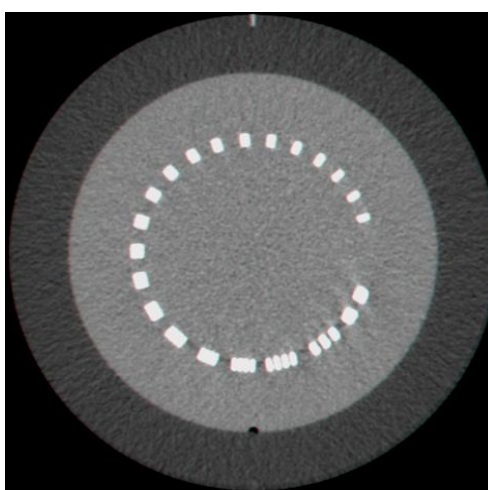


Figura nº 5.3.1 Imagem obtida com 90 kV e 100 mAs.

Para as imagens adquiridas com resolução *Lung Enhanced* obtivemos os seguintes resultados:

Tabela nº 5.3.2 Número de pares de linhas visíveis para cada energia e carga elétrica da ampola, aquisição efetuada com resolução *Lung Enhanced*.

| Energia kV | Carga mAs | CTDI _{Vol} mGy | Frequência espacial Pares de linhas/cm |
|------------|-----------|-------------------------|--|
| 90 | 100 | 3,4 | 7,5 |
| | 150 | 5 | 8 |
| | 200 | 6,7 | 8 |
| | 250 | 8,4 | 7 |
| 120 | 100 | 7,8 | 7 |
| | 150 | 11,6 | 8 |
| | 200 | 15,5 | 8 |
| | 250 | 19,4 | 8 |
| 140 | 100 | 12,1 | 7 |
| | 150 | 18,1 | 8,5 |
| | 200 | 24,2 | 8,5 |
| | 250 | 30,2 | 9 |

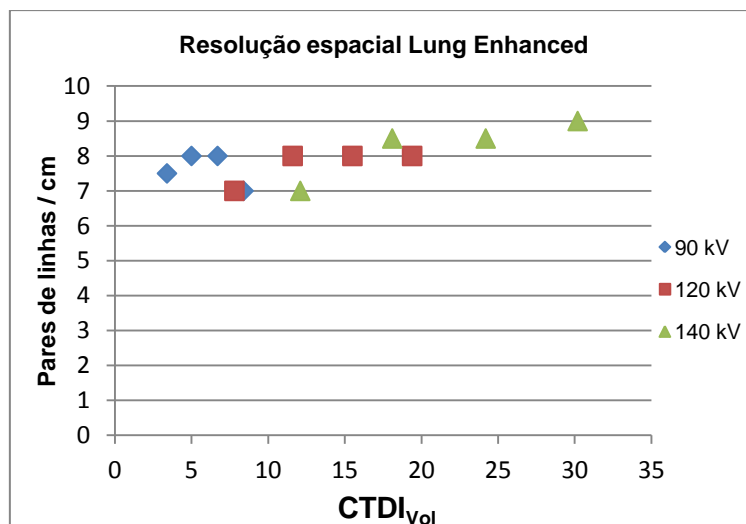


Gráfico nº 5.3.2 Relação entre o nº de pares de linhas/cm visíveis e a dose de radiação para resolução espacial *Lung Enhanced*.

Estes dados demonstram uma uniformidade da frequência espacial, variando entre 7 e 9 pares de linhas/cm.

Conclui-se que a utilização de energias mais altas para a resolução *Lung Enhanced* não causa uma melhoria significativa da qualidade de imagem em relação à resolução espacial e leva a um aumento considerável da dose de radiação.

Como exemplo verificamos que para 120 kV o número de pares de linhas/cm visível é igual para os 150, os 200 e os 250 mAs, o que significa que não há alteração na qualidade de imagem na avaliação da resolução espacial, pelo contrário a dose aumenta proporcionalmente com a carga elétrica utilizada.

Também para 140 kV o aumento da dose é elevada e o aumento da resolução espacial não é significativo como se pode observar na figura nº 5.3.2.

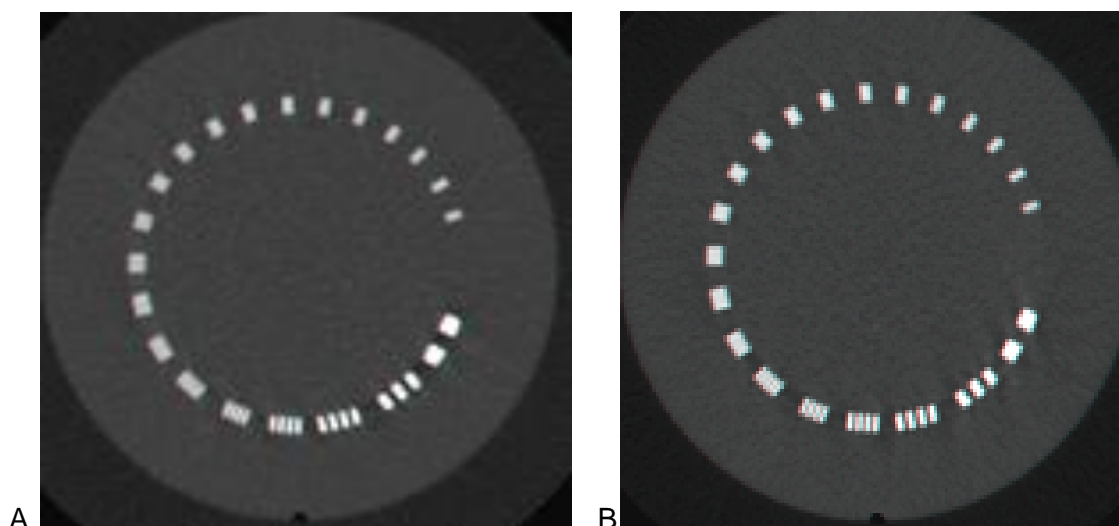


Figura nº 5.3.2 Imagens obtidas com diferentes parâmetros de aquisição.

A - Imagem obtida com 90 kV e 150 mAs, $CTDI_{Vol} = 5$ mGy; B - Imagem obtida com 140 kV e 150 mAs, $CTDI_{Vol} = 18.1$ mGy. A resolução espacial das duas imagens é idêntica.

5.4 - Resolução de baixo contraste

Para avaliação da resolução de baixo contraste foram adquiridas imagens com resolução *Standard* e *Lung Enhanced*.

Com os dados obtidos compararam-se os diâmetros dos círculos mínimos visíveis para cada nível de contraste com a dose ($CTDI_{vol}$) obtida e para os diferentes parâmetros de aquisição.

A figura nº 5.4.1 apresenta imagens obtidas para medições da resolução de baixo contraste. As imagens foram adquiridas com energias diferentes, mantendo a intensidade da corrente pelo tempo de rotação (mAs). As imagens foram adquiridas com diferentes energias mantendo a intensidade da corrente em função do tempo de rotação (mAs).

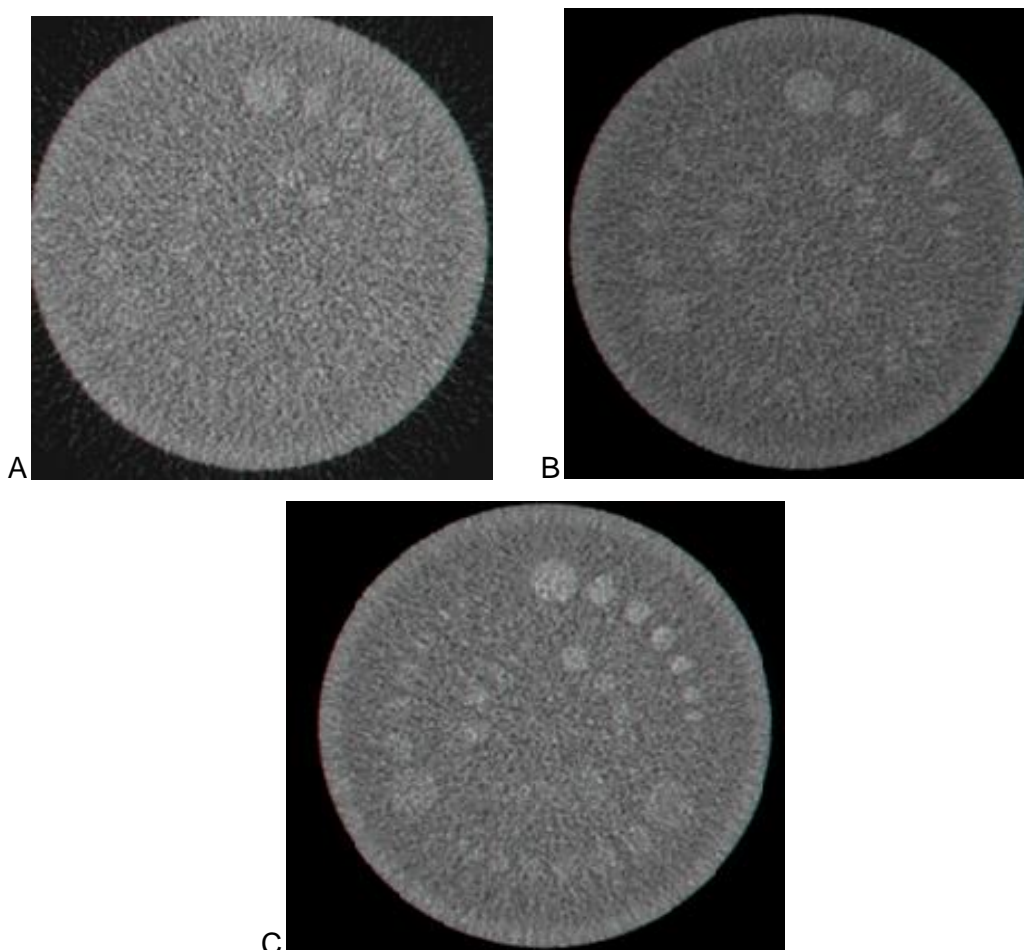


Figura nº 5.4.1 Imagens obtidas para medição da resolução de baixo contraste.

A - Imagem adquirida com 90 kV e 200 mAs, B - Imagem adquirida com 120 kV e 200 mAs, C - Imagem com 140 kV e 200 mAs.

Os resultados apresentados na tabela nº 5.4.1 referentes a resolução *standard* mostram o diâmetro do círculo mínimo visível dos alvos para cada nível de contraste (1%; 0,3%; 0,5%).

Os círculos não visíveis são identificados na tabela pelas iniciais (NV). Entre parêntesis observa-se o diâmetro mínimo visível dos círculos e fora do parêntesis o número de círculos visíveis, para cada nível de contraste. Quanto menor o diâmetro do círculo maior o número de círculos visíveis.

Tabela nº 5.4.1 Resultados da avaliação do diâmetro mínimo visível dos alvos observados para cada nível de contraste (1%, 0,3% e 0,5%) para resolução *Standard*

| Índice de dose | Parâmetros | | Diâmetro mínimo visível para cada nível de contraste | | |
|----------------|---------------------------|-------------|--|------------|------------|
| | CTDI _{Vol} (mGy) | d.d.p. (kV) | Carga/rotação (mAs) | 1% | 0,3% |
| 3,4 | 90 | 100 | (8,0 mm) 3 | NV | NV |
| 5 | | 150 | (6,0 mm) 5 | NV | NV |
| 6,7 | | 200 | (6,0 mm) 5 | NV | (15mm) 1 |
| 8,4 | | 250 | (6,0 mm) 5 | (15 mm) 1 | (9,0 mm) 2 |
| 7,8 | 120 | 100 | (6,0 mm) 5 | (15 mm) 1 | (9,0 mm) 2 |
| 11,6 | | 150 | (4,0 mm) 7 | (15 mm) 1 | (5,0 mm) 6 |
| 15,5 | | 200 | (4,0 mm) 7 | (15 mm) 1 | (5,0 mm) 6 |
| 19,4 | | 250 | (4,0 mm) 7 | (6,0 mm) 5 | (5,0 mm) 6 |
| 12,1 | 140 | 100 | (6,0 mm) 5 | (9,0 mm) 2 | (9,0 mm) 2 |
| 18,1 | | 150 | (4,0 mm) 7 | (7,0 mm) 4 | (6,0 mm) 5 |
| 24,2 | | 200 | (4,0 mm) 7 | (5,0 mm) 6 | (6,0 mm) 5 |
| 30,2 | | 250 | (4,0 mm) 7 | (5,0 mm) 6 | (5,0 mm) 6 |

Os gráficos nº 5.4.1, 5.4.2 e 5.4.3, apresentam o diâmetro mínimo visível em função da dose para os níveis de contraste de 1%, 0,3% e 0,5% respetivamente e com resolução *Standard*.

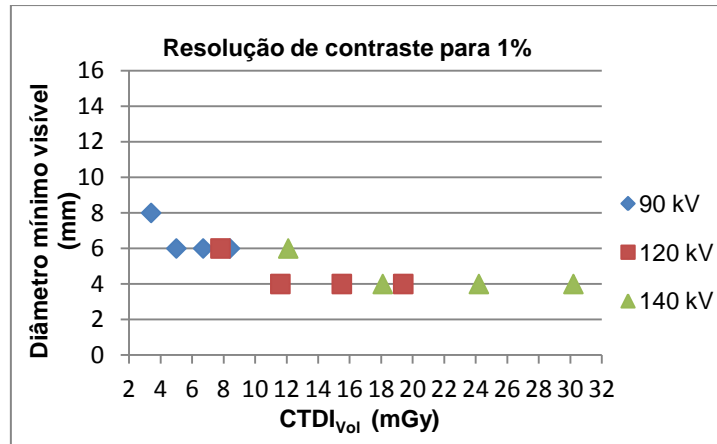


Gráfico nº 5.4.1 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 1%.

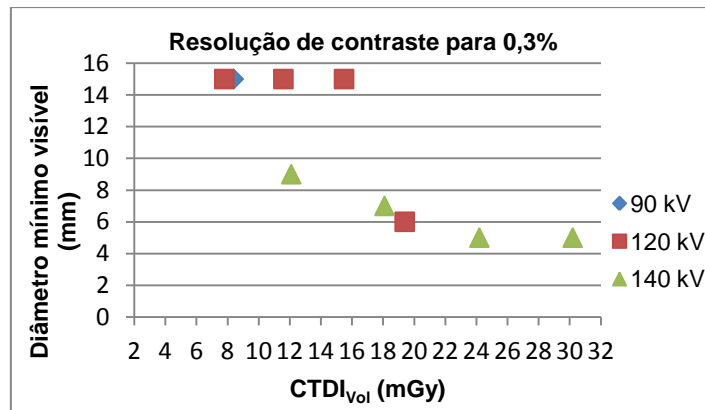


Gráfico nº 5.4.2 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 0,3%.

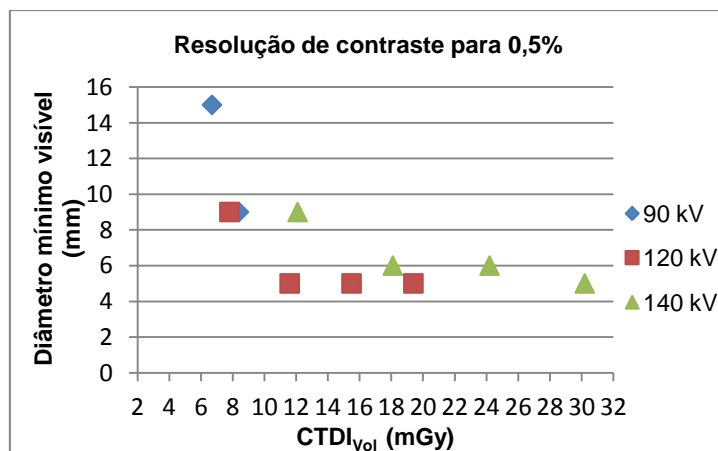


Gráfico nº 5.4.3 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 0,5%.

No gráfico nº 5.4.1. verifica-se que não existe uma grande variação nos resultados obtidos para a resolução de contraste de 1%, uma vez que variando os parâmetros técnicos, a variação dos valores que se obtêm para o diâmetro mínimo visível são pouco significativos, não se verificando o mesmo para os valores de dose obtidos ($CTDI_{Vol}$). Sendo assim, os melhores parâmetros são os que se situam entre os 90 KV e os 120 kV cujo diâmetro mínimo visível se situa entre os 5 mm e os 7 mm e a dose de radiação é mais baixa comparativamente com os restantes parâmetros.

Para a resolução de contraste a 0,3%, o gráfico nº 5.4.2, indica-nos que os valores obtidos são diferentes para os vários parâmetros de aquisição. No entanto, conseguimos uma menor dose de radiação, utilizando parâmetros de 140 kV e 100 mAs onde se obtêm um diâmetro mínimo visível de 9 mm. Para parâmetros de exposição de 120 kV obtemos imagens com menor dose de radiação mas em contrapartida um grande aumento do diâmetro mínimo visível na ordem dos 15 mm, à exceção para 120 kV com 250 mAs que o valor da dose aumenta, mas o diâmetro mínimo visível é de 6 mm.

No gráfico nº 5.4.3 verificamos que para a resolução de contraste de 0,5%, os valores obtidos com 120 e 140 kV são semelhantes. Há que referir que para os 120 kV os resultados são iguais para as diferentes intensidades da corrente (150 mAs; 200 mAs e 250 mAs), mas a dose de radiação aumenta, com o aumento da intensidade da corrente.

A tabela nº 5.4.2 mostra o diâmetro mínimo visível dos alvos para cada nível de contraste observado para resolução *Lung Enhanced*. É apresentado para cada nível nominal de contraste o diâmetro do menor círculo visível (entre parêntesis), e a quantidade de círculos visíveis fora do parêntesis; (NV) não se observaram círculos.

Tabela nº 5.4.2 Resultados da avaliação do diâmetro mínimo visível dos alvos observados para cada nível de contraste (1%, 0,3% e 0,5%) para resolução *Lung Enhanced*.

| Dose | Parâmetros | | Diâmetro mínimo visível para cada nível de contraste | | |
|---------------------|-------------|---------------------|--|-------------|-------------|
| | | | 1% | 0,30% | 0,50% |
| CTDI _{Vol} | d.d.p. (kV) | Carga/rotação (mAs) | | | |
| 3,4 | 90 | 100 | (9,0 mm) 2 | NV | NV |
| 5 | | 150 | (7,0 mm) 4 | NV | NV |
| 6,7 | | 200 | (7,0 mm) 4 | NV | NV |
| 8,4 | | 250 | (7,0 mm) 4 | NV | (15,0 mm) 1 |
| 7,8 | 120 | 100 | (6,0 mm) 5 | (15,0 mm) 1 | (9,0 mm) 2 |
| 11,6 | | 150 | (6,0 mm) 5 | (15,0 mm) 1 | (9,0 mm) 2 |
| 15,5 | | 200 | (5,0 mm) 6 | (15,0 mm) 1 | (7,0 mm) 4 |
| 19,4 | | 250 | (4,0 mm) 7 | (9,0 mm) 2 | (7,0 mm) 4 |
| 12,1 | 140 | 100 | (6,0 mm) 5 | (8,0 mm) 3 | (8,0 mm) 3 |
| 18,1 | | 150 | (5,0 mm) 6 | (8,0 mm) 3 | (7,0 mm) 4 |
| 24,2 | | 200 | (4,0 mm) 7 | (5,0 mm) 6 | (6,0 mm) 5 |
| 30,2 | | 250 | (4,0 mm) 7 | (5,0 mm) 6 | (6,0 mm) 5 |

Os gráficos nº 5.4.4, 5.4.5 e 5.4.6, mostram o diâmetro mínimo visível em função da dose para 1%; 0,3% e 0,5% respectivamente para a resolução *Lung Enhanced*.

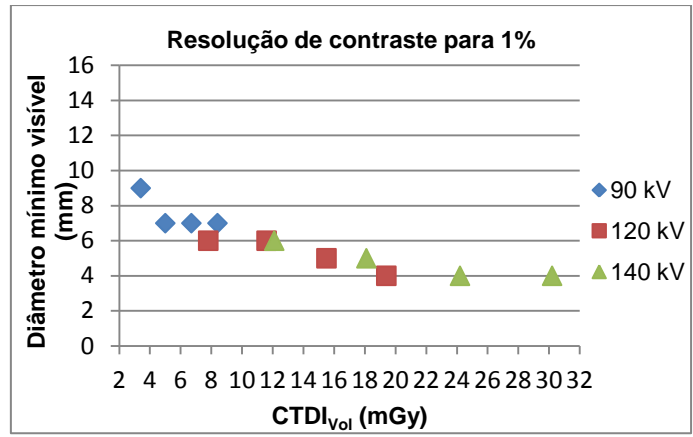


Gráfico nº 5.4.4 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 1%.

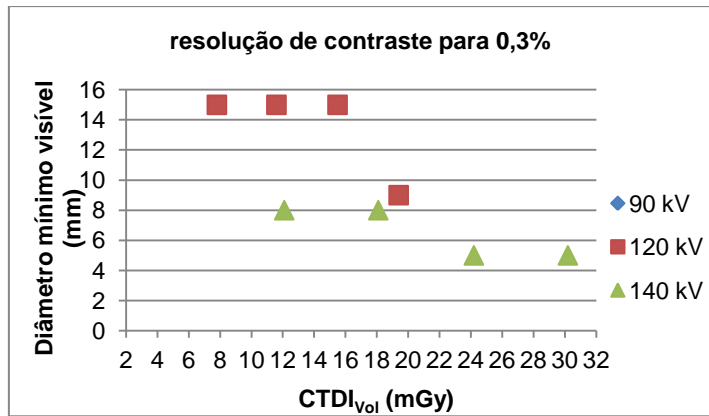


Gráfico nº 5.4.5 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 0,3%.

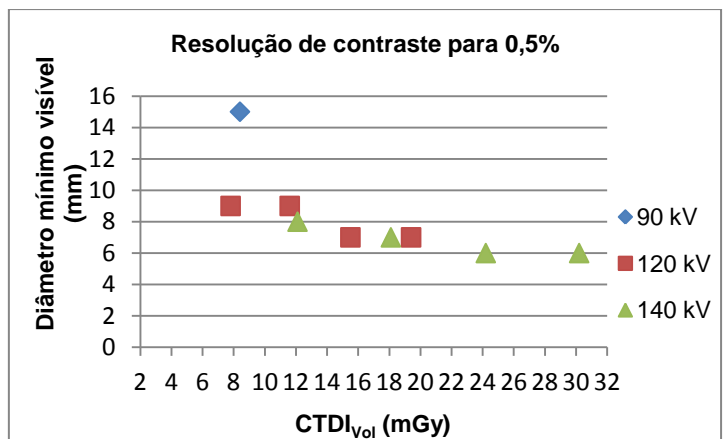


Gráfico nº 5.4.6 Diâmetro mínimo visível dos círculos observados em função da dose para resolução de contraste de 0,5%.

No gráfico nº 5.4.4. verifica-se que não existe uma grande variação nos resultados obtidos para a resolução de contraste de 1%, no entanto para 90 kV os valores são mais reduzidos ou seja o diâmetro mínimo visível é maior, logo os círculos observados são em menor número. Para os 120 kV e os 140 kV os resultados obtidos são semelhantes, mas a dose de radiação ($CTDI_{Vol}$) aumenta consideravelmente com o aumento da diferença de potencial e da intensidade da corrente da ampola.

Da análise do gráfico nº 5.4.5., para resolução de contraste a 0,3%, verificamos que utilizando parâmetros técnicos de 90 kV não se observam círculos. Para os 120kV e intensidades de corrente de 100 mAs, 150 mAs e 200 mAs, obtêm-se os valores dos diâmetros mínimos visíveis elevados. No entanto, usando uma tensão na ordem dos 140 kV com uma intensidade de corrente de 100 mAs conseguimos obter um diâmetro mínimo visível de 8 mm, mas com uma dose de radiação menor (na ordem dos 12 mGy) comparativamente com outros resultados observados no gráfico. No gráfico nº 5.4.6, para a resolução de contraste a 0,5% observamos, que praticamente não existe variação acentuada no diâmetro mínimo visível, para os diferentes parâmetros técnicos, contudo a dose de radiação já aumenta com o aumento dos referidos parâmetros. Sendo assim, o melhor parâmetro será o de 120 kV com 100 mAs, uma vez que, com uma menor dose conseguimos obter um diâmetro mínimo visível situado entre os 8 mm e os 10 mm.

5.5 - Relação entre Contraste e Dose (CTDI)

O contraste da imagem foi determinado a partir do valor médio dos números de TC. Estes foram obtidos com a colocação de um ROI dentro e fora dos três círculos de maior diâmetro correspondentes aos alvos dos níveis de contraste de 1%, 0,3% e 0,5%, como demonstra a figura nº 5.5.1.

A cor laranja mostra as ROIs dentro e fora do círculo para obtenção dos números de TC para o nível de contraste de 1%. A cor azul mostra as ROIs colocados para o nível de contraste de 0,3% e a cor rosa mostra as ROIs para o nível de contraste de 0.5%.

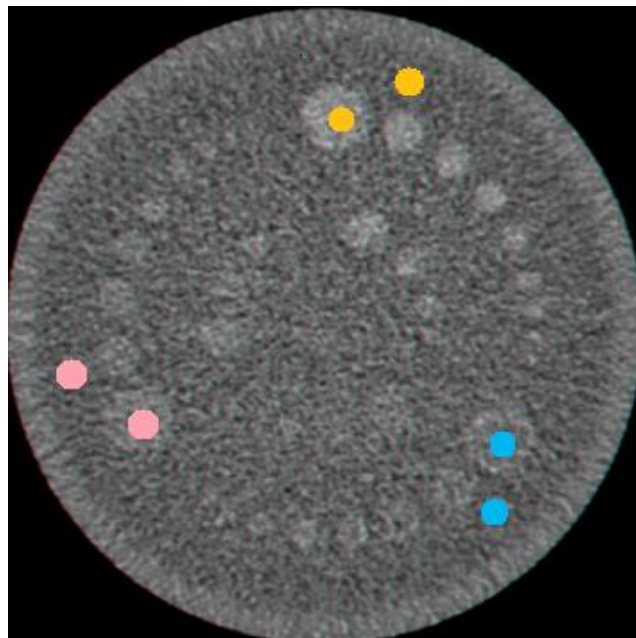


Figura nº 5.5.1 Imagem do Módulo CTP 515 com os respetivos ROIs
As ROIs são desenhadas dentro e fora dos círculos (fundo), para obter os números de TC.

Para calcular o contraste da imagem utiliza-se a seguinte definição:

$$\text{Contraste} = \frac{CT_{\text{círculo}} - CT_{\text{fundo}}}{CT_{\text{fundo}} + 1000} \quad 5.5$$

Em que $CT_{\text{círculo}}$ corresponde aos números de TC obtidos dentro dos círculos e CT_{fundo} são os números de TC obtidos fora do círculo, correspondentes ao fundo. O contraste é expresso em percentagem.

A tabela nº 5.5.1 apresenta os resultados dos números de TC dentro e fora dos círculos correspondentes ao nível de contraste de 1%. Estes resultados foram obtidos com resolução *Standard*.

Tabela nº 5.5.1 Números de TC para os diferentes parâmetros de aquisição com um nível de contraste de 1%. Contraste expresso em percentagem

| d.d.p. (kV) | Carga / rotação (mAs) | Números de TC no Círculo (HU) | Números de TC no Fundo (HU) | Contraste em % para níveis de 1% |
|-------------|-----------------------|-------------------------------|-----------------------------|----------------------------------|
| 90 | 100 | 54 | 42 | 1,15 |
| | 150 | 46 | 40 | 0,57 |
| | 200 | 52 | 43 | 0,86 |
| | 250 | 56 | 47 | 0,85 |
| 120 | 100 | 63 | 52 | 1,04 |
| | 150 | 65 | 52 | 1,23 |
| | 200 | 63 | 52 | 1,04 |
| | 250 | 64 | 52 | 1,14 |
| 140 | 100 | 70 | 61 | 0,84 |
| | 150 | 70 | 58 | 1,13 |
| | 200 | 69 | 60 | 0,84 |
| | 250 | 68 | 59 | 0,84 |

O gráfico nº 5.5.1 faz a relação entre o contraste para 1% e a dose de radiação.

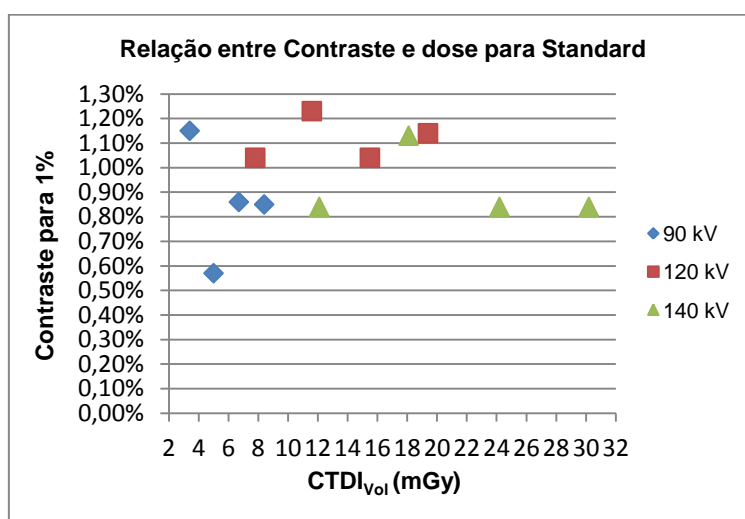


Gráfico nº 5.5.1 Relação entre contraste obtido para 1% e a dose de radiação.

A tabela nº 5.5.2 mostra os resultados de contraste obtidos para os alvos de valor nominal de 0,3% para resolução *Standard*. Como observamos para os parâmetros de 90 kV com 100, 150 e 200 mAs este alvo não é visível (NV), pelo que não foram efetuadas medições.

Tabela nº 5.5.2 Números de TC para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste de 0,3%. Contraste expresso em percentagem.

| d.d.p.(kV) | Carga/rotação mAs | Números de TC no círculo (HU) | Números de TC no fundo (HU) | Contraste em % para níveis de 0,3% |
|------------|-------------------|-------------------------------|-----------------------------|------------------------------------|
| 90 | 100 | NV | NV | NV |
| | 150 | NV | NV | NV |
| | 200 | NV | NV | NV |
| | 250 | 48 | 44 | 0,383 |
| 120 | 100 | 57 | 52 | 0,475 |
| | 150 | 55 | 51 | 0,38 |
| | 200 | 56 | 52 | 0,38 |
| | 250 | 55 | 52 | 0,285 |
| 140 | 100 | 62 | 59 | 0,283 |
| | 150 | 62 | 58 | 0,378 |
| | 200 | 62 | 59 | 0,283 |
| | 250 | 62 | 60 | 0,188 |

O gráfico nº 5.5.2 relaciona o contraste observado para 0,3% e a dose CTDI_{Vol}.

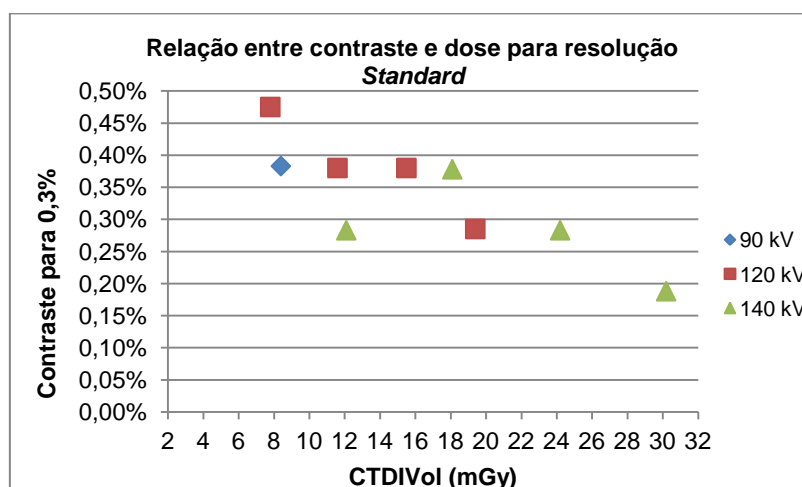


Gráfico nº 5.5 2 Relação entre contraste obtido para 0,3% e a dose CTDI_{Vol}.

A tabela nº 5.5.3 mostra os resultados dos números de TC obtidos para os alvos de 0,5% e para resolução *Standard*. Na tabela verificamos que para 90 kV com 100 e 150 mAs os alvos não são visíveis (NV).

Tabela nº 5.5.3 Números de TC obtidos para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste 0,5%. Contraste expresso em percentagem.

| d.d.p. kV | Carga (mAs) | Números TC no Circulo (HU) | Números TC no fundo (HU) | Contraste em % para níveis de 0,5% |
|-----------|-------------|----------------------------|--------------------------|------------------------------------|
| 90 | 100 | NV | NV | NV |
| | 150 | NV | NV | NV |
| | 200 | 45 | 42 | 0,286 |
| | 250 | 51 | 46 | 0,478 |
| 120 | 100 | 57 | 52 | 0,475 |
| | 150 | 58 | 53 | 0,474 |
| | 200 | 58 | 53 | 0,123 |
| | 250 | 57 | 51 | 0,57 |
| 140 | 100 | 66 | 58 | 0,756 |
| | 150 | 63 | 59 | 0,377 |
| | 200 | 64 | 59 | 0,472 |
| | 250 | 64 | 59 | 0,472 |

O gráfico nº 5.5.3 relaciona o contraste observado para 0,5% e a dose de radiação.

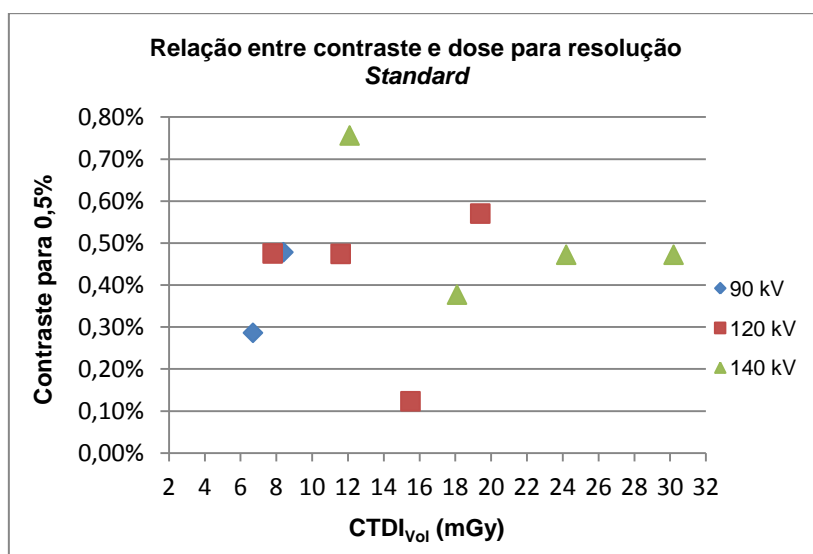


Gráfico nº 5.5.3 Relação entre contraste obtido para 0,5% e a dose CTDI_{vol}.

Para resolução *Standard* observamos no gráfico nº 5.5.1 que os valores obtidos para os diferentes parâmetros (kV e mAs) são semelhantes, não ultrapassando os 0,20% do valor nominal de contraste de 1%, exceto para 90 kV e 150 mAs (5 mGy) em que o valor obtido é de 0,57 existindo uma variação cerca de 0,40% do valor nominal de contraste de 1%.

O gráfico nº 5.5.2 mostra que para uma diferença de potencial da ampola de 90 kV, só se obteve valores para 250 mAs.

Para 120 e 140 kV os valores obtidos têm uma variação cerca de 10% do valor nominal de contraste de 0,3%. Salienta-se a exceção dos valores obtidos para 120 kV e 100 mAs e para 140 kV com 250 mAs onde se verifica uma variação mais acentuada comparada com o valor nominal de 0,3%.

Ao analisar o gráfico nº 5.5.3 para o valor nominal de 0,5% de contraste, observamos que existe uma maior variação dos valores obtidos para os diferentes parâmetros (kV e mAs). No entanto obteve-se valores muito idênticos e muito próximos do valor nominal de contraste de 0,5%, como exemplo para 90 kV e 250 mAs o resultado foi idêntico ao obtido para 120 kV com 100 e 150 mAs, como mostra o gráfico.

A tabela nº 5.5.4 apresenta os números de TC para os alvos de 1% e o contraste obtido para a resolução *Lung Enhanced*.

Tabela nº 5.5.4 Números de TC obtidos para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste de 1%

| d.d.p. kv | Carga/rotação (mAs) | Números de TC no Círculo (HU) | Números de TC no Fundo (HU) | Contraste em % para níveis de 1% |
|-----------|---------------------|-------------------------------|-----------------------------|----------------------------------|
| 90 | 100 | 53 | 43 | 0,95 |
| | 150 | 48 | 42 | 0,57 |
| | 200 | 53 | 44 | 0,86 |
| | 250 | 54 | 42 | 1,15 |
| 120 | 100 | 63 | 55 | 0,75 |
| | 150 | 62 | 54 | 0,75 |
| | 200 | 64 | 53 | 1,04 |
| | 250 | 63 | 55 | 0,75 |
| 140 | 100 | 71 | 64 | 0,56 |
| | 150 | 72 | 60 | 1,13 |
| | 200 | 71 | 62 | 0,84 |
| | 250 | 69 | 59 | 0,94 |

O gráfico nº 5.5.4 relaciona o contraste observado para 1% e a dose de radiação.

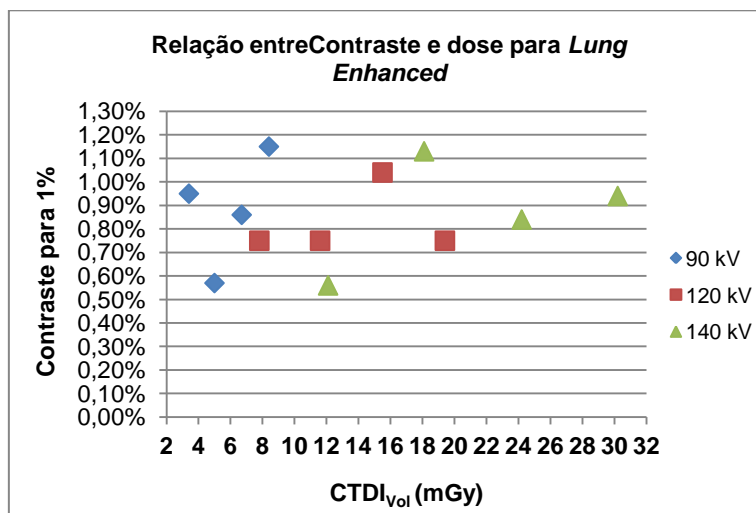


Gráfico nº 5.5.4 Relação entre contraste obtido para 1% e a dose CTDI_{vol}.

A tabela nº 5.5.5 mostra o contraste para o alvo de 0,3% com resolução *Lung Enhanced*. Para 90 kV não se obteve o contraste, os alvos não são visíveis (NV).

Tabela nº 5.5.5 Números de TC obtidos para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste de 0,3%.

| d.d.p. kv | Carga/rotação (mAs) | Números de TC no Círculo (HU) | Números de TC no Fundo (HU) | Contraste em % para níveis de 0,3% |
|-----------|---------------------|-------------------------------|-----------------------------|------------------------------------|
| 90 | 100 | NV | NV | NV |
| | 150 | NV | NV | NV |
| | 200 | NV | NV | NV |
| | 250 | NV | NV | NV |
| 120 | 100 | 58 | 53 | 0,474 |
| | 150 | 56 | 54 | 0,189 |
| | 200 | 59 | 54 | 0,474 |
| | 250 | 58 | 54 | 0,379 |
| 140 | 100 | 64 | 59 | 0,472 |
| | 150 | 61 | 59 | 0,188 |
| | 200 | 64 | 60 | 0,377 |
| | 250 | 63 | 61 | 0,188 |

O gráfico nº 5.5.5 relaciona o contraste observado para 0,3% e a dose $CTDI_{Vol}$.

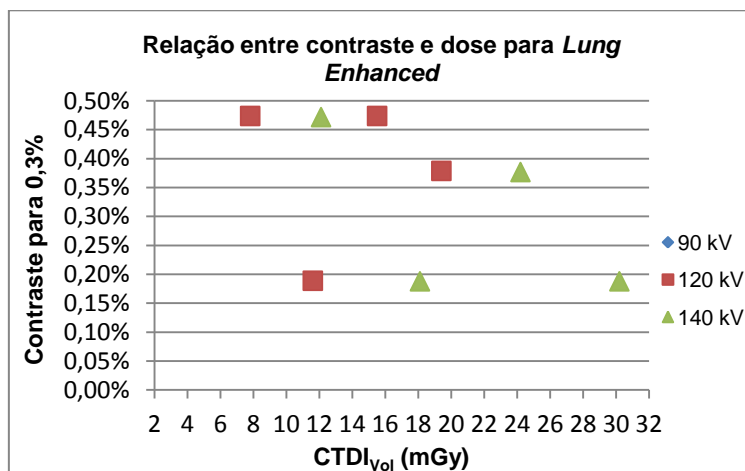


Gráfico nº 5.5.5 Relação entre contraste obtido para 0,3% e a dose $CTDI_{Vol}$.

A tabela nº 5.5.6 apresenta os resultados da avaliação de contraste para o alvo de 0,5% “de valor nominal” com resolução *Lung Enhanced*. Para 90 kV só são visíveis alvos com 250 mAs.

Tabela nº 5.5.6 Números de TC obtidos para os diferentes parâmetros de aquisição com o nível de contraste de 0,5%.

| d.d.p. kv | Carga/rotação (mAs) | Números de TC no Círculo (HU) | Números de TC no Fundo (HU) | Contraste em % para níveis de 0,5% |
|-----------|---------------------|-------------------------------|-----------------------------|------------------------------------|
| 90 | 100 | NV | NV | NV |
| | 150 | NV | NV | NV |
| | 200 | NV | NV | NV |
| | 250 | 49 | 43 | 0,575 |
| 120 | 100 | 58 | 54 | 0,379 |
| | 150 | 60 | 54 | 0,569 |
| | 200 | 60 | 55 | 0,473 |
| | 250 | 57 | 54 | 0,284 |
| 140 | 100 | 68 | 60 | 0,754 |
| | 150 | 64 | 60 | 0,377 |
| | 200 | 65 | 61 | 0,377 |
| | 250 | 64 | 60 | 0,377 |

O gráfico nº 5.5.6 relaciona o contraste observado para 0,5% e a dose para *Lung Enhanced*.

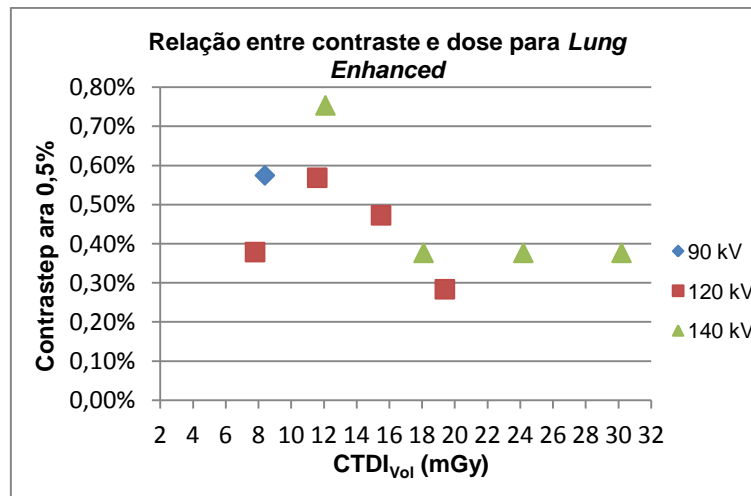


Gráfico nº 5.5.6 Relação entre contraste obtido para 0,5% e a dose CTDI_{vol}.

Ao analisar o gráfico nº 5.5.4 onde se observa o contraste para resolução *Lung Enhanced*, verificamos que os valores obtidos têm uma variação considerável entre si e em relação ao valor nominal de contraste de 1%, chegando a ter uma variação de 60%, como se verifica para os 90 kV com 150 mAs e os 140 kV com 100 mAs. Para 120 kV com 200 mAs o valor obtido é de 1,04%, valor muito próximo do valor nominal de contraste de 1%.

No gráfico nº 5.5.5 observamos que para os 90 kV não se obteve valores de contraste para o alvo de 0,3%. Para os 120 e 140 kV os valores obtidos variam até cerca de 15% do valor nominal de contraste de 0,3%.

Os valores obtidos com os 120 kV e 250 mAs e 140 kV com 200 mAs são valores relativamente próximos do valor nominal de 0,3%.

Da análise do gráfico nº 5.5.6 verificamos que os valores obtidos para os diferentes parâmetros (kV e mAs) são semelhantes não ultrapassando os 0,20% do valor nominal de contraste de 0,5%. Para os 120 kV com 200 mAs o valor de contraste obtido é o mais próximo do valor nominal de 0,5%.

5.6 - Uniformidade dos Números de TC

Mediu-se a uniformidade da imagem através da medição dos números de TC no centro e na periferia do módulo CTP 486 do fantoma Catphan 500®. Os dados foram obtidos a partir da colocação de ROIs, um no centro da imagem e quatro na periferia. Das quatro ROIs periféricas foi escolhido o de maior valor.

A figura nº 5.6.1 mostra a colocação das ROIs na imagem do módulo CTP 486.

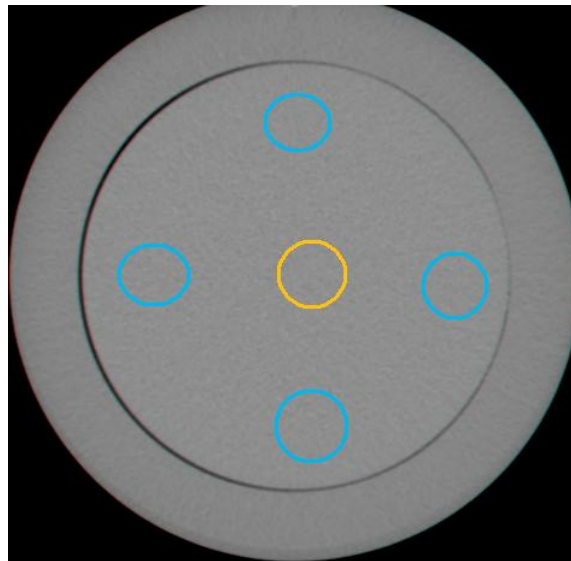


Figura nº 5.6. 1 Colocação das ROIs na imagem obtida com o Módulo CTP 486
Uma ROI central (cor de laranja) e quatro periféricas (azul).

Com os resultados obtidos elaboraram-se as tabelas nº 5.6.1 e nº 5.6.2 que mostram a dose de radiação, os números de TC no centro e na periferia das imagens adquiridas com os vários parâmetros.

A não Uniformidade das imagens foi calculada através da equação a seguir apresentada, em que $TC_{máximo}$ é o número de TC mais elevado, e $TC_{mínimo}$ é o número de TC mais pequeno.

$$\text{Não Uniformidade} = \frac{TC_{(máximo+1000)} - TC_{(mínimo+1000)}}{TC_{(máximo+1000)} + TC_{(mínimo+1000)}} \quad 5.6.1$$

A tabela nº 5 6.1 mostra os valores dos Números de TC e o desvio padrão das imagens obtidas para os diferentes parâmetros na zona central e periférica e sua relação com a dose de radiação, para a resolução *Standard*.

Tabela nº 5.6.1 Resultados da não uniformidade, valor da média dos números de TC adquiridos no centro e periferia da imagem para resolução *Standard*.

| CTDI _{Vol} | kV | mA.s | Nº TC central | Desvio padrão central | Nº TC periférico | Desvio padrão periférico | Não Uniformidade % |
|---------------------|-----|------|---------------|-----------------------|------------------|--------------------------|--------------------|
| 3,4 | 90 | 100 | 6 | 10 | 7 | 9 | 0,003845 |
| 5 | | 150 | 7 | 9 | 6 | 8 | 0,003845 |
| 6,7 | | 200 | 7 | 6 | 6 | 5 | 0,003845 |
| 8,4 | | 250 | 7 | 6 | 6 | 6 | 0,003845 |
| 7,8 | 120 | 100 | 17 | 7 | 16 | 6 | 0,0015 |
| 11,6 | | 150 | 17 | 6 | 16 | 5 | 0,0015 |
| 15,5 | | 200 | 17 | 5 | 16 | 4 | 0,0015 |
| 19,4 | | 250 | 17 | 4 | 16 | 4 | 0,0015 |
| 12,1 | 140 | 100 | 22 | 5 | 21 | 5 | 0,00115 |
| 18,1 | | 150 | 23 | 4 | 21 | 4 | 0,00225 |
| 24,2 | | 200 | 22 | 4 | 21 | 4 | 0,00115 |
| 30,2 | | 250 | 22 | 3 | 21 | 3 | 0,00115 |

O gráfico nº 5.6.1 apresenta a relação entre a não Uniformidade da imagem para resolução *Standard* e a dose de radiação.

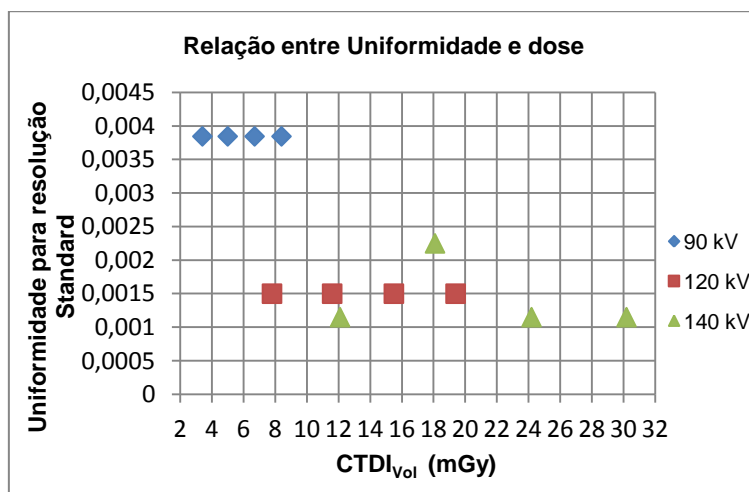


Gráfico nº 5.6.1 Relação entre Uniformidade e dose para resolução *Standard*.

Para que exista uma uniformidade os valores deveriam ser iguais a zero. A análise do gráfico mostra que para os 90 kV os valores da não uniformidade são mais elevados. Para os 120 kV e 140 kV os valores obtidos são equivalentes para cargas (mAs) diferentes, mas a dose de radiação aumenta com o aumento dos mAs.

A tabela nº 5.6.2 apresenta os valores dos Números de TC e desvio padrão das imagens adquiridas com os diferentes parâmetros na zona central e na periferia para a resolução *Lung Enhanced*.

Tabela nº 5.6. 2 Resultados da não uniformidade, valor médio dos números de TC adquiridos no centro e periferia da imagem com resolução *Lung Enhanced*.

| CTDI _{Vol} | kV | mA.s | Nº TC central | Desvio. padrão Central | Nº TC periférico | Desvio. padrão periférico | Não Uniformidade % |
|---------------------|-----|------|---------------|------------------------|------------------|---------------------------|--------------------|
| 3,4 | 90 | 100 | 7 | 31 | 8 | 26 | 0,0033 |
| 5 | | 150 | 8 | 26 | 7 | 21 | 0,0033 |
| 6,7 | | 200 | 6 | 23 | 8 | 19 | 0,0071 |
| 8,4 | | 250 | 7 | 21 | 7 | 16 | 0 |
| 7,8 | 120 | 100 | 18 | 21 | 17 | 17 | 0,0014 |
| 11,6 | | 150 | 18 | 17 | 17 | 14 | 0,0014 |
| 15,5 | | 200 | 17 | 14 | 17 | 12 | 0 |
| 19,4 | | 250 | 18 | 13 | 17 | 11 | 0,0014 |
| 12,1 | 140 | 100 | 23 | 17 | 23 | 15 | 0 |
| 18,1 | | 150 | 23 | 14 | 22 | 12 | 0,0011 |
| 24,2 | | 200 | 23 | 12 | 22 | 10 | 0,0011 |
| 30,2 | | 250 | 24 | 11 | 23 | 9 | 0,00105 |

O gráfico nº 5.6.2 - apresenta a relação entre a Uniformidade da imagem para resolução *Lung Enhanced* e a dose de radiação.

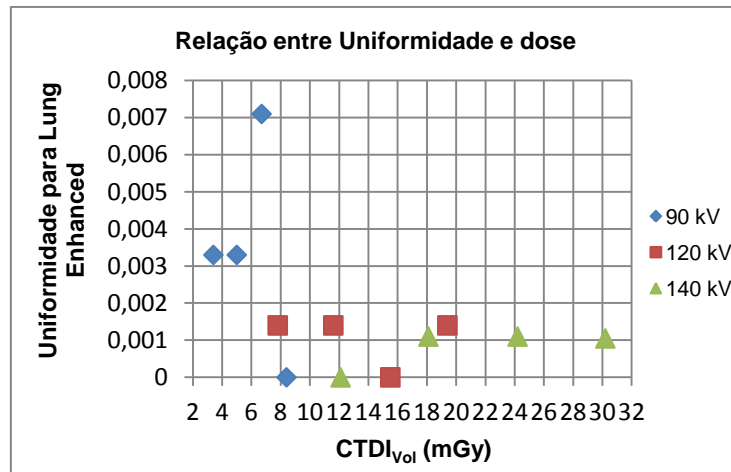


Gráfico nº 5.6.2 Relação entre Uniformidade e dose para resolução *Lung Enhanced*.

Da análise do gráfico nº 5.6.2 verificamos que a não uniformidade para 90 kV é maior do que para os 120 kV e 140 kV com exceção de 250 mAs (8,4 mGy) em que o valor obtido foi zero.

Para os 120 kV e 140 kV não existe uma diferença significativa entre os resultados obtidos.

5.7 – Ruído da Imagem

O nível de ruído é um parâmetro fundamental para a avaliação da qualidade da imagem. O ruído foi avaliado nas imagens através do desvio padrão obtido colocando um ROI no centro e na periferia do módulo CTP486.

A avaliação do desvio padrão obtido no centro e na periferia da imagem foi efetuada para resolução *Standard* e *Lung Enhanced*.

Para avaliar a relação entre ruído e dose de radiação (CTDI), efetuaram-se gráficos para os diferentes parâmetros em estudo. Os gráficos nº 5.7.1 demonstram a relação entre o ruído e dose para resolução *Standard*. Os dados para elaboração deste gráfico encontram-se na tabela nº 5.6.1.

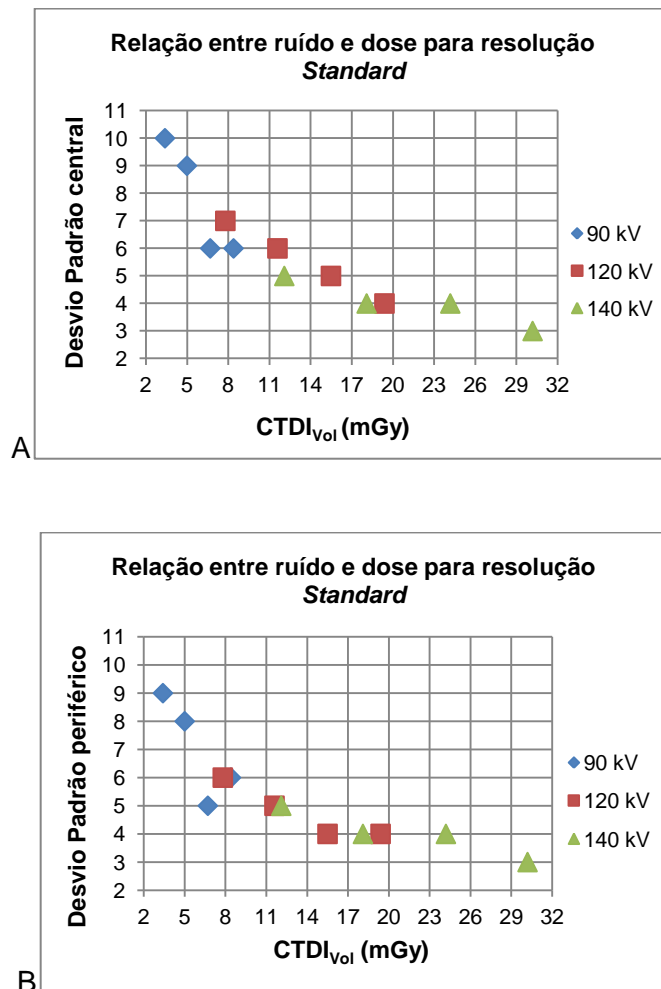
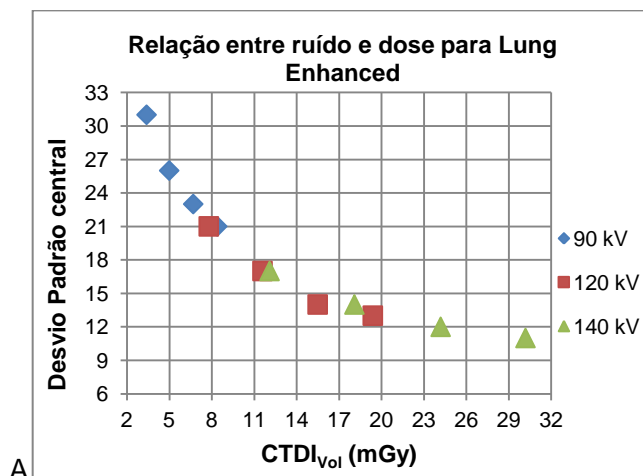


Gráfico nº 5.7.1 Relação entre ruído e dose para resolução *Standard*.

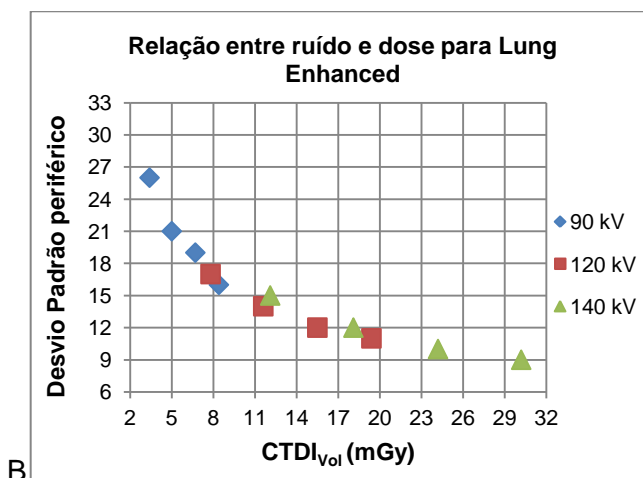
O gráfico A avalia o ruído no centro da imagem e o gráfico B avalia o ruído na periferia da imagem.

Os gráficos nº 5.7.1 demonstram que ao aumentarmos a dose de radiação existe uma diminuição do ruído. Para 90 kV o ruído da imagem é elevado o que pode comprometer o diagnóstico.

Os gráficos nº 5.7.2 apresentam a relação entre ruído e dose de radiação para a resolução *Lung Enhanced*. Os dados encontram-se na tabela 5.6.2



A



B

Gráfico nº 5.7.2 Relação entre o ruído e dose para resolução *Lung Enhanced*.

O gráfico A avalia o ruído no centro da imagem. O gráfico B avalia o ruído na periferia da imagem.

A análise do gráfico nº 5.7.2 mostra que em ambos os gráficos o ruído diminui com o aumento da dose. Para os 90 kV o ruído da imagem é elevado o que pode comprometer o diagnóstico.

6 – ANÁLISE DE RESULTADOS

Da análise dos resultados obtidos verificou-se através da tabela nº 5.1.1. que a dose aumenta com a diferença de potencial da ampola e com a carga elétrica do feixe de radiação como foi verificado por vários autores²⁰.

Ao calcular a energia efetiva do feixe de radiação com resolução *Standard* para os 90kV (gráfico nº 5.2.1) os 120 kV (gráfico nº 5.2.2) e os 140 kV (gráfico nº 5.2.3), obtêm-se uma energia efetiva mínima de 70 KeV, 82 KeV e 86 KeV respetivamente. Constatou-se que para imagens obtidas com resolução *Standard*, a diferença de potencial da ampola a utilizar deverá ser de 120 kV.

Para a resolução *Lung Enhanced* a energia efetiva calculada para cada um dos parâmetros 90 kV, (gráfico nº 5.2.4), 120 kV (gráfico nº 5.2.5), e 140 kV (gráfico nº 5.2.6) obtive-mos valores de 70 KeV, 82 KeV e 86 KeV, respetivamente.

Constatou-se que para as resoluções *Standard* e *Lung Enhanced* deve ser utilizado uma energia efetiva mínima de 80 e 82 KeV respetivamente, ou seja uma diferença de potencial da ampola de 120 kV, tendo em conta que a diferença da energia do feixe de radiação para 140 kV não é muito significativa e a dose de radiação aumenta consideravelmente

Na avaliação da resolução espacial verificou-se que para a resolução *Standard* existe uma variação entre 4 e 7 pares de linhas/cm como se pode observar no gráfico nº 5.3.1. Para 90 kV e 100 mAs observa-se 4 pares de linhas/cm o que pode dar origem a uma imagem com pouca definição, como observamos na figura nº 5.3.1, pelo que não devem ser utilizados estes parâmetros técnicos.

Verifica-se que não existem diferenças consideráveis para os restantes parâmetros, observando-se o mesmo número de pares de linhas/cm. Contudo a dose de radiação aumenta consideravelmente, variando de 5 mGy para 90 kV e 150 mAs até 30,2 mGy para 140 kV e 250 mAs.

Destes resultados conclui-se que é possível realizar um protocolo com baixa dose, utilizando uma diferença de potencial da ampola de 120 kV e uma carga elétrica de 100 mAs.

Para a resolução *Lung Enhancement* verifica-se, a partir dos dados da tabela nº 5.3.2 e do gráfico nº 5.3.2, que existe uma homogeneidade nos dados obtidos para os diferentes parâmetros, ou seja, o número de pares de linhas/cm observadas é pouco variável.

Constatou-se que é possível obter uma boa qualidade de imagem em relação a resolução espacial, com a elaboração de um protocolo com uma diferença de potencial da ampola de 120 kV e com a carga elétrica do feixe de 100 mAs.

A análise da resolução de baixo contraste é subjetiva, porque depende da análise efetuada pelo observador e das condições de visualização subjacentes.

Na avaliação do critério de baixo contraste para a resolução *Standard* a partir dos dados da tabela nº 5.4.1, verificou-se que para o nível de contraste de 1 % se observa alvos em todos os parâmetros utilizados (kV e mAs). Para os níveis de contraste de 0,3 % e 0,5 % os alvos são visíveis quando se aumenta os mAs resultando no aumento da dose de radiação, como se pode constatar a partir da análise dos gráficos nº 5.4.1; nº 5.4.2 e 5.4.3, onde para os 90 kV apenas os alvos de 1 % são todos visíveis.

O mesmo se verifica na avaliação da resolução *Lung Enhanced*: com o aumento dos parâmetros aumenta o número de alvos visíveis para os diferentes níveis de contraste 1 %, 0,3 %, e 0,5 %.

Desta forma para se obter uma imagem com uma resolução de baixo contraste aceitável pode-se utilizar uma diferença de potencial da ampola de 120 kV com uma carga elétrica do feixe de 150 mAs para a resolução *Standard* e de 100mAs para a resolução *Lung Enhanced*.

A uniformidade dos números de TC verifica-se quando uma imagem tem um valor de pixéis uniforme. Na realidade não se verifica, porque os pixéis podem ter valor aleatório. Quando existe uma grande variabilidade dos valores dos pixéis a imagem não é uniforme.

Dos resultados obtidos para a uniformidade dos números de TC, verificou-se da análise do gráfico nº 5.6.1 que os valores obtidos da uniformidade não têm uma diferença significativa entre eles, não ultrapassando o valor de 1%. Para 90 kV os valores obtidos são mais elevados relativamente aos outros parâmetros. Com 120 kV e 100 mAs adquire-se uma uniformidade da imagem com uma dose relativamente baixa.

Para a resolução *Lung Enhanced* a imagem é mais uniforme comparativamente à resolução *Standard*, os valores obtidos são mais próximos de zero, como se pode observar na tabela nº 5.6.2 e gráfico nº 5.6.2.

O ruído da imagem traduz-se por uma variação aleatória dos números de TC de cada *pixel*, influenciando na qualidade da imagem tomográfica. Idealmente a aquisição de uma imagem para diagnóstico não deve ter um nível de ruído muito elevado. O ruído da imagem compromete a deteção de lesões nos órgãos ou tecidos, essencialmente na detetabilidade de lesões de baixo contraste³⁰.

Verificou-se a partir da análise dos gráficos nº 5.7.1, para resolução *Standard*, e nº 5.7.2, para resolução *Lung Enhanced*, que o ruído diminui quando se aumenta a diferença de potencial da ampola e a energia do feixe. Contudo a dose de radiação vai aumentar significativamente em função do aumento destes dois parâmetros. De salientar que para a resolução *Standard* o valor mais alto obtido para o ruído foi de 10 unidades de *Hounsfield*, e para resolução *Lung Enhanced* os valores obtidos são mais elevados, tendo-se um valor de ruído de 31 unidades de *Hounsfield* para 90 kV e 100mAs. O ruído de imagem é consideravelmente significativo para os parâmetros com 90 kV prejudicando a qualidade da imagem e conseqüentemente podendo dar origem a um falso diagnóstico. Contudo os níveis de ruído mais elevados na imagem são úteis em órgãos de elevado contraste fisiológico, como por exemplo entre ar e partes moles no pulmão, comparativamente aos de baixo contraste como o fígado³⁰.

A escolha de um filtro de reconstrução adequado, assim como a variação da janela da imagem, podem reduzir substancialmente o ruído da imagem e melhorar a deteção de lesões de baixo contraste sem aumentar a dose de radiação recebida pelo paciente³⁰.

Constatou-se que com um potencial da ampola de 120 kV e uma variação da carga elétrica do feixe de 150 mAs, consegue-se realizar uma otimização entre a dose e o ruído da imagem.

Ao analisar a qualidade das imagens obtidas através dos parâmetros de qualidade referidos concluiu-se que mantendo o potencial da ampola em 120 kV e diminuindo a carga elétrica da ampola para 100 mAs se obtém uma imagem com qualidade, apesar de existirem estudos que referem que ao diminuir a carga elétrica do feixe de radiação vai trazer algumas desvantagens como artefactos e resultados falso-negativos³¹.

7 – CONCLUSÕES

Neste estudo obtiveram-se imagens modificando os valores do potencial da ampola (kV) e da carga elétrica da ampola por rotação (mAs) tendo em conta a diminuição dos valores do $CTDI_{Vol}$.

Após a análise das imagens obtidas para os diferentes parâmetros técnicos utilizados neste trabalho, constatou-se que se pode efetuar um protocolo de TC de Tórax reduzindo a dose para o paciente.

O mesmo resultado foi obtido por outros autores^{11,12}. *Jee-Eun K*¹² e outros efetuaram um estudo de TC de tórax com modelação de dose em 120 crianças de diferentes estruturas e com diferentes parâmetros técnicos (kV e mAs). Verificaram que ao diminuir os parâmetros a dose (CTDI) diminuiu cerca de 73% a 75%, mas o ruído aumentou. Concluíram que alterar a corrente do tubo (kV) com base no peso do paciente e mantendo os mAs baixos é o método mais eficaz para reduzir significativamente a dose enquanto que a qualidade da imagem se manteve aceitável¹².

Valentin J⁵ refere que por vezes a qualidade da imagem é superior ao necessário para um diagnóstico aceitável. MT Crawley³² refere que é crucialmente importante que a exposição à TC seja justificada para cada paciente, uma vez justificada que seja otimizada³². Os fabricantes da TC devem ajudar no processo da otimização da dose desenvolvendo mais recursos para a sua diminuição³².

O protocolo utilizado atualmente é realizado com uma diferença de potencial da ampola de 120 kV e com uma carga elétrica da ampola por rotação de 150 mAs a que corresponde um valor de $CTDI_{Vol}$ de 11,6 mGy.

Ao analisar a qualidade das imagens obtidas através dos parâmetros de qualidade, concluiu-se que mantendo o potencial da ampola em 120 kV e diminuindo a carga elétrica da ampola para os 100 mAs se obtém uma imagem sem perda significativa de qualidade em relação a imagem obtida com 150 mAs.

Deste modo consegue-se diminuir o valor de $CTDI_{Vol}$ de 11,6 mGy para 7,8 mGy obtidos para um potencial da ampola de 120 kV e uma carga elétrica do feixe de radiação de 100 mAs, ou seja uma redução da dose de 32,759%.

Takeshi Kubo³³ refere que diminuir a corrente do tubo (mAs) é o mais simples método de redução da dose de radiação, e é particularmente útil quando o diâmetro do corpo do paciente é menor³³.

A redução de tensão do tubo (kV) é usado com menos frequência³³, normalmente, pode-se selecionar a partir de vários quilovoltes (80, 90, 100, 120 e 140 kV). Além disso, uma grande diminuição na dose de radiação é inevitavelmente acompanhada por um aumento considerável do ruído de imagem, que pode exigir uma compensação levando a um aumento da corrente do tubo³³. Jee-Eun¹² concluiu que reduzir o potencial da ampola é o método mais eficaz para reduzir a dose para o paciente.

Jianqun Yu³¹ realizou um estudo em que fez variar os mAs entre 25, 40 e 115 mAs . A análise estatística indicou não haver diferença significativa entre a qualidade dos exames obtidos com 115, 40 e 25 mAs. Assim, 25 mAs é considerada um parâmetro aceitável de exposição para assegurar a qualidade da imagem satisfatória para tomografia computadorizada de tórax. Baixas doses de CT realizada a 25 mAs reduz o CTDI cerca de 70%. Para um exame de TC de tórax de rotina, é possível seguir o princípio ALARA reduzindo a dose de radiação, diminuindo assim o risco para o paciente e assegurando uma qualidade de imagem adequada³¹.

Pode-se considerar uma limitação deste estudo o fato de não terem sido obtidas imagens com variações de outros parâmetros, como por exemplo: a espessura de corte, *pitch*, tempo de rotação da ampola e utilização de outros filtros além do *Standard e Lung Enhanced*.

Após a elaboração deste estudo e tendo obtido um resultado aceitável na qualidade da imagem com diminuição da dose de radiação para o paciente seria pertinente implementar este protocolo neste serviço de Imagiologia.

Outro aspecto também importante seria efetuar um estudo baseado no protocolo de TC de Tórax, mas dirigido a uma determinada patologia.

Xiaohua Zhu³¹ efetuou um estudo dirigido a várias patologias de tórax (nódulos pulmonares, neoplasias), onde variou também diferentes parâmetros técnicos, como os mAs, kV e espessura de corte. Verificou que a TC de tórax com baixa dose tem várias vantagens no rastreamento da população de alto risco, como cancro do pulmão, tuberculose e fibrose, sem perda significativa da qualidade da imagem.

8 - BIBLIOGRAFIA

1 - Pina DR, Duarte SB, Ghilardi Netto T, Morceli J, Carbi EDO, Souza RTF, Costa Neto A, Ribeiro SM. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. Radiol Bras. 2009 Mai/Jun;42(3):171–177

2 - Yates SJ, Pike LC, Goldstone KE, Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia The British Journal of Radiology, 77 (2004), 472–478

3 - Annals of the ICRP Publication 87 Managing Patient Dose in Computed Tomography 4thed. Volume 30. New York: USA; 2000. ISBN-0080440835

4 - David A. Otha W. National Council on Radiation Protection and Measurements Report Shows Substantial medical exposure Increase Published online 10.1148/radiol.2532090494. 2009 November Available from: <http://www.ncrponline.org/>

5 - Valentin J, Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT) ICRP Publication 102 March 2007 32/219/06

6 - Brisse H J, Brenot J , Pierrat N, Gaboriaud G , Savignoni A, Rycke Y, Neuenschwander S, Aubert B, Rosenwald J-C. The relevance of image quality indices for dose optimization in abdominal multi-detector row CT in children: experimental assessment with pediatric 2009 Apr 7; 54(7):1871-92. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19265204>

7 - David J., Eric J. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure N.Engl J Med 2007; 357:2277-2284 2007 November 29, Available from: <http://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMra072149#t=article>

8 - Russell H Johns Hopkins The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Search for Isotropic Resolution in CT from Conventional through Multiple-Row detector. July 2002 Radiographic, 22.949-962 Available from: <http://radiographics.rsna.org/content/22/4/949.full.pdf+html>

9 - Thomas G, Stefan S, Karl S, Herbert B, Bernd M Joseph S, Multi-Detector Row CT Systems and Image - Reconstruction Techniques Radiology 2005; 235:756-773

10- Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G. A review of patient and optimization methods in adult and paediatric CT scanning. Eur J Radiol (2011), 10.1016/j.ejrad/2011.05.025

11 - Dalmazo J, Elias Jr J, Brocchi MAC, Costa PR, Azevedo-Marques PM. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um hospital universitário. Radiol Bras. 2010; 43(4): 241- 248.

12 - Jee-Eun K, Beverley N. Evaluation of a Radiation Dose Reduction Strategy for Pediatric Chest CT. January 27, 2010. AJR 2010; 194:1188- 1193

13 - Dougeni E, et al. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. Eur J Radiol (2011), doi:10.1016/j.ejrad.2011.05.025

14 - Bushong, Stewart. *Radiologic Science for Technologists*. 6th ed; Mosby, 1998 ISBN-84-8174-309-7

15 – 11-Soares M, Tanaka J, David S, David A, Film Tomography, computed tomography and cone beam volumetric tomography [internet] Available from: <http://www.docstoc.com/docs/29799214/ARTIGO-Tomografia-Cone-Beam>

16 – Radiologia Digital; Marcelo Ortiz Fichel, Available from: <http://www.tecnologiaradiologica.com/digital.htm>

17 – Lúcio. S.; Noções de exames por Tomografia Computorizada e o seu uso na Odontologia: Available from: <http://www.acbo.org.br/revista/biblioteca/tomografia>

18 - Lima, JJ, Técnicas de Diagnóstico com Raios X – Aspectos Físicos e Biofísicos, 2th ed Coimbra; 2009. X, 761p. ISBN978-989-8074-83-6

19 - Freitas E. Otimização de análise de imagens para controlo de Qualidade em Imagem Médica, departamento de Física da Faculdade de Ciências e tecnologia,

Universidade Nova de Lisboa; Lisboa 2010. Available from:
http://run.unl.pt/bitstream/10362/5302/1/Freitas_2010.pdf

20 – Parâmetros de qualidade de imagem: Geocities at the end of October, 2009
Available from: <http://www.geocities.org/tomografiademadeira/qualidade.html>

21 – Siemens S.A. – Sector Healthcare; O seu Guia para Baixa Dose de Radiação.

22 - Bauhs, John A., Vrieze, Thomas J., end all, CT Dosimetry: Comparision of Measurement Techniques and Device. Radiographis 2008 January- February; 28:245-253. Volume 28.

23 – Morin, Richard L.; Gerber, Thomas C.; McCollough, Cynthia H., Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart 2003: 107:917-922, Available from:
<http://circ.ahajournals.org/content/107/6/917.full>

24 – United Medical Technologies Corporation. Radiology-Equipement Available from:
<http://www.radiology-equipment.com/prod-info.CFM?LineItemID=1636>

25 - Manual de instruções do equipamento *Brilliance TC* Volume I 4535 674 74011- A 12 de 2007

26 – Tomografia Computorizada; Márcio M. Nicontchuk Silvana Fernandes,
Available from:
http://www.ced.ufsc.br/men5185/trabalhos/10_fisica_medica/tomcomp.htm

27 – ADsticas_das_imagens_tomogr.C3.A1ficas Available from:
http://pt.wikipedia.org/wiki/Tomografia_computadorizada#Caracter.C3.

28- The **Phantom Laboratory**. Catphan® 500 and 600 Manual, Copyright © 2010

29 - PHANTOM LAB. *Catphan 500*, Available from:
http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan600_download.pdf

30 - Informatics in Radiology Sliding-Thin-Slab Averaging for Improved Depiction of Low-Contrast Lesions with Radiation Dose Savings at Thin-Section CT Christian von Falck, MD • Michael Galanski, MD, PhD • Hoen-oh Shin, MD

RadioGraphics 2010; 30:317–326 • Published online 10.1148/rg.302096007

©RSNA, 2010 • *radiographics.rsna.org*

31 - Xiaohua Zhu, Jianqun Yu, Zheng Huang Low-Dose Chest CT: Optimizing Radiation Protection for Patients Xiaohua Zhu *AJR* 2004;183:809–816 2Department of Radiology.

32 - M T Crawley, A Booth, and A Wainwright : A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT: estimates of the collective dose savings achieved *The British Journal of Radiology*, 74 (2001), 607–614 2001 The British Institute of Radiology.

33 - Takeshi Kubo, Pei-Jan Paul Lin, Wolfram Stiller, Masaya Takahashi, Hans-Ulrich , Yoshiharu Ohno, Hiroto Hatabu: Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Review; *AJR* 2008; 190:335–343 0361–803X/08/1902–335, © American Roentgen Ray Society

9 - ANEXOS

Tabela da página 19 do manual do fantoma *Catphan*® 500

| KEV | Teflon | Delrin | Acrylic | Polystyrene | Water | LDPE | PMP | Air |
|-----|--------|--------|---------|-------------|-------|-------|-------|-----|
| 36 | 0,654 | 0,376 | 0,3 | 0,243 | 0,298 | 0,221 | 0,199 | 0 |
| 38 | 0,609 | 0,36 | 0,288 | 0,235 | 0,282 | 0,214 | 0,193 | 0 |
| 40 | 0,572 | 0,344 | 0,277 | 0,229 | 0,268 | 0,209 | 0,188 | 0 |
| 42 | 0,542 | 0,331 | 0,269 | 0,224 | 0,257 | 0,205 | 0,185 | 0 |
| 44 | 0,516 | 0,321 | 0,262 | 0,219 | 0,248 | 0,201 | 0,181 | 0 |
| 46 | 0,495 | 0,312 | 0,255 | 0,215 | 0,24 | 0,198 | 0,178 | 0 |
| 48 | 0,477 | 0,305 | 0,25 | 0,212 | 0,233 | 0,194 | 0,175 | 0 |
| 50 | 0,46 | 0,298 | 0,244 | 0,209 | 0,227 | 0,191 | 0,173 | 0 |
| 52 | 0,447 | 0,292 | 0,241 | 0,206 | 0,222 | 0,19 | 0,171 | 0 |
| 54 | 0,434 | 0,286 | 0,236 | 0,203 | 0,217 | 0,187 | 0,168 | 0 |
| 56 | 0,423 | 0,282 | 0,234 | 0,201 | 0,213 | 0,185 | 0,167 | 0 |
| 58 | 0,415 | 0,276 | 0,23 | 0,198 | 0,209 | 0,183 | 0,165 | 0 |
| 60 | 0,406 | 0,274 | 0,227 | 0,196 | 0,206 | 0,181 | 0,164 | 0 |
| 62 | 0,397 | 0,269 | 0,224 | 0,194 | 0,203 | 0,179 | 0,162 | 0 |
| 64 | 0,391 | 0,266 | 0,222 | 0,192 | 0,2 | 0,178 | 0,16 | 0 |
| 66 | 0,384 | 0,264 | 0,219 | 0,191 | 0,197 | 0,177 | 0,159 | 0 |
| 68 | 0,38 | 0,261 | 0,217 | 0,189 | 0,195 | 0,175 | 0,158 | 0 |
| 70 | 0,374 | 0,258 | 0,215 | 0,188 | 0,193 | 0,174 | 0,157 | 0 |
| 72 | 0,369 | 0,255 | 0,214 | 0,186 | 0,191 | 0,172 | 0,155 | 0 |
| 74 | 0,365 | 0,252 | 0,211 | 0,185 | 0,189 | 0,171 | 0,154 | 0 |
| 76 | 0,361 | 0,251 | 0,21 | 0,184 | 0,187 | 0,17 | 0,154 | 0 |
| 78 | 0,356 | 0,248 | 0,208 | 0,183 | 0,185 | 0,168 | 0,152 | 0 |
| 80 | 0,352 | 0,247 | 0,207 | 0,181 | 0,184 | 0,167 | 0,151 | 0 |
| 82 | 0,35 | 0,244 | 0,205 | 0,18 | 0,182 | 0,167 | 0,15 | 0 |
| 84 | 0,346 | 0,243 | 0,204 | 0,179 | 0,181 | 0,166 | 0,149 | 0 |
| 86 | 0,343 | 0,241 | 0,202 | 0,177 | 0,179 | 0,165 | 0,149 | 0 |
| 88 | 0,339 | 0,238 | 0,201 | 0,176 | 0,178 | 0,164 | 0,148 | 0 |
| 90 | 0,337 | 0,237 | 0,199 | 0,175 | 0,177 | 0,163 | 0,147 | 0 |
| 92 | 0,335 | 0,235 | 0,198 | 0,174 | 0,175 | 0,162 | 0,146 | 0 |
| 94 | 0,33 | 0,234 | 0,197 | 0,173 | 0,174 | 0,161 | 0,145 | 0 |
| 96 | 0,328 | 0,233 | 0,196 | 0,172 | 0,173 | 0,16 | 0,144 | 0 |
| 98 | 0,326 | 0,231 | 0,195 | 0,171 | 0,172 | 0,159 | 0,144 | 0 |
| 100 | 0,324 | 0,23 | 0,194 | 0,17 | 0,171 | 0,158 | 0,143 | 0 |