



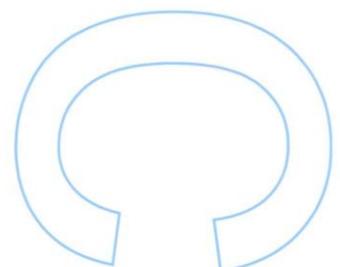
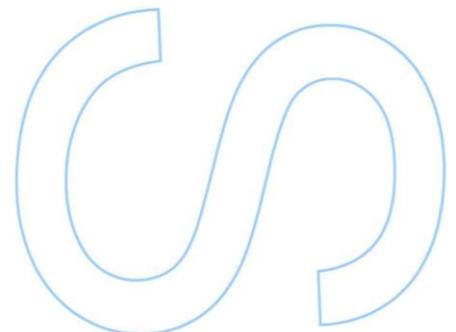
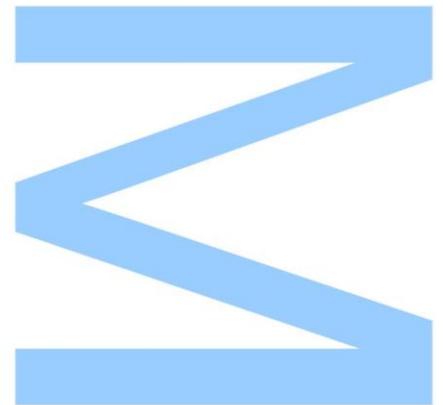
Processamento automático de imagens *DICOM* para otimização de doses em exames de Tomografia Computorizada

João Pedro Adão Amorim Silva

Mestrado em Física Médica
Departamento de Física e Astronomia
2015

Orientador

Sandra Sarmento
Assistente de Saúde
Instituto Português de Oncologia do Porto, EPE



Agradecimentos

Neste espaço gostaria de agradecer a todos aqueles que contribuíram para que fosse possível a realização desta dissertação.

Deixo um grande agradecimento à Dr.^a Sandra Sarmento pela orientação dada e pela grande disponibilidade demonstrada ao longo destes meses de trabalho. Deixo também um grande apreço pelos inúmeros conhecimentos adquiridos.

Agradeço também a colaboração da Dr.^a Margarida Gouvêa e Dr.^a Eneida Ribau na avaliação das imagens e ao Eng. Luís Martinez pelo apoio prestado na introdução de imagens no PACS e na criação da nova janela de visualização.

Não posso deixar de agradecer também ao Bruno Mendes pela disponibilidade e ajuda prestada.

Gostaria também de agradecer a todos os meus colegas e professores que me acompanharam nesta parte do meu percurso académico.

Finalmente gostaria de agradecer à minha família e amigos sem os quais não era possível concluir este ciclo da minha vida académica.

Resumo

Este trabalho teve como objetivo explorar algumas potencialidades do processamento automático de imagens para otimização de doses em exames de Tomografia Computorizada (TC), com ênfase particular na alteração do ruído para simular um exame realizado com menos dose de radiação, para efeitos de otimização dos protocolos de aquisição.

Foi desenvolvido um processo de adição de ruído em imagens *DICOM*[®] de forma a simular condições de aquisição diferentes. Para testar os resultados obtidos com este processo, foram adquiridas imagens do Fantoma *Catphan*[®] 504 em condições controladas, o que permitiu a comparação das imagens com ruído adicionado (imagens virtuais) com imagens reais. A comparação foi feita com base em regiões de interesse bem definidas onde foram avaliados parâmetros de qualidade de imagem como o ruído (quantificado pelo desvio padrão dos *Pixels Values*) e *Mean Pixel Value*, antes e depois do ruído ser adicionado. Obteve-se boa concordância entre os valores medidos nas imagens virtuais e os valores esperados, bem como entre as imagens virtuais e as imagens reais.

Em seguida o processo foi utilizado na otimização de um protocolo de aquisição utilizado no IPOPFG onde foi simulada uma diminuição de dose de 33%. Numa amostra de 13 exames duas médicas radiologistas experientes realizaram uma avaliação das imagens em termos de aceitabilidade para diagnóstico, presença de ruído e presença e interferência de artefactos numa escala de 1-5.

Dos resultados obtidos é destacada a diminuição de qualidade das imagens com o ruído adicionado (como esperado), bastantes imagens com qualidade de diagnóstico mantida e um número reduzido com perda considerável de qualidade. Assim será provavelmente excessivo reduzir em cerca de 30% a dose utilizada neste caso, no entanto foi confirmada a boa otimização deste protocolo de aquisição utilizado na unidade hospitalar.

Abstract

This work aims to explore some possibilities of automatic image processing for dose optimization tests on Computed Tomography (CT) exams, with particular emphasis on noise addition to simulate a CT exam with less radiation dose, in order to optimize acquisition protocols.

A noise addition process for DICOM[®] images was developed to simulate different acquisition conditions. To test the results obtained, images of the phantom Catphan[®] 504 were acquired in controlled conditions, allowing a comparison between images with added noise (virtual images) and real images. The comparison was based on well-defined regions of interest, where image quality parameters such as noise (quantified by the standard deviation of pixel values) and Mean Pixel Value, were evaluated before and after the addition of noise. Measured values for virtual images agreed well with expected values, and with those obtained for real images.

The procedure was then used in the optimization of an IPOPFG's acquisition protocol to simulate a dose decrease of 33%, in a sample of 13 exams. Two experienced Medical Doctors specialized in Radiology performed an evaluation of the images in terms of acceptability for diagnosis, presence of noise and interference and presence of artifacts on a scale of 1-5.

Among the obtained results is highlighted the reduction of the image quality when the noise was added (as expected), a large number of images which maintained their diagnosis quality and a few with considerable loss of quality. Therefore, a dose reduction by an order of 30% is probably excessive in this case, however the good optimization of this acquisition protocol used in the hospital was confirmed.

Índice

Agradecimentos	3
Resumo	5
Abstract	7
Índice de Tabelas	14
Lista de equações	17
Lista de Palavras-chave e abreviaturas	18
Introdução	21
I - Tomografia Computorizada	25
1. Princípios Físicos	25
1.1. Pixel e Voxel	26
1.2. Coeficiente de atenuação	26
2. Técnicas de Reconstrução de imagem em TC	30
2.1. Pré-processamento	31
2.2. Método de Retroprojeção simples	31
2.3. Método de Retroprojeção Filtrada (FBP)	32
2.4. Funções de Reconstrução (<i>Kernel</i>)	34
3. Qualidade de imagem em TC	35
3.1. Resolução espacial	36
3.2. Ruído de imagem	36
3.1. Razão contraste-para-ruído (<i>CNR</i>)	38
3.2. Razão sinal-para-ruído (<i>SNR</i>)	39
3.3. Função de autocorrelação	40
4. Função de densidade de Probabilidade do ruído	41
4.1. Distribuição Gaussiana: Ruído Gaussiano	41
5. Adição de ruído para simulação de redução de Dose	44
5.1. Relação entre ruído e carga do tubo por rotação	44
5.2. Relação entre $CTDI_{vol}$ e DLP com a corrente elétrica do tubo de RX	45
5.3. Simulação da diminuição da Carga do tubo por rotação (mAs) através da adição de ruído	46
II - Materiais e Métodos	49
1. Equipamentos	49

1.1.	Sistema de Tomografia Computorizada <i>Toshiba® Aquilion 16-Cortes</i> -----	49
1.2.	Fantôma <i>Catphan® 504</i> -----	51
1.3.	Imagens de formato <i>DICOM®</i> -----	55
2.	Metodologia de aquisição de imagens de <i>Catphan® 504</i> -----	57
3.	Abordagem Computacional-----	59
3.1.	Visualização de Imagem <i>DICOM®</i> -----	59
3.2.	Plot Profile-----	62
3.3.	Escolha da(s) <i>ROI(s)</i> -----	63
3.4.	Análise dos parâmetros de qualidade da Imagem Real-----	63
3.5.	Adição de Ruído-----	64
3.6.	Imagem em Formato <i>TIFF®</i> -----	64
3.7.	Imagem em Formato <i>DICOM®</i> -----	65
3.8.	Função de Calibração-----	65
3.9.	Análise dos parâmetros de qualidade da imagem virtual-----	67
3.10.	Introdução da Imagem Virtual no PACS-----	67
III - Resultados e Discussão-----		69
1.	Conjunto de Imagens de <i>Catphan® 504</i> -----	69
2.	Comparação de Funções de Reconstrução (<i>Kernels</i>)-----	76
3.	1º Conjunto de Imagens clínicas-----	78
4.	2º Conjunto de Imagens Clínicas-----	84
5.	Avaliação da qualidade das imagens com simulação de menor dose-----	89
5.1.	Avaliação 1º conjunto de imagens clínicas-----	89
5.2.	Avaliação 2º conjunto de imagens clínicas-----	90
Conclusão-----		95
Referências Bibliográficas-----		97
Anexos-----		101
1.	Funções de reconstrução <i>Toshiba Aquilion 16-cortes</i> -----	101
2.	Janelas de Visualização <i>IPOPFG</i> -----	102
3.	Características dos Doentes da Amostra-----	102
3.1.	1º Conjunto de imagens clínicas-----	102
3.2.	2º Conjunto de imagens clínicas-----	103
4.	Resultados detalhados - imagens clínicas-----	104

Índice de Figuras

Figura 1 - Número de Vendas de equipamentos TC.....	21
Figura 2 - Motivo pelo qual TC está sob escrutínio	22
Figura 3 - Visualização de píxel, voxel e corte	25
Figura 4 - Princípios Físicos TC.....	25
Figura 5 - Princípio da atenuação da radiação ao longo de uma dada estrutura.....	27
Figura 6 - Imagem médica Sem ajustes prévios para visualização das estruturas de interesse.....	29
Figura 7 - Imagem Médica com ajustes prévios para visualização das estruturas de interesse.....	29
Figura 8 - Projeção de imagem e Sinograma correspondente.. ..	30
Figura 9 - Retroprojeção simples.	32
Figura 10 - Relação entre os três domínios.	32
Figura 11 - retroprojeções filtradas e retroprojeções simples em diferentes ângulos ..	33
Figura 12 - ROI uniforme de uma imagem adquirida de um Fantoma Catphan 504® no corte localizado a -113,0 mm	37
Figura 13 - Exemplo de cálculo de ACF de uma imagem de fantôma.....	40
Figura 14 - Distribuição Gaussiana.....	42
Figura 15 – Imagem adquirida no IPOFG e Histograma de uma ROI da imagem analisada.....	42
Figura 16 - Relação entre ruído e a carga do tubo por rotação utilizada em cada aquisição	44
Figura 17 - Exemplo de análise de uma ROI de uma imagem adquirida com 35 mAs.45	
Figura 18 - Evolução do valor de CTDI _{vol} com o aumento da corrente do tubo em exames de TC	46
Figura 19 – Sistema de TC Toshiba® Aquillion 16-Cortes	49
Figura 20 - Fantoma Catphan® 504	51
Figura 21 - Topograma referente à aquisição de imagens do fantoma.	51
Figura 22 - Esquema do Catphan® 504.....	52
Figura 23 - Imagem adquirida de Catphan® 504 com corte localizado a -10,0 mm	53
Figura 24 - Imagem adquirida de Catphan® 504 com corte localizado a -40,0 mm	53
Figura 25 - Imagem adquirida de Catphan® 504 com corte localizado a -70,0 mm	54
Figura 26 - Imagem adquirida de Catphan® 504 com corte localizado a -120,0 mm ...	54
Figura 27 - Cabeçalho DICOM de uma imagem adquirida no IPOFG.....	56
Figura 28 - Cabeçalho adaptado de imagem DICOM TC, adquirida no IPOFG.	60
Figura 29 - Imagem DICOM® lida pelo Matlab® s/definição de janela de visualização. 61	

Figura 30 - Imagem DICOM® lida pelo <i>Matlab</i> ® com definição correta de janela de visualização (WC=40, WW=350).	61
Figura 31- <i>Plot Profile</i> realizado com <i>ImageJ</i> ® a uma imagem clínica e Imagem adquirida no IPOFG.	62
Figura 32 - Escolha de uma <i>ROI</i> validada pelo <i>Plot Profile</i> da figura 31.	63
Figura 33 - Imagem virtual de fantoma s/ função de calibração.	65
Figura 34 - Função de calibração das Imagens adquiridas no IPOFG para o trabalho. .	66
Figura 35 - Imagem virtual de fantoma c/ função de calibração introduzida.	66
Figura 36 – Imagens Iniciais adquiridas de Catphan® 504 e <i>ROI</i> 's uniformes utilizadas. Em cima: esquerda-Imagem de corte -3,0 mm adquirida com 50 mA; direita-Imagem de corte -33,0 mm adquirida com 70 mA.	70
Figura 37 - Imagens Virtuais com ruído adicionado e <i>ROI</i> 's uniformes utilizadas. Em cima: esquerda-Imagem de corte -3,0 mm simulando aquisição a 30 mA; direita-Imagem de corte -33,0 mm simulando aquisição a 50 mA. Em baixo: esquerda- Imagem de corte -63,0 mm simulando aquisição a 60 mA; direita- Imagem de corte -113,0 mm simulando aquisição a 40 mA.	70
Figura 38 - Imagens Reais adquiridas com menos dose e <i>ROI</i> 's uniformes utilizadas. Em cima: esquerda-Imagem de corte -3,0 mm adquirida a 30 mA; direita-Imagem de corte -33,0 mm adquirida a 50 mA. Em baixo: esquerda- Imagem de corte -63,0 mm adquirida a 60 mA; direita- Imagem de corte -113,0 mm adquirida a 40 mA	71
Figura 39 - Imagens adquiridas a 35 mAs de Catphan® 504 com corte localizado a -3,0 mm e reconstruídas com: (da esquerda para a direita) função STDFC70, FC08 e FC55. (Realizado no IPOFG com Toshiba® Aquilion 16-cortes).	76
Figura 40 - À esquerda: Imagem Clínica do 1º Doente adquirida a 121 mA com corte localizado a -293,0 mm e reconstruída com função FC08 (Cedido por IPOFG com uso de Toshiba® Aquilion 16-cortes). À direita: imagem clínica virtual do 1º Doente simulada a 90,226 mA (Io-33%) com corte localizado a -293,0 mm e <i>ROI</i> utilizada.	79
Figura 41 - À esquerda: imagem clínica do 3º Doente adquirida a 291 mA com corte localizado a -283,0 mm e reconstruída com função FC08 (Cedido por IPOFG com uso de Toshiba® Aquilion 16-cortes). À direita: imagem clínica virtual do 3º Doente simulada a 218,1 mA (Io-33%) com corte localizado a -283,0 mm e <i>ROI</i> utilizada.	80
Figura 42 - À esquerda: imagem clínica do 5º Doente adquirida a 123 mA com corte localizado a -258,5 mm e reconstruída com função FC08. À direita: imagem clínica virtual do 5º Doente simulada a 91,7 mA (Io-33%) com corte localizado a -258,5 mm e <i>ROI</i> utilizada.	85
Figura 43 - À esquerda: imagem clínica do 12º Doente adquirida a 313 mA com corte localizado a -263,0 mm e reconstruída com função FC08. À direita: imagem clínica	

virtual do 12º Doente simulada a 234,6 mA (Io-33%) com corte localizado a -263,0 mm e ROI utilizada.	85
Figura 44 – Resumo de todas as avaliações de acordo com a quantidade de ruído, interferência e presença de artefactos e aceitabilidade de diagnóstico com base no IMC dos doentes. Indicado a vermelho as imagens sem ruído adicionado e a azul as imagens com ruído adicionado. À esquerda: Resultados dos doentes do sexo feminino; À direita: Resultados dos doentes do sexo masculino.	91
Figura 45 - Resumo de todas as avaliações de acordo com a quantidade de ruído, interferência e presença de artefactos e aceitabilidade de diagnóstico com base no Peso dos doentes. Indicado a vermelho as imagens sem ruído adicionado e a azul as imagens com ruído adicionado. À esquerda: Resultados dos doentes do sexo feminino; À direita: Resultados dos doentes do sexo masculino.	92
Figura 46 – Resumo das funcionalidades que cada função de reconstrução está destinada.	101

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Unidades Hounsfield (HU) de alguns tecidos	28
Tabela 2 - Características do sistema de TC Toshiba® Aquillion 16-cortes.	50
Tabela 3 - Valores de carga do tubo por rotação e corrente do tubo de Rx utilizados nas aquisições com fantoma Catphan® 504 realizadas no IPOPGF.	58
Tabela 4- Valores de parâmetros obtidos para uma imagem real (antes de adição de ruído). Aquisição realizada no IPOPGF com fantoma <i>Catphan</i> ® 504 com sistema <i>Toshiba</i> ® <i>Aquillion</i> 16-cortes.	64
Tabela 5 - Resultados estatísticos da simulação de redução de dose de uma aquisição de fantoma <i>Catphan</i> ® 504 feita no <i>Toshiba Aquillion</i> 16-cortes do IPOPGF. (R=Real, V=Virtual).	67
Tabela 6 - Resultados dos parâmetros de qualidade de imagem relevantes na simulação de $Io+40\%$ para Io , de $Io+40\%$ para $Io+20\%$ e de $Io+40\%$ para $Io-20\%$ no corte de $-3,0$ do fantoma <i>Catphan</i> ® 504.	72
Tabela 7 - Análise dos parâmetros de qualidade de imagem relevantes na simulação de Io para $Io-40\%$, de $Io+40\%$ para Io , de $Io+40\%$ para $Io+20\%$ e de $Io+40\%$ para $Io-20\%$ no corte de $-33,0$ do fantoma <i>Catphan</i> ® 504.	72
Tabela 8 - Análise dos parâmetros de qualidade de imagem relevantes na simulação de Io para $Io-40\%$, de $Io+40\%$ para Io , de $Io+40\%$ para $Io+20\%$ e de $Io+40\%$ para $Io-20\%$ no corte de $-63,0$ do fantoma <i>Catphan</i> ® 504.	73
Tabela 9 - Análise dos parâmetros de qualidade de Imagem relevantes na simulação de Io para $Io-40\%$, de $Io+40\%$ para Io , de $Io+40\%$ para $Io+20\%$ e de $Io+40\%$ para $Io-20\%$ no corte de $-113,0$ do fantoma <i>Catphan</i> ® 504.	73
Tabela 10 - Resumo das diferenças percentuais entre imagem real adquirida com menos dose e imagem virtual do valor do desvio padrão analisado na <i>ROI</i> utilizada em cada imagem.	74
Tabela 11 - Resumo das diferenças percentuais entre valor do desvio padrão final calculado e valor do desvio padrão analisado na <i>ROI</i> utilizada em cada imagem virtual.	74
Tabela 12 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de Imagens adquiridas com $Io+40\%$, reconstruídas pelas funções <i>STDFC70</i> , <i>FC08</i> e <i>FC55</i> . Corte localizado em $-3,0$ mm do fantoma <i>Catphan</i> ® 504	77
Tabela 13 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 1º Doente adquiridas a 121 mA e de imagens virtuais simulando uma aquisição a 90,2 mA.	80

Tabela 14 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 2º Doente adquiridas a 341 mA e de Imagens virtuais simulando uma aquisição a 255,6 mA.	81
Tabela 15 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 3º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando uma aquisição com menor dose.....	81
Tabela 16 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 4º Doente adquiridas a 286 mA e de imagens virtuais simulando uma aquisição a 215,0 mA.	82
Tabela 17 - Resumo das diferenças percentuais entre valor do desvio padrão final calculado e valor do desvio padrão analisado na <i>ROI</i> utilizada em cada imagem virtual, dos 5 cortes por exame simulados.....	82
Tabela 18 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 5º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	86
Tabela 19 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 12º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	86
Tabela 20 - Resumo das diferenças percentuais entre valor do desvio padrão final calculado e valor do desvio padrão analisado na <i>ROI</i> utilizada em cada imagem virtual. Valores referentes ao doente nº5 até ao doente nº11.....	87
Tabela 21 - Resumo das diferenças percentuais entre valor do desvio padrão final calculado e valor do desvio padrão analisado na <i>ROI</i> utilizada em cada imagem virtual. Valores referentes ao doente nº12 até ao doente nº17.....	88
Tabela 22 - Resumo da avaliação prática realizada pelas médicas radiologistas do IPOFG às imagens clínicas do 1º conjunto. (Escala: Desde 1- insatisfatório a 5-Ótimo).	89
Tabela 23 - Resumo da avaliação prática realizada pelas médicas radiologistas do IPOFG às imagens clínicas do 2º conjunto de doentes do sexo feminino. (Escala: Desde 1- insatisfatório a 5-Ótimo).....	90
Tabela 24 - Resumo da avaliação prática realizada pelas médicas radiologistas do IPOFG às imagens clínicas do 2º conjunto de doentes do sexo masculino. (Escala: Desde 1- insatisfatório a 5-Ótimo).....	90
Tabela 25 – Janelas de Visualização utilizadas no IPOFG.....	102
Tabela 26 – Doentes do 1º conjunto de imagens clínicas	102
Tabela 27 – Doentes do 2º Conjunto de imagens clínicas	103

Tabela 28 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 6º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	104
Tabela 29 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 7º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	104
Tabela 30 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 8º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	105
Tabela 31 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 9º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	105
Tabela 32 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 10º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	106
Tabela 33 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 11º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	106
Tabela 34 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 13º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	107
Tabela 35 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 14º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	107
Tabela 36 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 15º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	108
Tabela 37 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 16º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	108
Tabela 38 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 17º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.....	109

Lista de equações

Equação 1 – Fração de fótons removidos de um feixe monoenergético.	26
Equação 2 – Relação baseada na Lei de <i>Lambert – Beer</i>	26
Equação 3 – Cálculo de números de TC.....	27
Equação 4 – Cálculo do ruído de uma imagem.....	37
Equação 5 – Cálculo do CNR.	38
Equação 6 – Cálculo do SNR	39
Equação 7 – Cálculo de Função de autocorrelação.....	40
Equação 8 - Função de densidade de Probabilidade de uma variável aleatória.....	41
Equação 9 - relação do ruído com valor de Q (em unidade de <i>mAs</i>).	46
Equação 10 - Relação entre os níveis de ruído final ($\sigma(Ef)$), inicial ($\sigma(Ei)$) e o nível de ruído adicionado à imagem inicial ($\sigma(add)$)	47
Equação 11 - Relação entre ruído inicial e final com os respectivos níveis de carga de tubo por rotação.....	47

Lista de Palavras-chave e abreviaturas

3D – Relativo a um sistema a três dimensões ou tridimensional.

ACF – *Autocorrelation Function* (Função de autocorrelação).

Bitmap - Codificação de posições de *Píxeis* por coordenadas.

C – Contraste.

Carga do tubo por Rotação – Resulta do produto do valor de corrente elétrica do tubo de raios-X pelo tempo de rotação, medida em Miliampères vezes segundo.

CNR – *Contrast to noise Ratio* (Razão Contraste-Ruído).

DICOM - *Digital Imaging and Comunication in Medicine*

Dose Absorvida – Medida da energia média depositada por unidade de massa num dado meio, pela radiação ionizante.

Fantoma – Objeto utilizado para simular o corpo humano, pode fornecer uma representação mais realista, ou muito simplificada do corpo humano e das características de atenuação do organismo.

Filtro Passa alto – Permite a passagem das frequências altas, porém atenua (ou reduz) a amplitude das frequências abaixo de frequência de corte.

FOV – *Field of View* (Campo de Visão).

FPB – *Filtered Back Projection* (método de Retroprojeção filtrada).

HU – Unidades *Hounsfield*.

I – Intensidade do Feixe de radiação emergente de um dado objeto/doente.

IMC – Índice de Massa Corporal.

I_o – Intensidade do Feixe de radiação incidente num dado objeto/doente.

IPOPFG – Instituto Português de Oncologia do Porto, hospital público especializado em doenças do foro oncológico onde foram adquiridos os dados deste trabalho.

mA – unidade de medida de intensidade de corrente elétrica, Miliampère.

MPV – *Mean Pixel Value*.

PACS – Armazenamento de imagens e sistema de comunicação (*Picture Archiving and Comunication System*).

ROI – *Region of Interest* (Região de Interesse).

RX – Raios-X.

SNR – *Signal to Noise ratio* (Razão Sinal-Ruído).

TC – Tomografia Computorizada.

Tempo de Exposição – Tempo durante o qual o doente é irradiado pelo sistema TC.

WC – Nível de janela (*Window Center*, pode ser referido como *Window Level*).

WW – Largura de janela (*Window Width*).

μ – Coeficiente de atenuação linear.

σ – Sigla utilizada para quantificação do ruído; valor do desvio padrão analisado numa dada *ROI*.

Introdução

Em unidades hospitalares de grande escala o uso de tomografia computadorizada (TC) tem vindo a aumentar exponencialmente, sendo responsável por uma fração maior no que toca à dose de radiação absorvida pelos doentes. O diagnóstico através desta técnica de imagem, neste momento já contribui em cerca de 60 a 70 % da dose absorvida em inúmeros centros hospitalares Norte Americanos.(1) Já na população do Reino Unido a Tomografia Computorizada é responsável nos dias de hoje por 40 % da dose coletiva da população resultante de diagnósticos médicos com utilização de radiação ionizante.(2) Esta situação está relacionada com o facto de em TC serem utilizadas doses mais elevadas do que as necessárias para a realização de um exame de RX Convencional.(1)

Global CT market

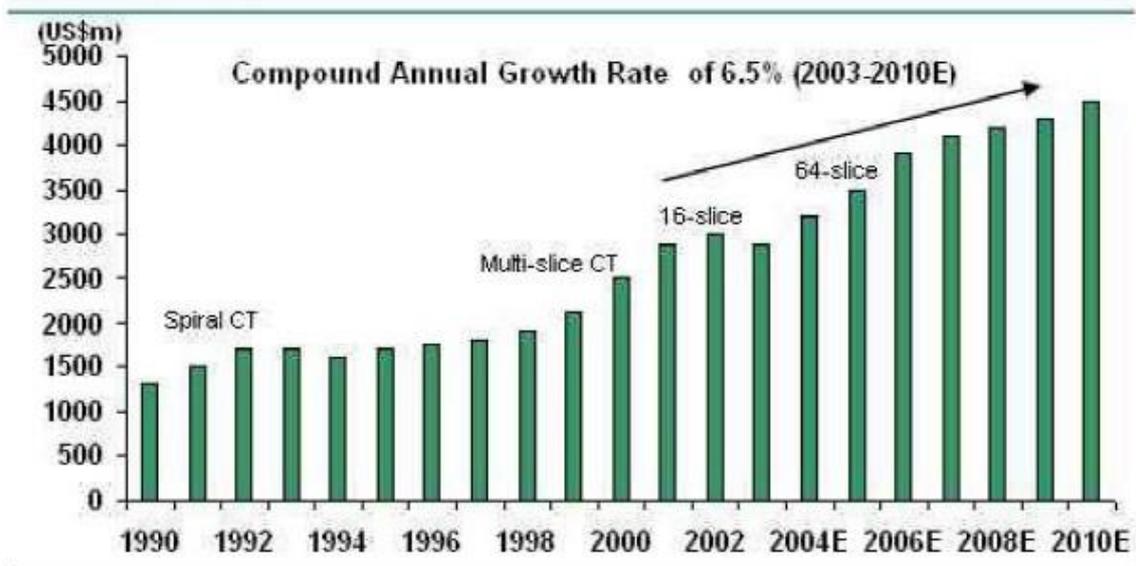


Figura 1 - Número de Vendas de equipamentos TC (Imagem adaptada de *Life is Precious - Take CARE*, Siemens Healthcare global).

Pequenos riscos potenciais em combinação com um grande número de exames

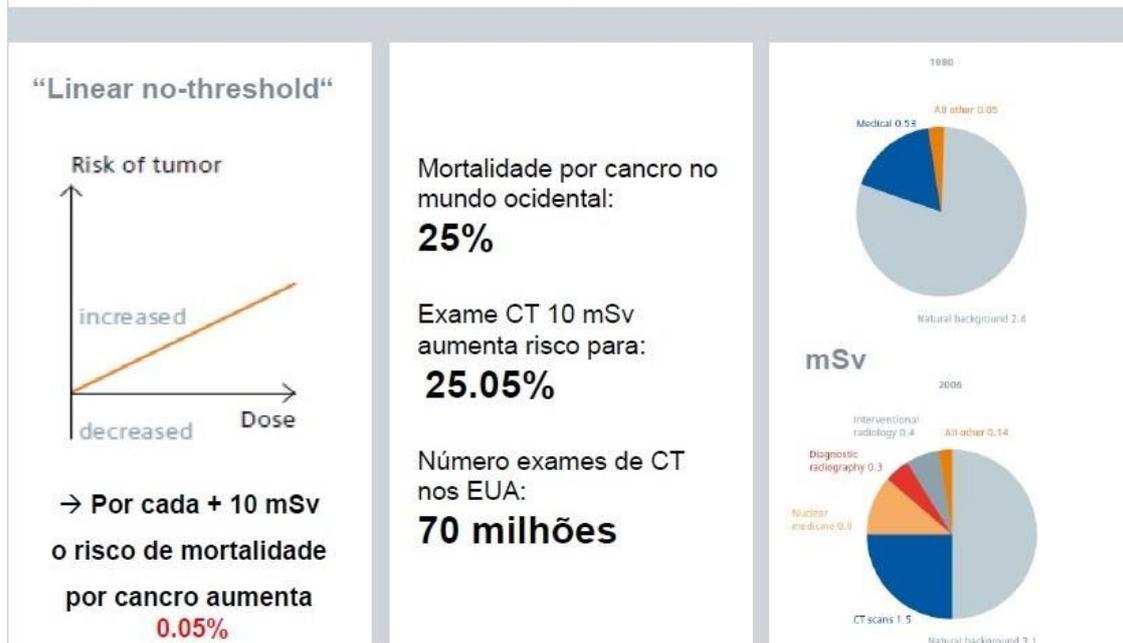


Figura 2 - Motivo pelo qual TC está sob escrutínio (Imagem adaptada de *Life is Precious - Take CARE*, Siemens® Healthcare Global)

Os dados descritos em cima, levaram nos últimos anos a um desenvolvimento de estratégias para a diminuição de dose com vista a proteção da população. É sabido que em TC a qualidade da imagem de diagnóstico é dependente do protocolo utilizado de forma a satisfazer o propósito indicado pelos médicos radiologistas. Isto é, o contraste entre os vários tecidos influenciado pelo ruído da própria imagem é o parâmetro relevante a ter em conta na avaliação do exame.(1)

O ruído presente em imagens TC depende de vários fatores como a intensidade da corrente do tubo de RX, a tensão da ampola, a espessura do corte, a função de reconstrução ou a estrutura física do doente.

O objetivo é conjugar o nível de ruído de imagem com a obtenção de exames diagnósticos úteis para o uso médico, evitando a exposição desnecessária do doente durante a aquisição. Além disso, ferramentas como o controlo automático da exposição permitem calcular um plano de aquisição muito mais otimizado para cada tecido exposto à radiação.(1,3)

Uma forma de reduzir a exposição em exames diagnóstico, é estudar qualquer possibilidade de alteração de protocolos de forma a otimiza-los para as diversas aquisições realizadas tendo em conta a diferença entre os vários doentes. Para isso são tidos em conta os parâmetros relevantes citados em cima, variando-os individualmente e estudando os resultados obtidos, de forma a reduzir a exposição, mas garantindo ao mesmo tempo que as imagens possam ser usadas em diagnóstico. Se alguma alteração

for feita com sucesso, essa mesma deve ser comunicada e testada a nível interno de forma a ser implementada no serviço. É lógico que a qualidade de imagem tem que ser sempre satisfatória para que uma alteração seja aceite, sendo que os médicos radiologistas estão sempre presentes nesta avaliação.

O processo de otimização deve ser algo em constante modificação, para permitir a adaptação gradual dos médicos radiologistas a imagens com ruído aumentado, no fundo é um processo contínuo de habituação e otimização de protocolos. O tamanho e estrutura dos doentes tem sido também cada vez mais tido em conta para evitar exposições com valores desproporcionais à necessidade do exame diagnóstico. Principalmente no que toca a pacientes pediátricos mas também em pacientes com IMC fora dos valores recomendados, os protocolos devem ser alterados e apropriados. Apesar de ser importante esta evolução em utilização de equipamentos de TC, é necessário ter em atenção a forma como são feitas estas modificações pois é muito fácil criar protocolos onde apenas são obtidas imagens sem qualidade suficiente para diagnóstico. Assim, devem ser feitas pequenas alterações ao longo dos anos, pequenos passos, de maneira a criar realmente aprimoramentos na técnica de diagnóstico em causa.(4)

As empresas responsáveis pelo fabrico dos equipamentos e da criação de novos modelos, apresentam também um papel importante na redução da dose absorvida aquando da realização dos exames. Vários componentes presentes nos equipamentos podem sofrer alterações bastante úteis para alcançar o objetivo pretendido. Além dos componentes, o *software* também tem sido melhorado. Técnicas como o controlo automático de exposição¹ têm grande potencial para redução de doses em exames, quando devidamente utilizadas. Os equipamentos de TC modernos estão equipados com sistemas de modulação automática da intensidade de corrente (*ATCM*). Esta técnica permite controlo automático rotacional ou angular ao longo do eixo dos z operando com base no desvio padrão, *noise index* e referências da carga do tubo por rotação. Componentes como os filtros de redução de ruído, filtros de modelação do feixe, filtros adaptativos e colimadores pré-paciente são constantemente otimizados pelos fabricantes de forma a reduzir ainda mais a exposição. O uso de técnicas de modulação automática em vez do uso de intensidade de corrente constante além de levar a uma diminuição dos valores de dose, possibilita a obtenção de imagens com ruído aceitável para diagnósticos. Para que isto aconteça não pode deixar de existir

¹ Tem como função reconhecer a quantidade de dose necessária para um determinado exame na presença de diferentes atenuações dos tecidos, tamanho do paciente entre outras variáveis.

comunicação e instrução adequada entre os diversos utilizadores e os fabricantes dos equipamentos.(1,3)

A criação de um processo que permita simular exames de TC com a utilização de uma dose menor de radiação, é por todos os motivos enunciados atrás uma ferramenta que pode ajudar a otimizar os protocolos dentro da unidade hospitalar. Apesar de existirem já no mercado equipamentos com essa função, o seu preço é bastante elevado para a maior parte dos Hospitais. Além disso, a possibilidade de criar um processo de simulação que possa ser utilizado independentemente do fabricante do equipamento, é bastante aliciente.

Este trabalho está organizado em 4 capítulos principais:

O 1º Capítulo (I - Tomografia Computorizada) apresenta os conceitos importantes para a compreensão da implementação do processo de simulação, nomeadamente dos princípios físicos do equipamento de TC, técnicas de reconstrução de imagem no sistema de TC, a importância e os parâmetros relevantes que definem a qualidade da Imagem e a relação matemática existente entre a adição de ruído e a diminuição de dose no exame de TC.

Os materiais e métodos utilizados no trabalho são relatados no 2º capítulo. São descritos os equipamentos utilizados, a metodologia seguida para aquisição de imagens de fantoma e a abordagem computacional feita na criação do processo de simulação.

No 3º capítulo são apresentados os resultados, a discussão e a avaliação do processo por parte das médicas radiologistas.

I -Tomografia Computorizada

1.Princípios Físicos

Em Tomografia Computorizada, existe a propagação de um feixe de raios-X através do corpo. O feixe atravessa um plano axial selecionado graças ao movimento contínuo da ampola de RX em torno do doente.

O feixe colimado após atravessar o corpo do doente, é coletado pelos detetores que o convertem em pulsos eletrônicos. Esses pulsos amplificados são a origem do cálculo computacional da absorção da radiação em cada área de volume do corte (*voxel*). O resultado final, a imagem, é obtido através de uma matriz complexa de *pixéis* que reproduz o corte selecionado.(5)

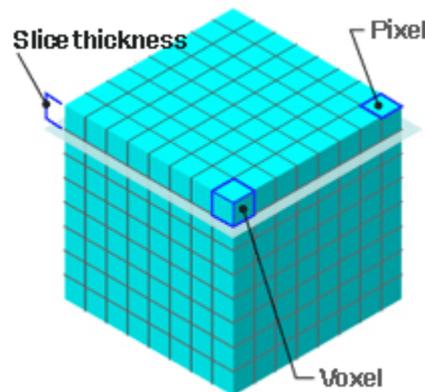


Figura 3 - Visualização de píxel, voxel e corte (Imagem adaptada de *Yoshida Dental*, 2013)

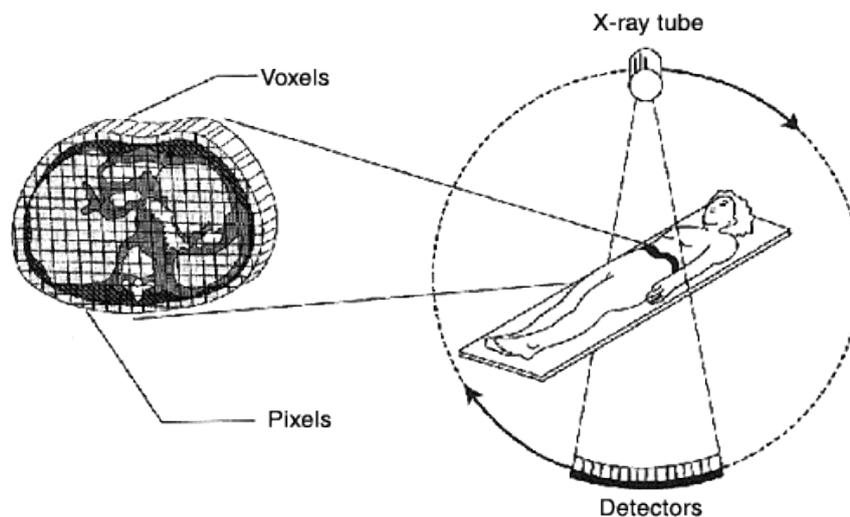


Figura 4 - Princípios Físicos TC (Imagem adaptada de *Physics Central*, 2014)

1.1. *Píxel e Voxel*

Em TC, a imagem é dividida em elementos próprios de área cujo valor indica uma propriedade média que lhe está associada, o *Mean Pixel Value*. A unidade existente na imagem com uma dimensão mais reduzida é o *píxel (picture element)*, resultante da razão entre o *FOV-Field of View* e a dimensão da matriz da imagem.

O conjunto de píxeis está distribuído em colunas e linhas que formam uma matriz. Esta advém assim do cruzamento de linhas verticais e horizontais que definem o tamanho final da matriz. O elemento de volume capaz de designar profundidade na imagem Radiológica é designado por *voxel (volume element)*. O *Voxel* ao contrário do *píxel* não apresenta uma codificação da sua posição por coordenadas vulgo *bitmap*. A posição de um *voxel* é deduzida apenas da posição relativa a outros *voxels* vizinhos.(5)

1.2. Coeficiente de atenuação

Existe uma fração de fotões removidos de um feixe monoenergético de RX ou raios- γ por unidade de espessura de um dado material a que se dá o nome de coeficiente de atenuação linear (μ). É expresso normalmente em cm^{-1} .(8) Esta relação pode ser expressa por:

$$n = \mu \cdot N \cdot \Delta x \quad (1)$$

Onde n é o número de fotões removidos, N o número de fotões incidentes e Δx a espessura atravessada pelo feixe.

Outra relação importante é o cálculo do coeficiente de atenuação linear através dos valores de Intensidade do feixe incidente (I_0) e do feixe emergente (I) que é atenuado pelos elementos de três dimensões do objeto atravessado.(5)

Aqui o coeficiente de atenuação linear é calculado nas várias direções do feixe através da expressão:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (2)$$

Cada elemento de volume do objeto apresenta um valor de densidade que é um dos responsáveis pelo grau de atenuação do feixe nesse *voxel*. Outros parâmetros que influenciam a atenuação do feixe são o número atómico dos elementos que compõem o objeto e a espessura do mesmo.

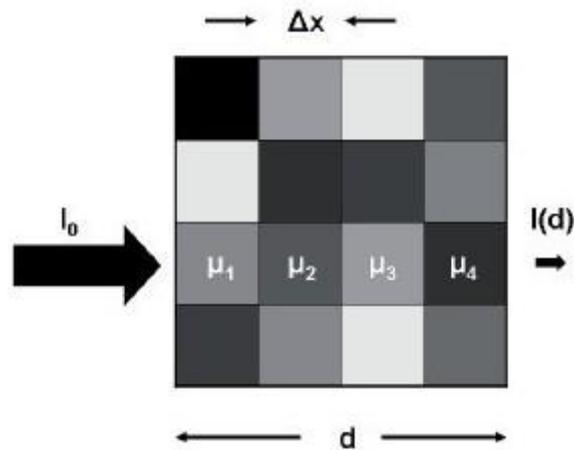


Figura 5 - Princípio da atenuação da radiação ao longo de uma dada estrutura (Imagem adaptada de *Diagnostic Radiology Physics, 2014*)

No entanto para que haja uma quantificação correta dos valores de coeficiente de atenuação, existe uma escala utilizada para calcular os valores numéricos correspondentes aos órgãos, tecidos e estruturas ósseas que o feixe de radiação ionizante atravessa. Esta escala de Unidades *Hounsfield (HU)* é fundamental para que seja mais fácil em termos médicos determinar o tipo de tecido/órgão/estrutura que é analisado. Os coeficientes de atenuação são convertidos em valores de *HU* ou números de TC que são quantificados numa escala de cinzentos (*Gray scale*). Variam entre -1000 e +1000 (no Sistema de TC utilizado). Este sistema de TC utilizado tem como característica colocar um pequeno rebordo circular com um valor constante de -2048, em todas as imagens adquiridas.(9,10)

Os números de TC são calculados através da seguinte expressão:(9)

$$HU = \frac{\mu_{material} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \cdot 1000 \quad (3)$$

Tendo em consideração os coeficientes de atenuação lineares do material e da água à temperatura ambiente. De acordo com a expressão acima, o valor de *HU's* da água é igual a zero. Outros valores importantes podem ser visualizados na tabela 1:

Tabela 1 - Unidades Hounsfield (HU) de alguns tecidos (Tabela adaptada de *Diagnostic Radiology Physics, 2014*).

Estrutura	Valor de HU
Osso Compacto	+1000 (+300 a +2500)
Fígado	+60 (+50 a +70)
Sangue	+55 (+50 a +60)
Rins	+30 (+20 a +40)
Músculo	+25 (+10 a +40)
Cérebro, Matéria Cinzenta	+35 (+30 a +40)
Cérebro, Matéria Branca	+25 (+20 a +30)
Água	0
Gordura	-90 (-100 a -80)
Pulmões	-750 (-950 a -600)
Ar	-1000

Os valores apresentados em cima variam de acordo com a composição de cada tecido/estrutura, da tensão do tubo de RX e da temperatura.(9)

Estes valores analisados durante a prática clínica e ao longo deste trabalho podem sofrer alterações devido aos diferentes filtros de reconstrução utilizados, ao tamanho dos diversos *FOV's* considerados ou devido à sua posição. Os artefactos presentes nas imagens adquiridas também afetam bastante o valor numérico em unidades *Hounsfield* dos *voxels* da estrutura considerada. (5,9,10)

Existem numa imagem médica uma quantidade e variedade de tons de cinzento muito maior que a capacidade de discriminação do olho humano, logo o *software* de visualização das Imagens tem que ajusta-las através de um processamento prévio para que as mesmas sejam utilizadas como diagnóstico médico. O nível de janela e a sua largura são parâmetros essenciais para melhorar a capacidade de visualização. A figura 6 mostra uma imagem que se encontra sem processamento prévio de acordo com as estruturas que se pretendem visualizar:(9)

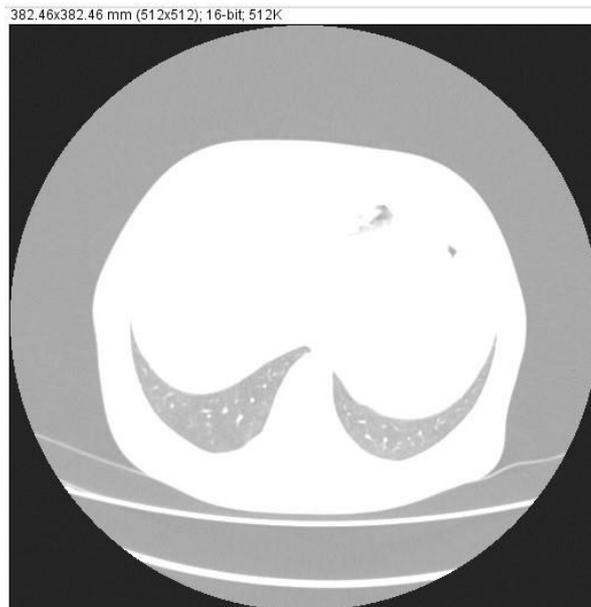


Figura 6 - Imagem médica Sem ajustes prévios para visualização das estruturas de interesse (Imagem adquirida no IPOFG em sistema de TC *Toshiba Aquilion 16-cortes.*)

Comparando agora com a mesma imagem com um pré-processamento ao nível de janela e da sua largura:

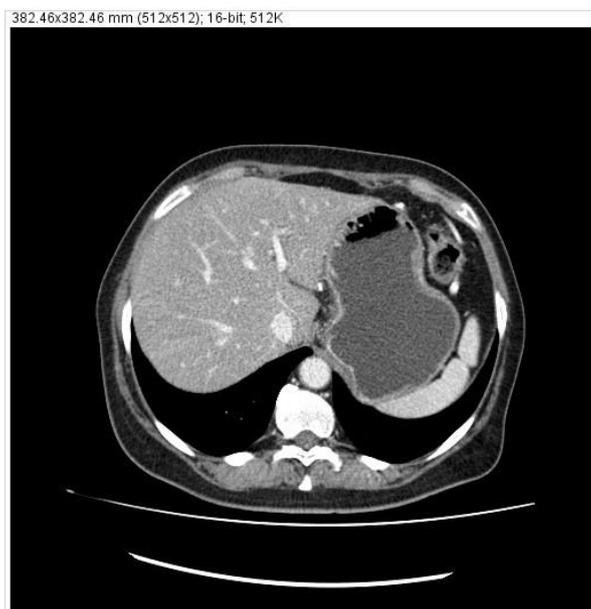


Figura 7 - Imagem Médica com ajustes prévios para visualização das estruturas de interesse (Imagem adquirida no IPOFG em sistema de TC *Toshiba Aquilion 16-cortes.*)

2. Técnicas de Reconstrução de imagem em TC

O conceito de Reconstrução Tomográfica surge pela primeira vez em 1917 quando *Johann Radon* conseguiu demonstrar que a partir de várias projeções a duas dimensões, adquiridas segundo múltiplos ângulos, era possível reconstruir um objeto (ou parte dele) com três dimensões. Com a evolução da tecnologia e do cálculo matemático computadorizado, em 1972, o trabalho de *Radon* é finalmente aplicado na criação do primeiro equipamento de Tomografia Computorizada. Este feito foi realizado por *Godfrey Hounsfield* e *Allan McLeod Cormack*.(11)

As projeções adquiridas pelo sistema de Tomografia Computorizada de um dado corte podem ser apresentadas antes de ser feita a reconstrução da imagem. Esta forma de apresentação tem o nome de sinograma. Os sinogramas são histogramas que representam no eixo horizontal os diferentes raios de cada projeção, isto é, a localização onde se dá a deteção dos fotões. No eixo vertical é representado cada ângulo utilizado na projeção. Em imagens circulares de 512x512 adquiridas em equipamentos modernos, normalmente são apresentados 250000 *pixéis* correspondentes a 800000 pontos detetados.(5)

Na reconstrução de imagem em TC, o número de raios que atravessam o objeto apresentam uma enorme influência na componente radial da resolução espacial.(5)

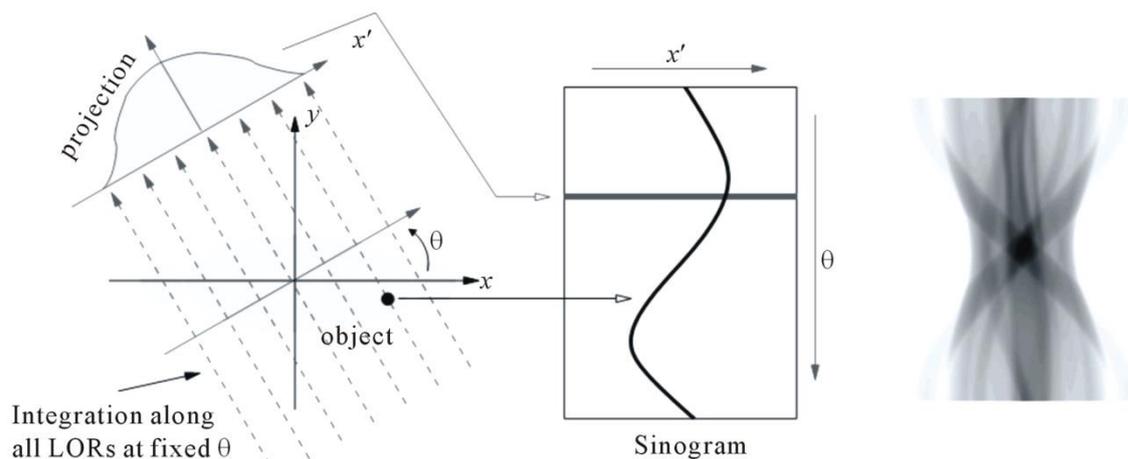


Figura 8- À esquerda: Projeção de imagem; À direita: Sinograma correspondente. (Imagem adaptada de *Analytical image reconstruction methods in emission Tomography*, 2013).

Os métodos de reconstrução podem ser do tipo iterativo ou analítico. Os métodos iterativos são normalmente demorados e pouco eficazes pois baseiam-se na criação de estimativas de distribuição de projeções que depois são comparadas com projeções medidas pelo sistema. É um processo cíclico (geralmente longo) que termina quando são adquiridas condições que correspondam ao resultado pretendido. No que toca aos analíticos, existem vários métodos como a Retroprojeção simples mas o de Retroprojeção filtrada (*filtered back projection* – FBP) é o mais utilizado em Tomografia Computorizada. Os dois métodos serão abordados neste capítulo juntamente com os filtros de reconstrução que foram utilizados nas imagens de TC utilizadas no trabalho.

2.1. Pré-processamento

Antes de reconstruir uma imagem de TC, é necessário quantificar a transmissão dos múltiplos RX que atravessam o doente. (5)

Considerando:

- $I(d)$ a intensidade do feixe RX atenuado;
- I_0 a intensidade do feixe antes de atravessar o material;
- μ o coeficiente de atenuação do dado material;
- x a espessura do material que é atravessado pelo feixe.

É utilizado um logaritmo da transmissão normalizada inversa, $\ln\left(\frac{I_0}{I(d)}\right)$, que quantifica a informação adquirida pelo sistema relativamente à transmissão do feixe ao longo do corpo do doente. Este logaritmo apresenta também uma relação linear com o produto do coeficiente de atenuação e com a distância percorrida pelo feixe, $\mu \cdot \Delta x$, mostrada pela equação 2. (5)

2.2. Método de Retroprojeção simples

Após o cálculo do logaritmo, pode ser feita uma simples retroprojeção com base em vários perfis de transmissão. Essa retroprojeção normalmente dá origem a uma imagem com má qualidade, pois acaba por distribuir o sinal medido até por áreas já cobertas pela projeção inicial. (5) A figura seguinte mostra como uma imagem de um fantoma fica após a reconstrução com este método:

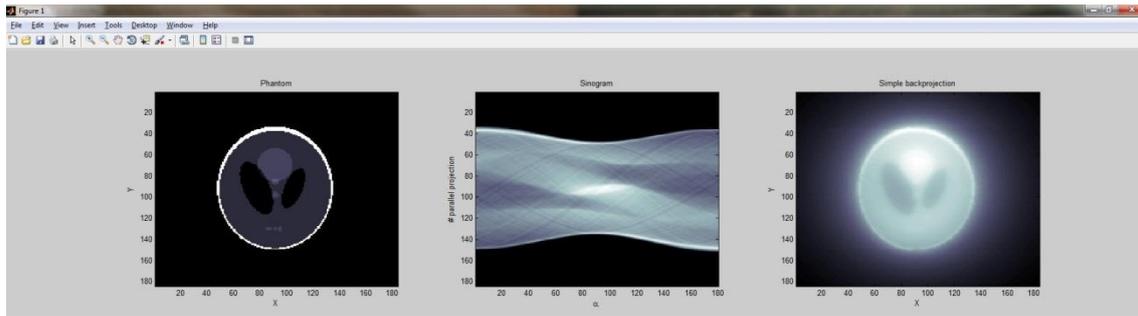


Figura 9 - Uma retroprojeção simples origina uma reconstrução de imagem de fraca qualidade. (Imagem adaptada de *Mathworks*®,2012).

2.3. Método de Retroprojeção Filtrada (FBP)

Os perfis de transmissão obtidos podem ser filtrados antes de ser feita a retroprojeção. Este método consiste na retroprojeção filtrada.(5)

Para que este método seja compreendido é necessário entender a relação entre três domínios importantes:

- Espaço Objeto (valores dos coeficientes de atenuação linear);
- Espaço *Radon* (valores das projeções, sinograma);
- Espaço *Fourier* (deriva do espaço objeto através de uma Transformada a duas dimensões).

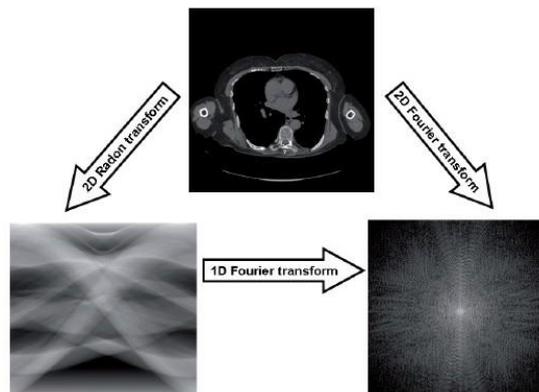


Figura 10 - Relação entre os três domínios. (Imagem adaptada de *Diagnostic Radiology Physics*,2014).

A relação entre os três domínios é mostrada na figura anterior, onde uma transformada de *Radon* (2-D) converte o espaço objeto no espaço *Radon* que por sua vez graças a uma Transformada de *Fourier* 1-D passa a estar no espaço *Fourier*. Uma Transformada de *Fourier* de duas dimensões também permite a passagem direta do espaço objeto para o espaço *Fourier*.

O espaço *Radon* é criado durante o exame de TC onde as projeções desse espaço são guardadas como *raw data*, podendo se armazenadas ser utilizadas para múltiplas reconstruções de imagens. Isto é, voltar ao espaço objeto, indicado na figura.

Também a transformada de *Fourier* pode ser utilizada para reconstruir o espaço do objeto. Através de uma transformada inversa de *Fourier* 2-D, o equipamento TC tem capacidade de voltar a reconstruir a imagem de TC final. No entanto, esta técnica baseada em projeções anguladas e com inúmeras interpolações dá origem a vários artefactos comprometendo a qualidade da imagem final. (9)

A retroprojeção filtrada é baseada nas seguintes etapas:(9)

- Transformada de *Fourier* do espaço *Radon*;
- Filtro Passa alto aplicado a cada uma das transformadas de *Fourier* 1-D realizadas anteriormente;
- Transformada de *Fourier* inversa aplicada às transformadas resultantes do passo anterior para que seja obtido o espaço *Radon* dos vários perfis de projeção;
- Retroprojeção dos perfis filtrados para reconstrução do objeto.

Esta técnica divide cada imagem em séries independentes de *píxeis* onde a contagem em cada píxel da imagem é equivalente à soma das contagens do feixe circular que atravessa o paciente na direção considerada. É criada uma matriz com a combinação dos *píxeis* contabilizados que dá origem a uma projeção. Devem ser feitas projeções em diferentes ângulos para alcançar uma melhor reconstrução do espaço objeto.(12)

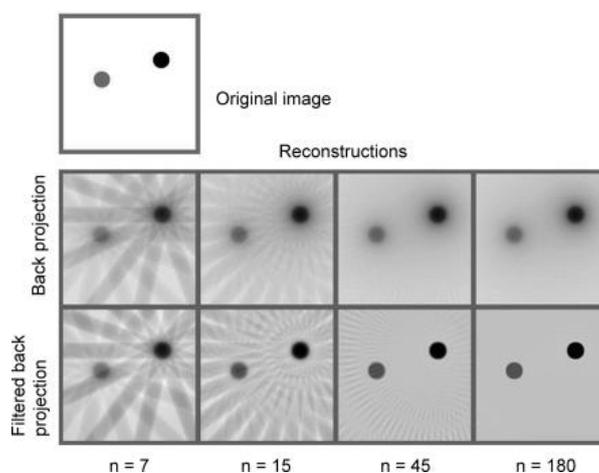


Figura 11 - Imagens criadas através de 7,15,45,180 retroprojeções filtradas e retroprojeções simples sucessivas em diferentes ângulos. (Imagem adaptada de *Structural Analysis of Macromolecular Assemblies by Electron Microscopy*, 2011).

O filtro presente neste método, pode ser substituído pela realização de uma convolução direta dos perfis no espaço *Radon* com a utilização de um *Kernel* / função de reconstrução apropriado. Estes vão ser analisados de seguida.

2.4. Funções de Reconstrução (*Kernel*)

As imagens Tomográficas sofrem degradação na sua qualidade aquando da presença de frequências espaciais indesejadas nas suas projeções. Por isso, são utilizadas funções ou filtros que retiram o efeito dessas frequências ou pelo menos minimizam-no. (9)

Neste trabalho as diferentes funções utilizadas apresentam-se como um parâmetro essencial na variação da qualidade de imagem e quantidade de ruído inerente às *ROI*'s consideradas. Isto é, são analisadas as diferenças encontradas principalmente em termos de ruído, consoante a função de reconstrução utilizada.

As funções de Reconstrução utilizadas no trabalho (disponibilizados no Sistema TC *Toshiba*[®] *Aquillion* 16-cortes) são:

- STDFC70 – “Tórax 2mm”
- FC08 – “Tecidos Moles”
- FC55 – “Pulmão”

Cada uma destas funções é mais apropriada para a aquisição de imagens dos locais ou funções acima descritos. O FC08 é um filtro do tipo *smooth* que permite a diminuição do ruído da imagem mas em contrapartida há perda de resolução espacial. Já o FC55 tem em conta a presença do ar nos pulmões e atua de modo a reduzir possíveis artefactos inerentes à grande variação de densidades ao longo do corte analisado pelo Sistema TC. O STDFC70 é ótimo para aquisições de controlo da qualidade pois introduz o mínimo possível de alterações. (10)

No anexo 1, está presente um resumo detalhado das funções de reconstrução existentes e as suas funcionalidades no Sistema de TC utilizado no trabalho.

3. Qualidade de imagem em TC

A imagem médica é uma representação de um objeto ou função do corpo, sendo que a informação pode ser adquirida em uma até três dimensões. Todavia, nenhuma imagem pode representar exatamente o objeto ou função pretendida. Geralmente é feita uma medição com uma incerteza associada, igual à diferença entre o verdadeiro objeto e a imagem adquirida pelo equipamento.(13)

É também importante realçar que duas imagens de uma mesma região anatómica nunca vão ser idênticas, mesmo se forem adquiridas com o mesmo equipamento e condições de aquisição. A razão desta variabilidade é geralmente referida como ruído.(9)

Existem muitos sistemas diferentes de aquisição de imagens. Assim, independentemente do método de formação de imagens, é necessário quantificar a qualidade das imagens em TC. Isto é, comparar as várias informações recolhidas de diferentes sistemas de aquisição de imagem. Em imagiologia, as inúmeras situações que envolvem a utilização de TC exigem níveis diferentes de qualidade da imagem, pois uma imagem pode ter qualidade suficiente para uma tarefa, mas inadequada para outra tarefa.

A qualidade de imagem em TC é relacionada com a finalidade para a qual elas são adquiridas. Esta é avaliada por diversos parâmetros como a resolução espacial, ruído da imagem, razão sinal-para-ruído (*Signal-to-Noise Ratio*,SNR), razão contraste-para-ruído (*Contrast-to-Noise Ratio*,CNR), contraste (C), função de autocorrelação, *Noise Power Spectrum* (NPS) entre outros.(13,14)

Neste trabalho as imagens serão avaliadas tendo em conta alguns destes parâmetros descritos em cima e outros secundários associados que serão abordados neste capítulo.

3.1. Resolução espacial

Este indicador representa a capacidade de distinguir separadamente, dois objetos de pequena dimensão que sejam adjacentes numa dada imagem. Quanto mais pequenos e mais próximos esses dois objetos estiverem, sendo possível a visualização dos dois em separado, melhor será a resolução espacial. No momento em que os mesmos deixam de se diferenciar é considerado o limite da resolução espacial. Além disso, o tamanho do *píxel* é inversamente proporcional à resolução. Esta resolução espacial é considerada como a resolução espacial de alto contraste. (14)

Vários fatores afetam a resolução espacial de alto contraste em TC:

- Geometria do Equipamento de TC;
- Algoritmo de reconstrução;
- Espessura de corte reconstruída;
- Dimensões do foco e detetores.

Existe também em Radiologia a referência a resolução de baixo contraste ou limiar de visibilidade de contraste que é utilizada para indicar o efeito combinado da resolução espacial e do ruído, na visualização de objetos de baixo contraste.

Os fabricantes de equipamentos de TC com 64-cortes, atualmente, no que toca a resolução espacial providenciam uma escala na ordem dos 0,6-0,9 mm em todas as três dimensões.(14) No entanto a avaliação dentro de um departamento de Física Médica da resolução espacial é normalmente efetuada através da definição da espessura de corte numa direção, e determinada em pares de linhas por milímetro, no plano perpendicular ao primeiro. Esta técnica é realizada com o auxílio de fantasmas.

Uma abordagem mais detalhada acerca do uso de fantasmas no trabalho realizado, será feita mais à frente.

3.2. Ruído de imagem

Uma imagem de TC de um objeto uniforme (fantoma), apresenta sempre variações aleatórias dos números de TC que afetam a resolução, contraste e contornos desse mesmo objeto. Isto é, há uma variação dos valores dos píxéis em torno de um valor médio. Este fenómeno acontece devido à quantidade limitada de ruído quântico (*Quantum noise*) que atinge o detetor e também devido a ruído eletrónico inerente ao funcionamento do equipamento. Neste trabalho o ruído é um parâmetro essencial no estudo da diminuição de dose, sendo inversamente proporcional a esta ultima grandeza física.(15)

O ruído normalmente consiste no cálculo do desvio-padrão dos números de TC numa região de interesse (*ROI*) com uma densidade conhecida e totalmente ou quase uniforme:(16)

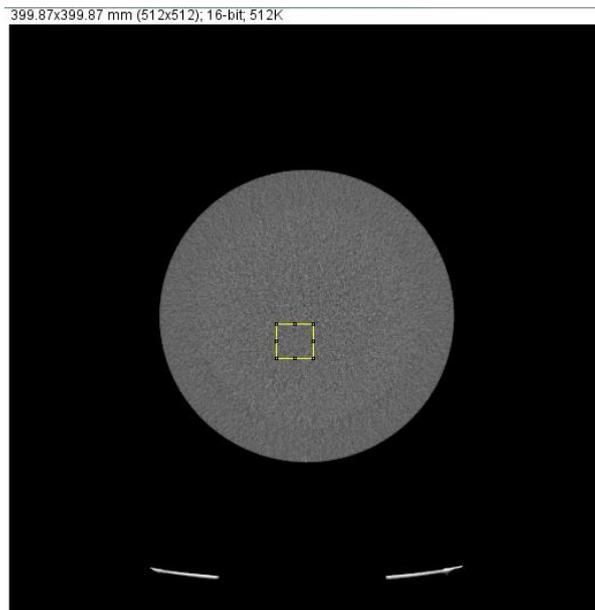


Figura 12 - ROI uniforme de uma imagem adquirida de um fantoma *Catphan® 504* no corte localizado a -113,0 mm (Realizado no IPOFPFG).

Este parâmetro é determinado pelos seguintes fatores:(16)

- Eficiência do detetor;
- Dose de radiação e estatística quântica (D_o);
- Atenuação individual do doente (B);
- Quilovoltagem de Pico (kVp);
- Função de Reconstrução (C_f);
- Espessura do corte (h);
- Dimensão do *Píxel* (W).

O ruído da imagem é representado por *sigma* (σ) e quantificado em unidades de *Hounsfield* (HU). (16)

Em termos físicos, a relação entre os vários parâmetros descritos em cima é descrita pela equação seguinte:(17)

$$\sigma \propto \sqrt{\frac{B \cdot C_f}{W^3 \cdot h \cdot D_o}} \quad (4)$$

3.2.1. Variância

A variância dada pelo quadrado do desvio-padrão, é um parâmetro de análise e desenvolvimento do processo computacional elaborado neste trabalho, que será descrito posteriormente em II – 3.

3.2.2. Mean Pixel Value (MPV)

Este parâmetro é calculado também numa ROI uniforme tal como o ruído e é utilizado para avaliar a qualidade da imagem de TC. (18)

Cada *píxel* presente numa imagem digital apresenta um valor, *Píxel Value*. Este descreve quão brilhante e/ou que cor este deve apresentar. Num caso simples de imagens binárias, o valor do *Píxel* é de 1-bit. Já para imagens em escala de cinzentos (*grayscale*) o valor representa o brilho do *píxel*. O mais comum é o formato de 8-bit de valores inteiros entre 0 e 255. Zero (0) normalmente representa o preto e 255 o branco. Os valores intermédios correspondem aos diferentes tons de cinzento. (19)

Em imagiologia médica esta escala não é suficiente para diferenciar alguns tecidos.(19) Nas imagens *DICOM*[®] utilizadas no estudo o formato utilizado foi o de 16-bit *signed* e *unsigned*, onde a escala de cinzentos é bastante mais alargada. As imagens de TC (no sistema utilizado) apresentam uma escala de *Píxel Values* entre -1000 a +1000, depois de convertidos numa escala linear em *HU*, onde todos os valores apresentam uma relação com a densidade eletrónica dos tecidos. Este equipamento de TC tem a particularidade de atribuir um valor de -2048 a todos os *Pixéis* fora do *FOV*.

O *MPV* é assim calculado através de uma operação matemática de média com base nos valores obtidos numa dada região de interesse. (9)

3.1. Razão contraste-para-ruído (CNR)

Esta razão avalia a capacidade de um sistema distinguir oscilações de contraste para uma imagem com a mesma razão sinal-para-ruído.(5)

A expressão do *CNR* é dada por:

$$CNR = \frac{A - B}{\sigma} \quad (5)$$

Onde, A é o *MPV* numa dada região de interesse (*ROI*) e B é o *MPV* de uma *ROI* adjacente à anterior. O ruído é identificado por σ .(14)

3.1.1. Contraste (C)

O Contraste (C) numa imagem é manifestado como a diferença em valores de escala de cinzentos encontrados nessa mesma imagem. Isto é, uma imagem cinzenta uniforme não apresenta contraste enquanto uma imagem onde são visualizadas transições nítidas entre cinzento escuro e cinzento claro, mostra um alto nível de contraste. O contraste em TC é produzido pelas diferenças na composição dos tecidos que determina o coeficiente de atenuação desse local do doente, que por sua vez depende da densidade e do número atômico efetivo da estrutura que recebe o feixe de radiação ionizante. (5)

3.2. Razão sinal-para-ruído (SNR)

Esta razão realiza a comparação do nível de um sinal desejado com o nível de ruído de fundo, possibilitando expressar o ruído desse mesmo sistema.

Em imagens TC o ruído coloca um limite menor para o nível de contraste possível a ser distinguido pelo utilizador, sendo que em imagens adquiridas a baixo contraste este fator é crítico.

O critério de Rose define que um objeto é distinguido da zona do fundo da imagem se o valor do *SNR* é superior ou igual a cinco. Esta condição também pode ser convencional em Radiologia.(9)

O *SNR* relaciona os valores médios dos pixéis em *HU* obtidos numa dada *ROI* uniforme, com o ruído dado pelo desvio-padrão da imagem na zona de fundo. A expressão do *SNR* é a seguinte:(20)

$$SNR = \frac{MPV}{\sigma} \quad (6)$$

Onde *MPV* é o *Mean Pixel Value* e σ é o desvio-padrão da zona do fundo. É inferido desta expressão que se o ruído da imagem diminuir, o *SNR* vai aumentar o seu valor.

3.3. Função de autocorrelação

A função de autocorrelação de uma imagem pode ser calculada através da equação 7. Onde, $f(x,y)$ é uma função bidimensional correlacionada com o brilho que define a imagem e x' e y' são as variáveis de integração. Esta descreve exatamente as mesmas dimensões da imagem à qual se refere. Dada uma coordenada (x,y) da imagem, a ACF corresponde a essa mesma coordenada, um ponto (x',y') , que indica o final de um vetor vizinho: (21)

$$f(x,y) * f(x,y) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x',y') \cdot f(x+x',y+y') dx' dy' \quad (7)$$

A função de autocorrelação avalia a correlação que uma imagem tem com ela mesma sob uma condição onde os pontos dessa mesma imagem são movimentados em todas as possíveis direções. (21)

Esta função permite encontrar a variação da intensidade dos valores dos pixels ao longo da imagem de modo a desenvolver o processo computacional de adição virtual de ruído, que será descrito em II - 3.

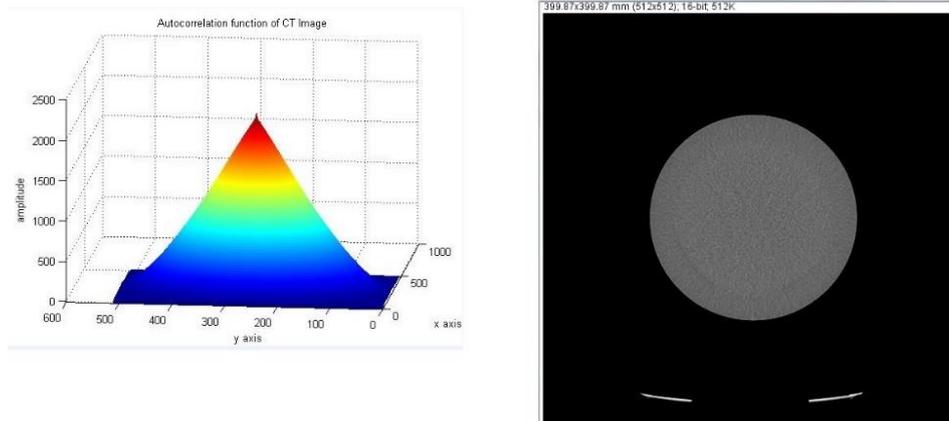


Figura 13 - Exemplo de cálculo de ACF de uma imagem de fantoma.

4. Função de densidade de Probabilidade do ruído

O ruído apresenta sempre uma correlação com a imagem. Quando esse apresenta um espectro de *Fourier* constante, é considerado ruído branco (*White Noise*). Isto deve-se às semelhanças com as propriedades físicas da luz branca, que apresentam quase todas as frequências no espectro visível em proporções iguais. (22)

Cada *píxel* numa imagem é afetado por ruído, independentemente do valor dos pixels vizinhos e das suas coordenadas espaciais. No entanto, imagens médicas com ruído dependente do espaço e distribuído segundo uma função de densidade de probabilidade, como em Radiologia ou Medicina Nuclear, alteram e invalidam a distribuição constante deste ruído pela imagem. (5,22)

4.1. Distribuição Gaussiana: Ruído Gaussiano

O modelo de ruído Gaussiano, é o que na prática representa de melhor forma a distribuição do ruído encontrado numa imagem adquirida num sistema de Aquisição de TC. Isso é justificado pelos domínios espaciais e de frequência característicos desta distribuição. (22)

A função de Densidade de Probabilidade (*PDF*) de uma variável aleatória ζ , é dada por:

$$p(\zeta) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{(\zeta-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (8)$$

Onde μ representa o valor médio da variável ζ e σ o seu desvio padrão. A variância de ζ é calculada através do quadrado do desvio padrão, σ^2 . A variável aleatória apresenta valores 70% das vezes no intervalo $[(\mu - \sigma), (\mu + \sigma)]$ e cerca de 95% entre $(\mu - 2\sigma)$ e $(\mu + 2\sigma)$. (22) Como é representado no seguinte gráfico:

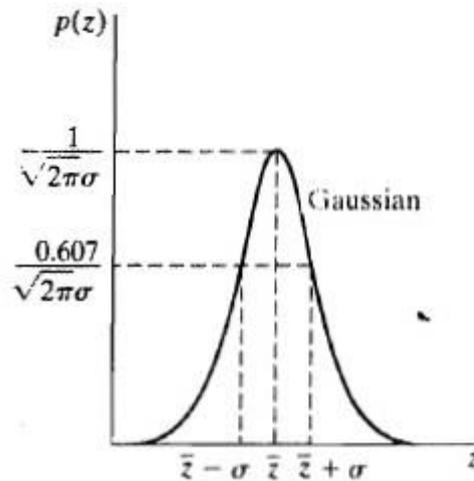


Figura 14 - Distribuição Gaussiana (Imagem adaptada de *Digital Image Processing*,2008).

Esta distribuição descreve a forma como cada *píxel* de uma imagem é afetado pelo ruído, independentemente do valor dos píxéis vizinhos.(22)

Apesar de existirem outros modelos representativos do ruído, o histograma das imagens médicas estudadas apresenta uma forma concordante com a representação gráfica de uma distribuição gaussiana:

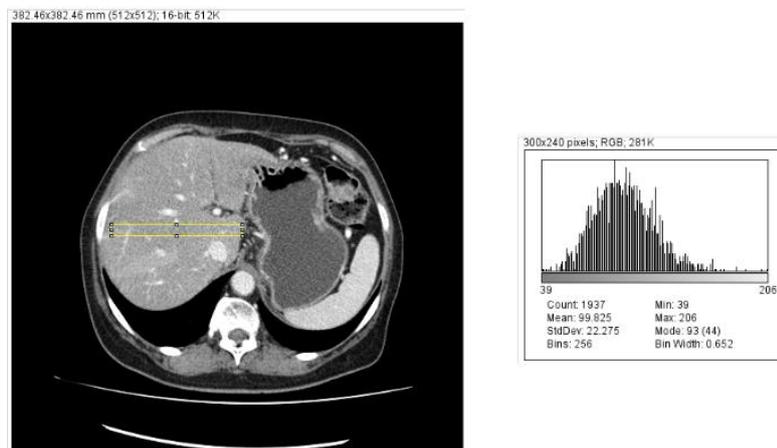


Figura 15 – À esquerda: Imagem adquirida no IPOFG no sistema de TC *Toshiba® Aquilion 16-cortes*; À direita: Histograma de uma *ROI* da imagem analisada.

A figura 15 é um exemplo entre muitos outros estudados que justificam a utilização deste modelo de ruído. A média e a variância são os únicos parâmetros necessários para especificar uma Função de Densidade de Probabilidade gaussiana.(22)

4.1.1. Criação de pseudo números aleatórios baseados em Distribuição Gaussiana

John Von Neumann introduziu em 1951 o conceito do *Middle square method*, a primeira ferramenta utilizada para a criação de pseudo números aleatórios.(23) Foi uma revolução importante na área da computação onde foram gerados pela primeira vez sequências de números independentes. Apesar de serem considerados aleatórios, muitos dos geradores apenas criam números que atingem uma grande aproximação das características dos números aleatórios. A esses é dado o nome de pseudo números aleatórios que apresentam uma grande utilidade em Criptografia, método de Monte Carlo ou em programas de simulação, como é o caso deste trabalho. Os programas que requerem geração de pseudo números aleatórios baseiam-se em funções de distribuição de probabilidade, efeito fotoelétrico, efeito de *Compton* entre outros fenómenos quânticos dependendo do objetivo e área de estudo.(23–25)

Neste estudo, a introdução de ruído nas imagens simuladas é feito através de um programa que gera pseudo números aleatórios baseados numa distribuição Gaussiana. São adicionados valores pseudo aleatórios Gaussianos, com média de valor zero e um desvio padrão especificado pelo utilizador, a uma imagem ou *ROI* pretendida.(16,25–28) O programa é um dos passos importantes para a criação de um método de simulação de imagens adquiridas com menos dose de radiação.(16) Será abordado o desenvolvimento da parte computacional em II – 3.

5. Adição de ruído para simulação de redução de Dose

5.1. Relação entre ruído e carga do tubo por rotação

A abordagem mais simples para realizar um processo de redução de dose de radiação em um exame diagnóstico de TC, é através da diminuição da corrente elétrica do tubo de RX ou da tensão do tubo. Assim é normalmente verificado que o detetor vai receber uma quantidade de fótons menor.(17)

Neste trabalho é simulada uma diminuição da corrente do tubo (expressa em mA), de que resulta a diminuição da dose de radiação, bem como o aumento do ruído e o conseqüente decréscimo da qualidade da imagem diagnóstico.(17,29) O seguinte gráfico (figura 16) mostra que existe uma relação entre o aumento de ruído e a diminuição da corrente do tubo multiplicada pelo tempo de exposição dessa mesma aquisição:

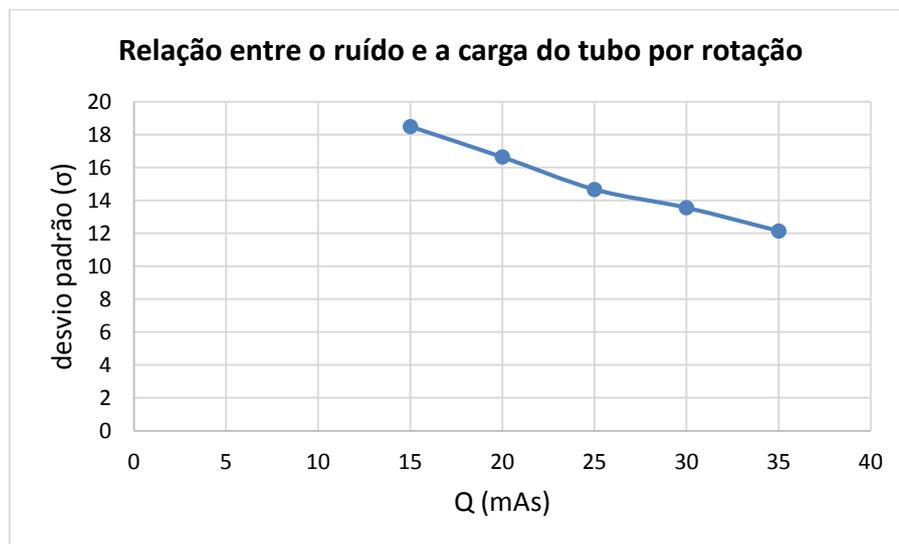


Figura 16 - Relação entre ruído e a carga do tubo por rotação utilizada em cada aquisição (Aquisições realizadas com o *Toshiba® Aquilion 16*-cortes no IPOFG).

Estes valores foram obtidos através do estudo do valor de desvio padrão (SD) (representante do ruído da imagem) de uma dada *ROI* em imagens do fantoma *Catphan® 504* adquiridas e reconstruídas com o protocolo STD FC70. O corte utilizado tem uma localização de -63,0 mm com uma espessura de 2 mm. Foram analisadas imagens adquiridas com 15,20,25,30 e 35 mAs. Estas aquisições serão mais à frente

exploradas como ferramenta para a análise do método de simulação de aquisição de exames diagnósticos em TC com menor dose.

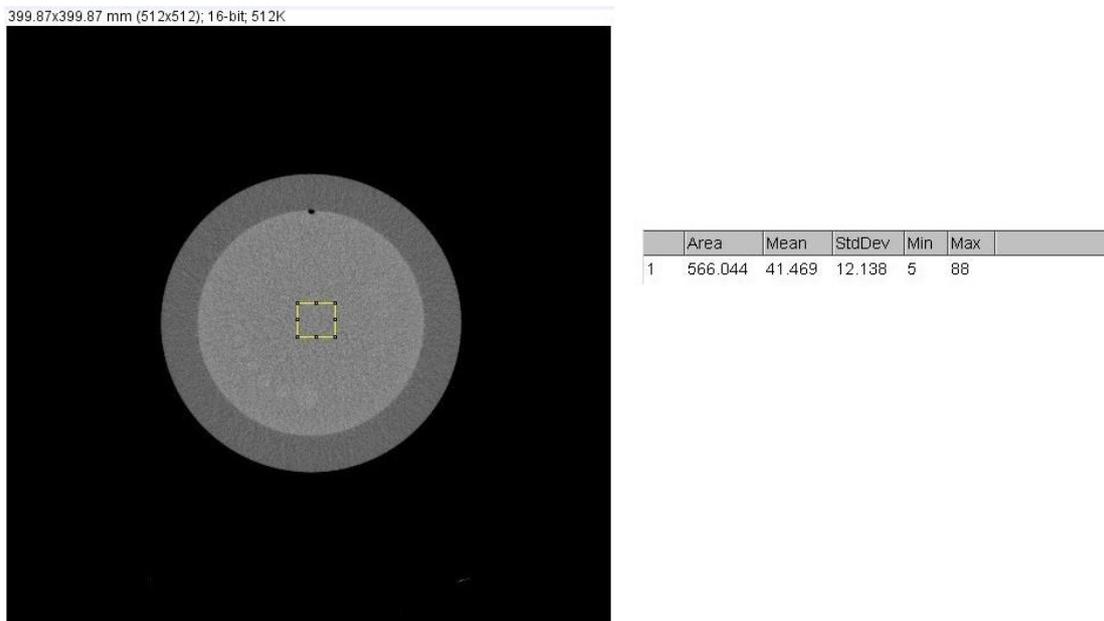


Figura 17 - Exemplo de análise de uma ROI de uma imagem adquirida com 35 mAs. Esta ROI foi utilizada nas outras imagens adquiridas a 15,20,25 e 30 mAs para evitar qualquer erro.

5.2. Relação entre $CTDI_{vol}$ e DLP com a corrente elétrica do tubo de RX

O $CTDI_{vol}$ (*Computed Tomography Dose index*) é um parâmetro que permite quantificar a quantidade de radiação emitida por um dado sistema de TC durante um exame, e à qual o doente estará exposto durante o processo. Este parâmetro é essencial para quantificar o benefício que poderá trazer aos doentes a otimização de protocolos de exames de TC, executados com uma menor corrente de tubo de RX e conseqüentemente menor dose. A otimização de protocolos é habitualmente feita usando parâmetros como o $CTDI_{vol}$ e o DLP (*Dose Length Product*). Estes valores são apresentados na consola de equipamento, ficam registados no *Dose Report*, e também podem ser extraídos do cabeçalho das imagens de TC.(30,31) O $CTDI_{vol}$ é o parâmetro utilizado para comparar a carga do tubo por rotação ou a intensidade da corrente do tubo de RX com a dose de radiação e é apresentado em mGy. Normalmente este parâmetro aumenta linearmente com o aumento da corrente elétrica do tubo de RX. Durante um estudo realizado no IPOPGF, foram determinados os valores de $CTDI_{vol}$ a partir da leitura dos valores de corrente do tubo de RX usadas nas imagens adquiridas no sistema de TC da marca *Toshiba*[®]. Foram fornecidos do estudo os valores da

intensidade de corrente utilizada em cada aquisição e o valor de $CTDI_{vol}$ correspondente. O resultado obtido confirmou a existência de uma relação linear do $CTDI_{vol}$ com a intensidade de corrente. Este é um dos testes realizados no controlo da qualidade anual realizado no IPOFG. A figura 18 mostra os resultados deste estudo tendo como base o protocolo de aquisição “Tórax 2mm” utilizado nos exames de TC no IPOFG:

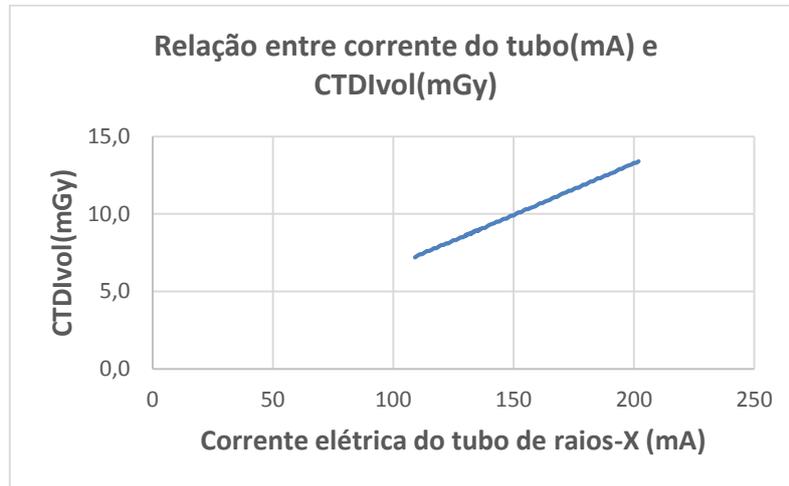


Figura 18 - Evolução do valor de $CTDI_{vol}$ com o aumento da corrente do tubo em exames de TC (Adaptado de estudo “ $CTDI_{vol}$ vs. I” realizado em IPOFG pelo Departamento de Física Médica – Radiologia,2015).

5.3. Simulação da diminuição da Carga do tubo por rotação (mAs) através da adição de ruído

A partir da equação 4, é possível simplificar a relação que o ruído (σ) apresenta com a carga do tubo por rotação (Q) (equação 9), isto é, a intensidade da corrente do tubo de RX multiplicada pelo tempo de rotação: (26)

$$\sigma \propto \frac{1}{\sqrt{Q}} \quad (9)$$

Nesse sentido é facilmente identificado, através de uma análise estatística de uma ou várias regiões de interesse (*ROI's*) da imagem em questão, o desvio padrão/ruído correspondente a um nível de *mAs* inicial pré definido no equipamento. Esse nível inicial pode ser designado **Ei**.

Este estudo tem como objetivo efetuar uma adição de ruído em imagens TC reais, de forma a simular uma aquisição com menor dose. Logo, é necessário demonstrar uma relação entre o ruído de uma imagem realmente adquirida e o seu nível de exposição com os mesmos parâmetros da imagem virtual.(26) Isto é, sabendo o nível de *mAs* final

pretendido, considerado **Ef** (aquisição com menor dose), é necessário obter o nível de ruído que é preciso implementar à imagem inicial para que a imagem virtual simule uma aquisição com o nível de exposição final. O valor que é necessário obter é dado pela expressão seguinte (equação 10):(16)

$$\sigma^2(Ef) = \sigma^2(Ei) + \sigma^2(add) \quad (10)$$

Sendo $\sigma(add)$ o valor de ruído que deve ser adicionado à imagem real, $\sigma(Ei)$ o valor de ruído inicialmente analisado numa dada região de interesse e $\sigma(Ef)$ o valor de ruído esperado na mesma região de interesse da imagem. Esse mesmo ruído correspondente ao nível de exposição final (**Ef**), de acordo com os parâmetros iniciais já conhecidos, expressa-se pela equação 11:(16)

$$\frac{\sigma(Ef)}{\sigma(Ei)} = \frac{\sqrt{Ei}}{\sqrt{Ef}} \quad (11)$$

Normalmente o objetivo deste cálculo será encontrar o ruído correspondente a uma aquisição de imagem feita através do uso de uma corrente inferior no tubo, como já foi referido anteriormente.(16)

II - Materiais e Métodos

1. Equipamentos

1.1. Sistema de Tomografia Computorizada *Toshiba® Aquilion 16-Cortes*

Neste trabalho foi utilizado o sistema de TC Helicoidal Multicorte *Toshiba® Aquilion 16-cortes*, disponível no IPOPGF (figura 20).

Estes sistemas apresentam uma quantidade grande de detetores com grande proximidade entre cada um deles de forma a criar uma “matriz”. Orientam-se segundo o eixo dos Z e permitem criar 16 cortes em simultâneo do doente, numa única rotação da *Gantry*. (5,10) É um equipamento de terceira geração que foi desenvolvido a partir do *Aquilion Multi 4-slice system* que apenas permitia adquirir quatro cortes em simultâneo. O arco de detetores e a ampola de RX efetuam rotações em simultâneo (como é normal em equipamentos desta geração) conseguindo obter inúmeras projeções que são posteriormente utilizadas para a reconstrução de imagem, como foi explicado em I - 2. O método de reconstrução utilizado é o de retroprojeção filtrada, com o nome de *Feldkamp 3-D*.(10,32)



Figura 19 – Sistema de TC *Toshiba® Aquilion 16-Cortes*. (Imagem cedida por IPOPGF).

1.1.1. Descrição do equipamento

Na seguinte tabela estão descritas em detalhe algumas das características mais importantes do sistema de TC utilizado:

Tabela 2 - Características do sistema de TC *Toshiba® Aquilion 16-cortes*.

Gerador (kW)	60
Capacidade de aquecimento do ânodo (MHU)	7.5
Abertura da <i>Gantry</i> (cm)	72
FOV máximo (cm)	50
Nº de detetores ao longo do eixo Z ²	40
Nº máximo de Cortes por aquisição	16
Tempo máximo de aquisição contínua (seg)	100
Espessura mínima de Corte (mm)	0,5
Espessuras de corte utilizadas para aquisições axiais (mm) ³	0,5;1;2;3;4;6;8

² Presença de 16 detetores de 0,5 mm no centro e 24 detetores de 1mm nas laterais (12 de cada lado).

³ Possibilidade de fazer aquisições helicoidais com 16x0,5; 16x1; 16x2 e axiais.

1.2. Fantoma *Catphan*[®] 504

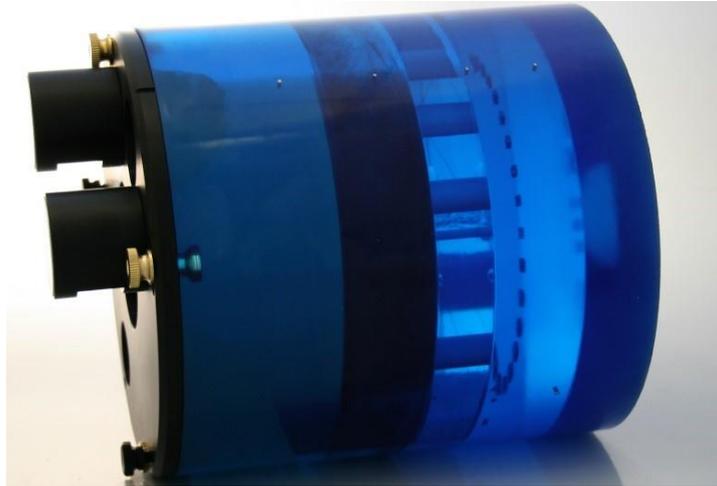


Figura 20 - Fantoma *Catphan*[®] 504 (imagem adaptada de *Catphan*[®] 504 Manual, 2013).

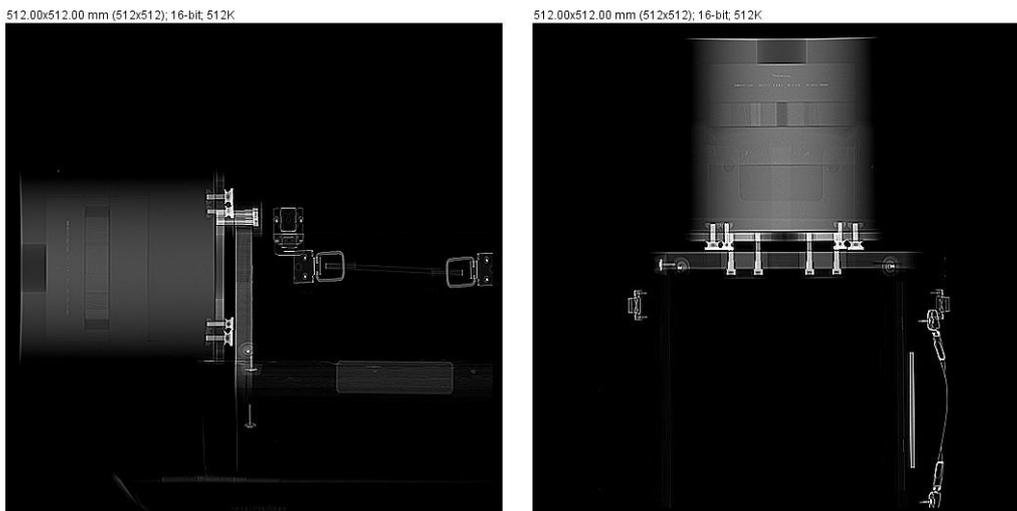


Figura 21 - Topograma referente à aquisição de imagens do fantoma. Realizado no IPOFG.

O Fantoma *Catphan*[®] é um equipamento utilizado para a avaliação e o controlo da qualidade de sistemas de Tomografia Computorizada. Apresenta marcas e módulos de referência que conjuntamente com os lasers presentes no sistema de TC, permitem que haja um alinhamento correto entre o *Catphan*[®] e o sistema de aquisição. Depois, são quantificados diversos parâmetros referentes à qualidade da imagem adquirida nesse sistema, como foi referido em I - 3.

Este *Catphan*[®] é constituído por quatro módulos:

- CTP528;
- CTP404;
- CTP515;
- CTP486-2.

A figura seguinte mostra como estes se organizam no fantoma:

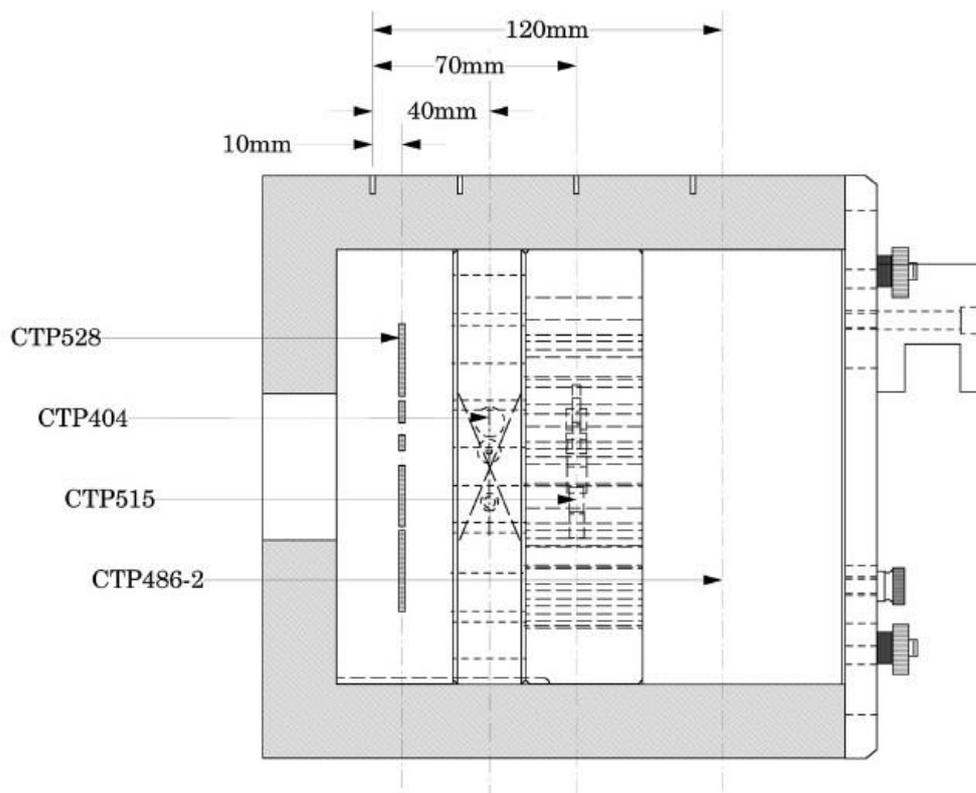


Figura 22 - Esquema do *Catphan*[®] 504 (Imagem adaptada de *Catphan*[®] 504 Manual, 2013).

Neste trabalho foram adquiridos vários conjuntos de imagens deste fantoma. No entanto, as imagens referentes aos cortes localizados a -3,0 mm, -33,0 mm, -63,0 mm e -113,0 mm assumiram um papel importante no desenvolvimento do trabalho. Isto devido a serem imagens provenientes de módulos diferentes com características distintas que serão abordadas mais detalhadamente em seguida.

O módulo CTP 528 localizado a -10,0 mm, quando adquirido apresenta uma imagem com 21 padrões de barras dispostos de forma circular, e uma zona uniforme no centro. É encontrada outra zona uniforme no rebordo da imagem, mas com valores de *MPV* diferentes dos encontrados no centro.(33) Pode ser verificada uma aquisição desse corte na figura 23:

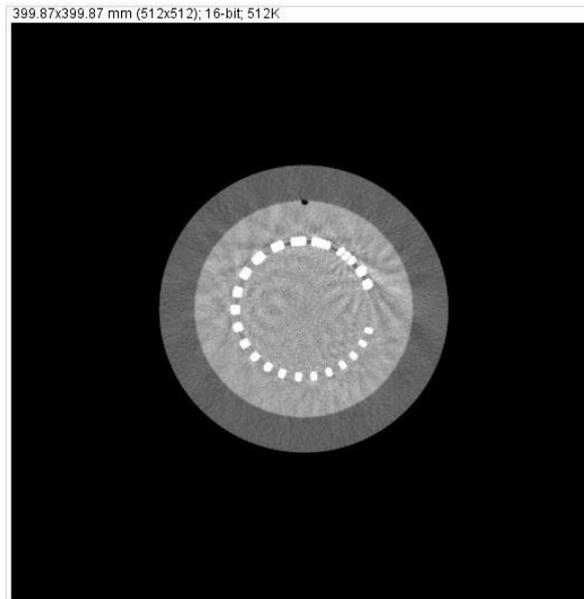


Figura 23 - Imagem adquirida de *Catphan*® 504 com corte localizado a -10,0 mm (Realizado no IPOFG com *Toshiba*® *Aquilion* 16-cortes).

O módulo CTP404 está localizado a -40,0 mm. Este módulo apresenta detalhes circulares com várias composições e detalhes circulares mais pequenos nos vértices de um quadrado de 5cm de aresta para verificação da medida de distâncias na imagem. Estão presentes também rampas com 23° de inclinação, para determinação de alinhamento do fantoma, espessura de corte e incremento da posição da cama. (33) Como pode ser verificado na figura 24, as imagens adquiridas neste módulo apresentam menor uniformidade, facto útil para avaliar o desempenho da simulação de adição de ruído em imagens com estas condições.

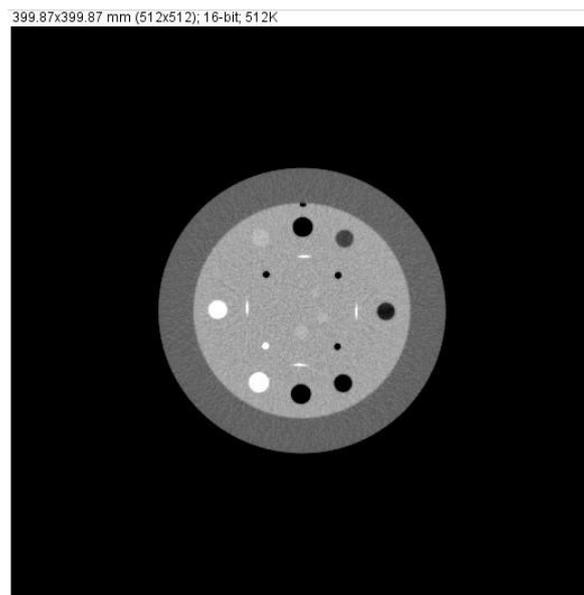


Figura 24 - Imagem adquirida de *Catphan*® 504 com corte localizado a -40,0 mm (Realizado no IPOFG com *Toshiba*® *Aquilion* 16-cortes).

O módulo CTP515 localizado a -70,0 mm apresenta uma imagem bastante uniforme com a presença de alguns círculos, perceptíveis na figura 25:

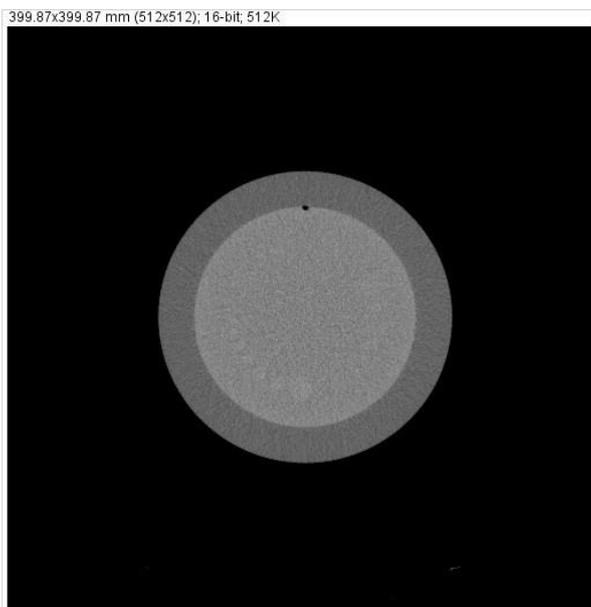


Figura 25 - Imagem adquirida de *Catphan*® 504 com corte localizado a -70,0 mm (Realizado no IPOFG com *Toshiba*® *Aquilion* 16-cortes).

O módulo CTP486-2 está localizado a -120,0 mm, e tem uma composição uniforme para permitir verificar a uniformidade espacial da imagem de TC. As imagens obtidas neste corte foram utilizadas como o primeiro exemplo de teste na avaliação do desempenho do método de adição de ruído para simulação de aquisição com menor dose de radiação, por serem imagens bastante uniformes, como se pode verificar na figura 26:

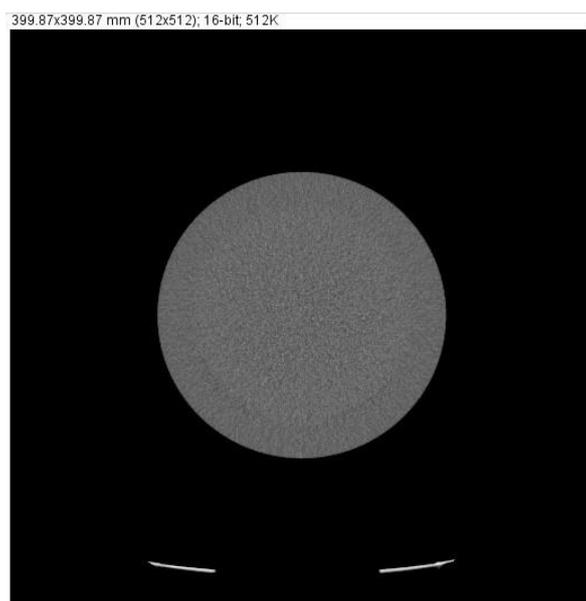


Figura 26 - Imagem adquirida de *Catphan*® 504 com corte localizado a -120,0 mm (Realizado no IPOFG com *Toshiba*® *Aquilion* 16-cortes).

1.3. Imagens de formato *DICOM*[®]

Todas as imagens adquiridas pelo sistema de Tomografia Computorizada são armazenadas num sistema de arquivo digital de imagem, designado *PACS* (*Picture Archiving and Communication System*).

O formato *DICOM*[®] (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) é um conjunto de princípios utilizados para o tratamento, armazenamento e transmissão de imagens médicas bem como toda a informação associada a essas mesmas imagens. Através deste protocolo é possível transmitir informação/imagens eletronicamente, de estruturas semelhantes mas adquiridas por modalidades diferentes, sem qualquer erro. É dada a possibilidade de gerir as imagens de diagnóstico como Ressonâncias magnéticas, Tomografias, Radiografias ou ultrassonografias através de *IODs* (*Information Object Definition*). Esta capacidade permite haver uma grande comunicação entre diferentes serviços e unidades hospitalares, independentemente do fabricante. (5)

Cada imagem *DICOM*[®] é acompanhada de um cabeçalho de imagem *DICOM*[®] associado. Neste cabeçalho são descritas informações fixas como a data de nascimento, identificação ou sexo. Outras informações incluídas no cabeçalho *DICOM*[®] variam consoante o tipo de modalidade de diagnóstico que é praticada. Num exame diagnóstico de TC são apresentadas informações acerca do corte utilizado na aquisição ou das características do feixe de RX utilizado como a tensão, corrente do tubo e tempo de exposição. Em exames de ultrassonografia, por exemplo, essas informações não se justificam e não são apresentadas. Outras informações relevantes são apresentadas em substituição. (5)

A consulta da informação associada às imagens é possível com o uso de *software* apropriado. Neste trabalho foram utilizados o *Matlab*[®] R2013a versão 8.1.604, *ImageJ*[®] versão 1.48v e o *MicroDicom*[®] versão 0.9.1 como ferramentas de estudo e processamento destas imagens.

A figura 27 mostra a aparência de um excerto dos vários cabeçalhos de imagem *DICOM*[®] estudados e utilizados no trabalho:

```
0009,0010 ---: SECTRA_Ident_01
0009,1001 ---: 2220000000
0009,1002 ---: 0000
0010,0010 Patient's Name: E, Teste, Epr
0010,0020 Patient ID: 37152456
0010,0030 Patient's Birth Date: 20000101
0010,0040 Patient's Sex: M
0018,0022 Scan Options: HELICAL_CT
0018,0050 Slice Thickness: 2.0
0018,0060 Kvp: 120
0018,0090 Data Collection Diameter: 400.00
0018,1000 Device Serial Number: UCC13X2122
0018,1020 Software Versions(s): V4.86ER003
0018,1030 Protocol Name: Torax - 2mm
0018,1100 Reconstruction Diameter: 400.00
0018,1120 Gantry/Detector Tilt: +0.0
0018,1130 Table Height: +54.00
0018,1140 Rotation Direction: CW
0018,1150 Exposure Time: 500
0018,1151 X-ray Tube Current: 50
0018,1152 Exposure: 25
0018,1160 Filter Type: LARGE
0018,1170 Generator Power: 6
```

Figura 27 - Excerto de um Cabeçalho DICOM® de uma imagem adquirida no IPOPGF.

Cada característica específica do cabeçalho apresenta um código de identificação. Por exemplo, a corrente do tubo de RX no sistema de TC utilizado (e pelo menos também nos restantes equipamentos com o mesmo fabricante) apresenta o código “0018,1151”. Estes códigos são úteis para a parte de processamento computacional e identificação de imagens numa fase de pré-processamento. (5)A mudança de nome das imagens após a sua transferência do PACS para o computador pessoal é essencial pois caso contrário a identificação de cada uma delas é uma tarefa impossível. É feita através de macros criadas ou adaptadas pelo utilizador (neste caso em linguagem JAVA®) e que são aplicadas num *software* gratuito como o *ImageJ*® ou outro visualizador de imagens com as mesmas ferramentas.

2. Metodologia de aquisição de imagens de *Catphan*[®] 504

A aquisição de imagens *DICOM*[®] do fantoma já especificado precedeu-se da marcação de pontos fulcrais de aquisição representantes das *ROI's* a serem alvo de análise na abordagem computacional. As variáveis conhecidas como a localização do fantoma relativamente ao equipamento de TC, devem sofrer a menor alteração possível de forma a serem evitados erros. Os intervalos de aquisição e de reconstrução também devem ser obtidos com enorme precisão na consola do equipamento. A primeira aquisição realizada no sistema, foi feita com o auxílio do sistema de modulação automática de corrente de forma a encontrar o valor considerado ótimo para a aquisição em questão. Depois da análise dos valores entre os quais a corrente foi variando ao longo da aquisição, foi encontrado um valor considerado ótimo. O valor encontrado foi considerado como **Io**. De seguida, de forma a evitar ligeiras variações ao longo do fantoma aquando do uso da modulação automática, foi realizada outra aquisição com o valor de corrente **Io**. Esta foi feita com a funcionalidade de modulação nos eixos xy desativada e este conjunto de imagens adquiridas foi o primeiro utilizado como amostra para o trabalho.

Depois de adquiridas imagens com o uso de corrente do tubo de valor **Io**, foram feitas aquisições com corrente do tubo constante com um aumento de dose na ordem dos 40% (cerca de 20% em ruído), com um aumento de 20% (cerca de 10% em ruído), com uma diminuição de 20% e com uma diminuição de 40%. Estas quatro aquisições deram origem a 4 conjuntos de imagens diferentes que também foram utilizados como amostra. Todas as imagens até ao momento citadas foram reconstruídas utilizando a função de reconstrução STDFC70 disponibilizada pelo fabricante. Para que fosse possível uma comparação dos níveis de ruído e parâmetros de qualidade da imagem com outras funções de reconstrução, foram reconstruídas imagens com mais duas funções de reconstrução diferentes, para completar a amostra:

- Função de Reconstrução FC08 (Tecidos Moles);
- Função de Reconstrução FC55 (Pulmão).

O conjunto de imagens de teste em fantoma ficaram assim completos. Os resultados resumidos dos valores de corrente de tubo de RX e carga de tubo por rotação utilizados nas aquisições encontram-se descritos na figura seguinte:

Tabela 3 - Valores de carga do tubo por rotação e corrente do tubo de Rx utilizados nas aquisições com fantoma *Catphan*[®] 504 realizadas no IPOPPFG.

	Q (mAs)	I (mA)
<i>I₀</i>	25	50
<i>I₀+20%</i>	30	60
<i>I₀-20%</i>	20	40
<i>I₀-40%</i>	15	30
<i>I₀+40%</i>	35	70

3. Abordagem Computacional

Com o auxílio de *software* para processamento de imagem como o *Matlab*[®] R2013a versão 8.1.0.604, *ImageJ*[®] versão 1.48v e o *MicroDicom*[®] versão 0.9.1, bem como com folhas de cálculo do *Microsoft*[®] *Office Professional Plus Excel*[®] 2013 versão 15.0.4727.1000, foi realizada a adição de ruído segundo uma distribuição gaussiana a imagens *DICOM*[®] provenientes de um sistema TC.

Para a realização do estudo foi necessário analisar o modelo espectral das imagens *DICOM*[®] de TC. Foi verificado anteriormente e comprovado também em outros estudos na bibliografia que este não varia muito consoante a variação de mAs. (16,26) Como todas as imagens utilizadas verificam as condições descritas nas equações 10 e 11, o processamento pode ser aplicado com vários níveis de ruído ao conjunto total da amostra de imagens *DICOM*[®].

Todo o processo tem que ser ajustado ao ruído encontrado em cada imagem em particular.

3.1. Visualização de Imagem *DICOM*[®]

Para o desenvolvimento da simulação foi necessária a utilização de diferentes *softwares* para o processamento das imagens. Quando esta situação acontece, é necessário garantir que as imagens apresentam sempre a mesma qualidade. Isto é, foi necessário garantir que os vários *softwares* utilizados não introduziam alterações inesperadas nas imagens além daquelas que se pretendia introduzir deliberadamente. Esta condição deve ser garantida ao longo de todo o processo computacional, independentemente do *software* utilizado para a sua visualização.

As imagens *DICOM*[®] apresentam por norma valores de cinzentos numa escala alargada, como já foi referido. Ao ser analisado o excerto inferior dos cabeçalhos *DICOM*[®] das diversas imagens da amostra, podem ser retiradas várias informações acerca da qualidade e formato das mesmas:

```
0028,1050 Window Center: 40
0028,1051 Window Width: 350
Title: -10.00.25mAs.dcm
Width: 399.87 mm (512)
Height: 399.87 mm (512)
Resolution: 1.280 pixels per mm
Pixel size: 0.78x0.78 mm
ID: -2
Coordinate origin: 0,0
Bits per pixel: 16 (signed)
Display range: -135 - 215
No Threshold

Calibration Function: y = a+bx
a: -32768.000000
b: 1.000000
Unit: "Grav Value"
```

Figura 28 - Cabeçalho adaptado de imagem DICOM® TC, adquirida no IPOPGF.

As imagens de 512x512 *pixéis* de resolução apresentam o formato de 16-bits *signed* e 1.28 *pixéis* por mm. As janelas de visualização dependem do nível de janela (*Window Center*) e da largura da janela (*Window Width*) com valores de 40 e 350, respetivamente. Estes valores são os utilizados por defeito no PACS do IPOPGF para visualizar imagens abdominais.

Outros valores de largura e nível de janela utilizados no IPOPGF para visualização de outras estruturas, podem ser visualizados no anexo 2.

Existe ainda a função de calibração específica das aquisições realizadas, que permite a conversão para unidades de *Hounsfield*. A calibração é essencial para a futura análise do ruído, *MPV* e números de TC e será abordada mais à frente com maior detalhe.(9) Para que a visualização de cada imagem seja igual nos dois tipos de *software* utilizados durante o trabalho (*Matlab*® e *ImageJ*®/*MicroDicom*®), foi necessário garantir que a janela de visualização fosse a mesma. No *Matlab*®, interpretador com uma linguagem de programação de 4ª geração,(34) as imagens DICOM® ao serem lidas são apresentadas com uma janela automática com valores de cinzento “empacotados” entre o valor mínimo e máximo (comportamento similar a um histograma). Isto é, se não for indicada nenhuma referência específica dos níveis e largura da janela, o *software* apresenta algo como a figura 29:

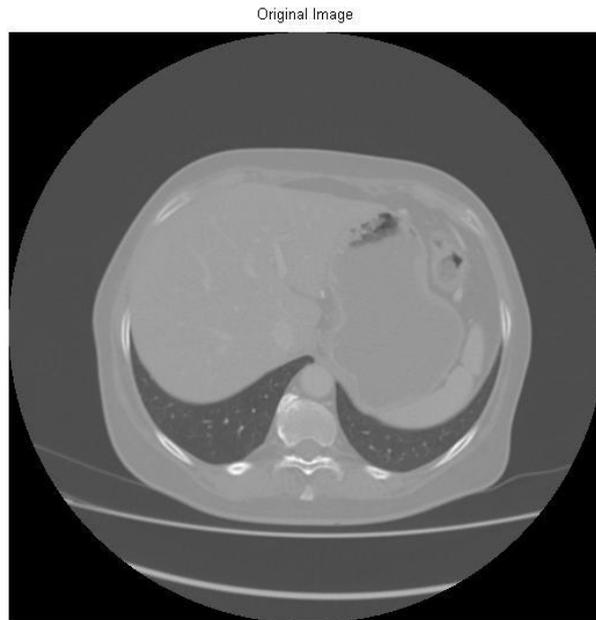


Figura 29 - Imagem *DICOM*[®] lida pelo *Matlab*[®] sem definição de janela de visualização.

A figura 29 não respeita as janelas de visualização propostas pelo *PACS* no *IPOPFG*. Assim, foi necessário criar uma rotina de *Matlab*[®] para realizar a leitura dos tags *WC* (0028,1050) e *WW* (0028,1051) dos cabeçalhos *DICOM*[®] das Imagens, antes da apresentação das mesmas através do *software*. A leitura das imagens *DICOM*[®] e restantes operações relacionadas com este formato foram feitas através dos comandos disponibilizados pela biblioteca da *Mathworks*[®].(35) O resultado obtido foi o esperado:

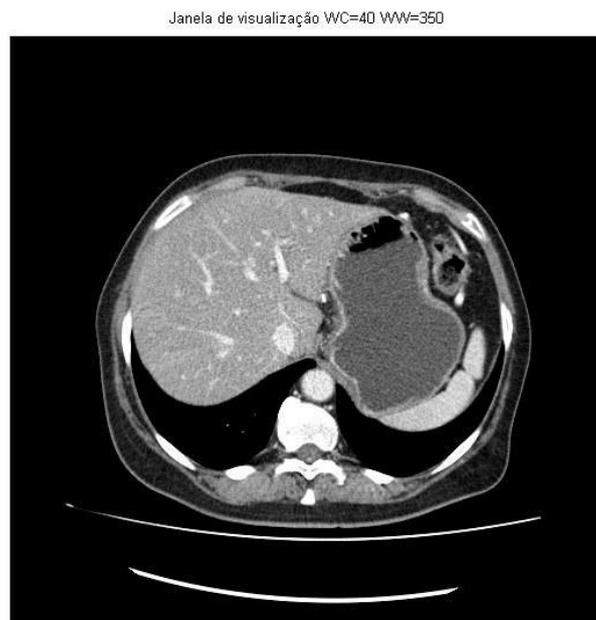


Figura 30 - Imagem *DICOM*[®] lida pelo *Matlab*[®] com definição correta de janela de visualização (WC=40, WW =350).

Com o processador de imagens baseado em linguagem JAVA®, *ImageJ*®, a janela é corretamente definida pelo *software* sem necessidade de qualquer alteração. O mesmo acontece com o *MicroDicom*®.

Para que haja uma avaliação correta das imagens pelas Médicas Radiologistas, não podem ser visualizadas diferenças entre as imagens adquiridas no sistema de TC e as imagens de TC processadas virtualmente através deste método. Assim, é essencial obter uma visualização semelhante à utilizada pelos técnicos e médicos radiologistas no serviço hospitalar.

3.2. Plot Profile

O processo de adição de ruído inicia-se com a obtenção de um gráfico dos valores dos pixels (*MPV*) em função da localização dos últimos (em mm) ao longo de uma secção da imagem. Este tipo de gráfico é chamado *Plot Profile* da imagem e tem como objetivo o estudo da uniformidade dessa secção de imagem.(36) Este procedimento é essencial para a escolha da região de interesse (*ROI*) analisada. A figura 31 mostra um exemplo de um dos muitos *plots profiles* efetuados ao longo do trabalho:

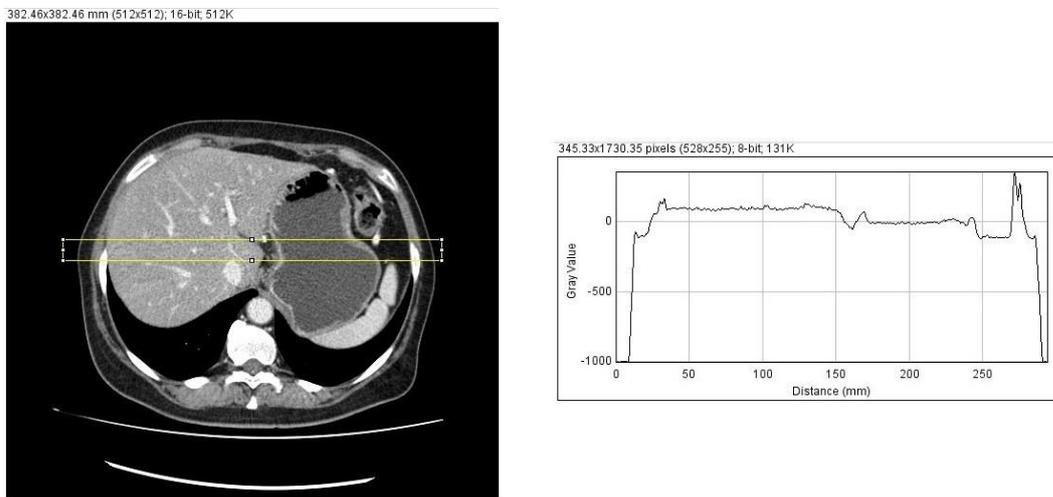


Figura 31- À direita: *Plot Profile* realizado com *ImageJ*® a uma imagem clínica; À esquerda: Imagem adquirida no IPOFG.

3.3. Escolha da(s) ROI(s)

Após a análise do *Plot Profile* de uma dada imagem, o objetivo é escolher uma ou várias regiões de interesse que apresentem valores de *MPV* uniformes ao longo dessa secção de imagem. Vários estudos anteriores referem a importância de impor esta condição, de forma a evitar erros associados a grandes oscilações de valores de *MPV* que podem invalidar o processo. (16,26,37)

Tendo como exemplo a imagem médica da figura 31 e o seu respetivo *Plot Profile*, é possível escolher uma região de interesse (*ROI*) que obedeça ao critério enunciado em cima:

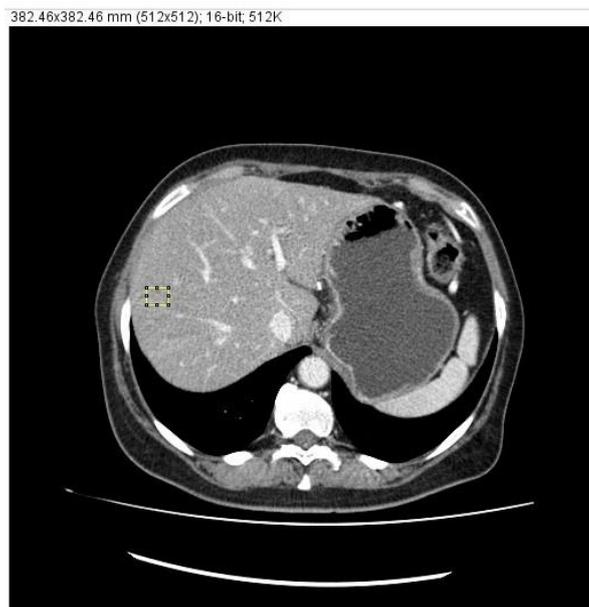


Figura 32 - Escolha de uma *ROI* validada pelo *Plot Profile* da figura 31.

3.4. Análise dos parâmetros de qualidade da Imagem Real

Antes de ser adicionado o ruído, é necessário verificar os valores de *Mean Pixel Value*, Área, Desvio Padrão (representado por *sigma*) da (s) ROI (s) selecionada (s). A corrente do tubo de RX utilizada e a carga do tubo por rotação também são verificadas no cabeçalho *DICOM*[®] de forma a poderem ser feitos, posteriormente, os cálculos de adição de ruído. Todos estes valores servem de comparação para uma avaliação estatística do trabalho.

A tabela 4 mostra os valores referentes a duas das várias aquisições efetuadas no trabalho:

Tabela 4- Valores de parâmetros obtidos para uma imagem real (antes de adição de ruído). Aquisição realizada no IPOFG com fantoma *Catphan*[®] 504 com sistema *Toshiba*[®] *Aquilion* 16-cortes.

	Carga do tubo por rotação (mAs)	Corrente do tubo de raios-x (mA)	Localização do corte (mm)	Mean Pixel value	Desvio Padrão (σ)
Io	25	50	-63,0	42,8	14,662
Io-40%	15	30	-63,0	43,0	18,483

3.5. Adição de Ruído

A simulação de aquisição com uma menor dose é efetuada através dos *softwares* indicados anteriormente. Com a folha de cálculo *Excel*[®], são calculados os valores de ruído adicionados, $\sigma(\text{add})$, para que a imagem fique com uma qualidade semelhante a uma imagem real adquirida com uma dose/corrente do tubo de RX inferior (**Ef**). Como foi enunciado anteriormente, A imagem simulada deve apresentar um valor de ruído final o mais próximo possível do ruído da imagem real adquirida com **Ef**. Isto é, o valor de ruído na (s) *ROI* (s) da imagem virtual (simulada) deve ser próximo a $\sigma(\text{Ef})$.

Através da adaptação de um código *JAVA*[®] de geração de pseudo números aleatórios e do uso de códigos de *Matlab*[®] para processamento de imagens *DICOM*[®], há introdução de um ruído com uma distribuição Gaussiana em cada uma das imagens *DICOM*[®].

3.6. Imagem em Formato *TIFF*[®]

Todas as imagens Simuladas no trabalho foram guardadas em formato *TIFF*[®] tanto nos *softwares* utilizados para análise (*ImageJ*[®] e *MicroDicom*[®]) como no *Matlab*[®], utilizado para o processamento matemático das imagens.

Este formato além de permitir uma maior portabilidade entre diferentes *softwares* de visualização, dá a possibilidade de posteriormente gravar as imagens com cabeçalhos *DICOM*[®] modificados de forma a tornar mais fácil a sua introdução no *PACS*. Os códigos de *Matlab*[®] como o “*DicomWrite*” e o “*DicomInfo*” permitem a criação de imagens *DICOM*[®] novas com um determinado cabeçalho *DICOM*[®] pretendido. Outros códigos do mesmo programa possibilitam a alteração dos valores dos *tags*, sendo necessário apenas ter conhecimento do *tag* associado a cada parâmetro. Foram utilizadas bibliotecas *DICOM*[®] disponibilizadas gratuitamente pela *Toshiba*[®] *Medical Systems* no seu *site*.

3.7. Imagem em Formato *DICOM*[®]

Após a gravação das Imagens em formato *TIFF*[®], foram escolhidos os cabeçalhos *DICOM*[®] adequados a cada imagem, antes de convertê-las no formato *DICOM*[®]. Depois da utilização do código “*DicomWrite*” em *Matlab*[®] para esse processo, as mesmas foram visualizadas no *ImageJ*[®]:



Figura 33 - Imagem virtual de fantoma s/ função de calibração.

Como se mostra na figura 33, ao colocar o cursor num dado ponto da imagem, são indicadas as coordenadas desse ponto. No entanto, o valor do *Píxel* apresentado não está em unidades de *Hounsfield*. A calibração das imagens virtuais foi perdida, na passagem de formato *DICOM*[®] para *TIFF*[®] e de novo para *DICOM*[®]. Assim, é necessário recupera-la antes de se efetuar a avaliação dos parâmetros de qualidade das imagens virtuais.

3.8. Função de Calibração

A função de calibração de todas as imagens adquiridas no sistema de TC *Toshiba*[®] encontra-se descrita no fundo do cabeçalho *DICOM*[®] de cada uma delas, como se pode ver na figura 34:

```
Coordinate origin: 0,0  
Bits per pixel: 16 (signed)  
Display range: -135 - 215  
No Threshold  
  
Calibration Function:  $y = a+bx$   
a: -32768.000000  
b: 1.000000  
Unit: "Gray Value"
```

Figura 34 - Função de calibração das Imagens adquiridas no IPOPG para o trabalho.

Com o conhecimento do valor das variáveis da função de calibração, esta foi introduzida em cada imagem através do *ImageJ*[®].(38) Foram introduzidos pontos com valores de a e b pertencentes à função, na tabela utilizada pelo *software* em casos de calibração manual. As variáveis y, a, b e x representam os valores de HU, intersecção da função com o eixo dos y , o declive da função e os valores em escala de cinzentos (*Grayscale*), respetivamente. A figura 35 mostra a mesma imagem Virtual da figura 33, mas calibrada:



Figura 35 - Imagem virtual de fantoma c/ função de calibração introduzida. Valor de $HU=34$ no ponto dado, correspondendo a 32802 na escala de cinzentos utilizada.

No *PACS* não foi possível introduzir as imagens com esta função de calibração definida no *ImageJ*[®], logo houve necessidade de criar uma nova janela de visualização equivalente a esta, para que a avaliação das imagens, analisada no último capítulo, fosse possível.

3.9. Análise dos parâmetros de qualidade da imagem virtual

Após a finalização das etapas anteriores, já é possível verificar os valores de *Mean Pixel Value* e Desvio Padrão (representado por *sigma*) da (s) ROI (s) selecionadas na imagem real e utilizadas também na imagem virtual.

No processo de avaliação das imagens de fantasmas foi possível comparar estatisticamente as imagens virtuais com as imagens reais. À tabela 4 são assim acrescentadas as informações sobre a imagem virtual criada:

Tabela 5 - Resultados estatísticos da simulação de redução de dose de uma aquisição de fantoma *Catphan*[®] 504 feita no *Toshiba*[®] *Aquilion* 16-cortes do IPOPGF. (R=Real, V=Virtual).

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)
Io+40%	35	70	-3,0	89,6	11,272
Io (R)	25	50	-3,0	90,6	13,38
Io (V)	25	50	-3,0	89,8	13,337

3.10. Introdução da Imagem Virtual no PACS

Na avaliação das imagens clínicas existiu além de uma quantificação dos parâmetros de qualidade de Imagem, uma avaliação por médicas radiologistas quanto à sua utilidade para diagnóstico.

Após uma primeira análise das imagens com base em parâmetros numericamente mensuráveis, as mesmas foram introduzidas no PACS de modo a serem visualizadas e avaliadas por médicos. Esta situação é abordada em III – 5 e refere-se apenas à avaliação dos conjuntos de imagens clínicas.

III - Resultados e Discussão

1. Conjunto de Imagens de *Catphan*[®] 504

Foram utilizados cinco grupos de imagens do fantoma *Catphan*[®] 504, adquiridas no IPOPFG. Estas foram adquiridas com condições de corrente do tubo de RX constante com valores de 30,40,50,60 e 70 mA. Fez-se ainda uma reconstrução das imagens com três funções de reconstrução diferentes, para análise no trabalho.

Todo o fantoma foi irradiado, com a utilização de cortes de aquisição de dois milímetros de espessura, ao longo dos 150 milímetros de comprimento que o compõe. Cada conjunto obtido apresenta 150 imagens do fantoma que foram descarregadas do PACS e estudadas de forma a identificar as melhores para o uso no estudo.

As imagens reconstruídas com a função STD FC70 foram utilizadas como referência. Foi feita também uma comparação entre três imagens, cada uma reconstruída com uma função de reconstrução diferente, de forma a analisar as diferenças verificadas nos parâmetros de qualidade de imagem relevantes.

Em Imagens de fantoma foram simuladas quatro variações diferentes de carga do tubo por rotação (mAs):

- De ***Io*** (25 mAs) para ***Io-40%*** (15 mAs);
- De ***Io+40%*** (35 mAs) para ***Io*** (25 mAs);
- De ***Io+40%*** (35 mAs) para ***Io+20%*** (30 mAs);
- De ***Io+40%*** (35 mAs) para ***Io-20%*** (20 mAs).

Este conjunto de variações foi escolhido de forma a considerar variações com intervalos maiores (de ***Io+40%*** para ***Io-20%***), menores (de ***Io+40%*** para ***Io+20%***) e com um valor intermédio (de ***Io*** para ***Io-40%*** e de ***Io+40%*** para ***Io***). Assim, foi possível avaliar o desempenho da simulação em situações diversas.

Neste subcapítulo vão ser mostradas, a título de exemplo, as imagens dos cortes -3,0;-33,0;-63,0 e -113,0 mm, com alterações de I respetivamente, de ***Io*** para ***Io-40%***, de ***Io+40%*** para ***Io***, de ***Io+40%*** para ***Io+20%*** e de ***Io+40%*** para ***Io-20%***.

Serão visualizadas as Imagens iniciais adquiridas (figura 36), Imagens virtuais com ruído adicionado (figura 37) e Imagens reais adquiridas com menos dose para termo de comparação (figura 38):

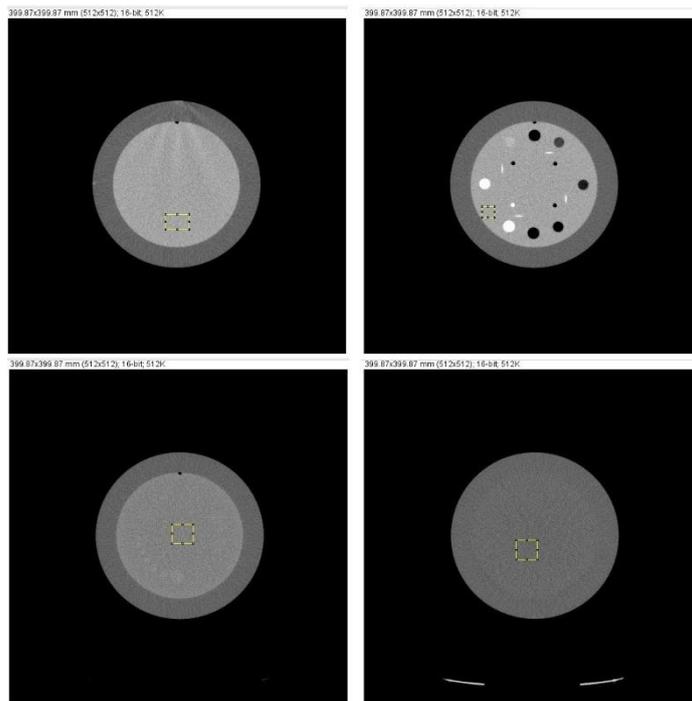


Figura 36 – Imagens Iniciais adquiridas de Catphan® 504 e ROI's uniformes utilizadas. Em cima: esquerda-Imagem de corte -3,0 mm adquirida com 50 mA; direita-Imagem de corte -33,0 mm adquirida com 70 mA. Em baixo: esquerda - Imagem de corte -63,0 mm adquirida com 70 mA; direita- Imagem de corte -113,0 mm adquirida com 70 mA. (Realizado no IPOPGF com *Toshiba® Aquilion 16-cortes*).

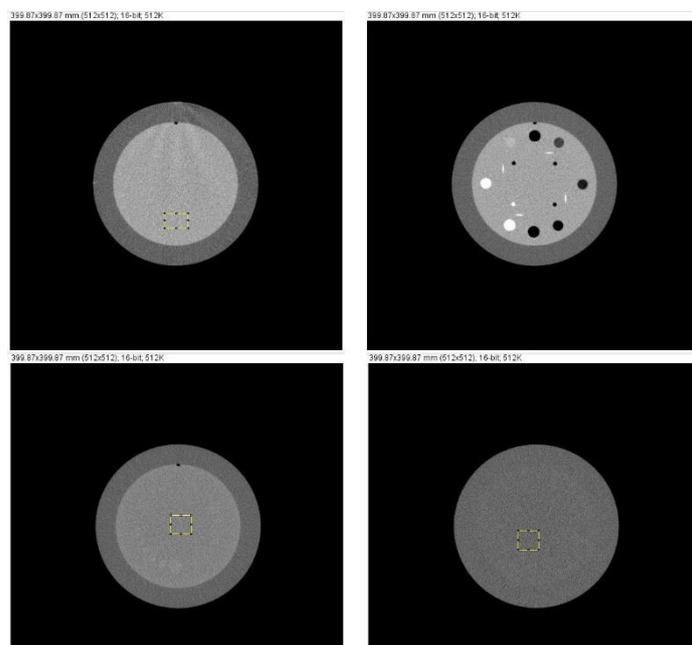


Figura 37 - Imagens Virtuais com ruído adicionado e ROI's uniformes utilizadas. Em cima: esquerda-Imagem de corte -3,0 mm simulando aquisição a 30 mA; direita-Imagem de corte -33,0 mm simulando aquisição a 50 mA. Em baixo: esquerda- Imagem de corte -63,0 mm simulando aquisição a 60 mA; direita- Imagem de corte -113,0 mm simulando aquisição a 40 mA. (Realizado no IPOPGF com *Toshiba® Aquilion 16-cortes*).

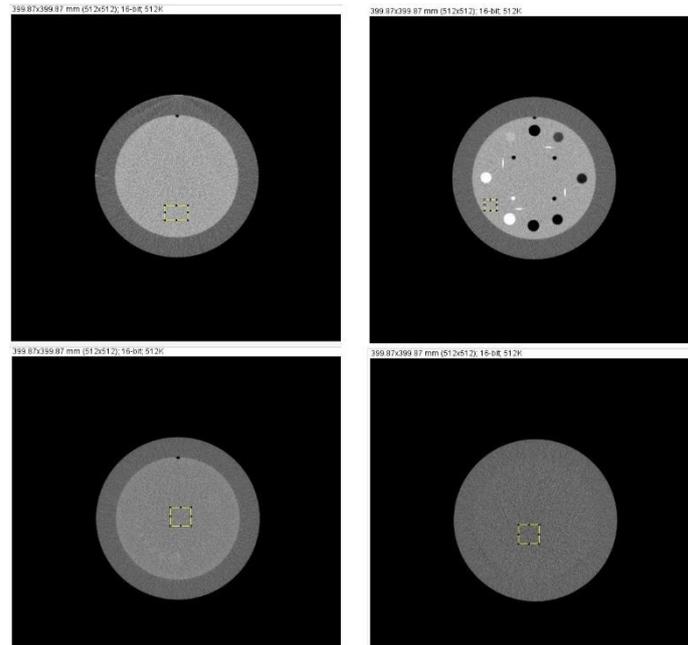


Figura 38 - Imagens Reais adquiridas com menos dose e *ROI*'s uniformes utilizadas. Em cima: esquerda-Imagem de corte -3,0 mm adquirida a 30 mA; direita-Imagem de corte -33,0 mm adquirida a 50 mA. Em baixo: esquerda-Imagem de corte -63,0 mm adquirida a 60 mA; direita- Imagem de corte -113,0 mm adquirida a 40 mA. (Realizado no IPOFGF com *Toshiba® Aquilion 16*-cortes).

Todos os parâmetros relevantes da qualidade da Imagem da *ROI* utilizada nas diversas simulações feitas em cada corte serão apresentados em seguida, incluindo as diferenças percentuais em termos de ruído entre imagem real adquirida com menos dose e imagem virtual (diferença do valor real), bem como as diferenças entre valor de desvio padrão calculado e valor analisado na *ROI* de cada imagem virtual (diferença do valor calculado):

- **-3,0 mm**

Tabela 6 - Resultados dos parâmetros de qualidade de imagem relevantes na simulação de $Io+40\%$ para Io , de $Io+40\%$ para $Io+20\%$ e de $Io+40\%$ para $Io-20\%$ no corte de $-3,0$ do fantoma *Catphan*[®] 504.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão calculado (σ)	Dif. Valor Real	Dif. Valor calculado
Io+40%	25	50	-3,0	90,6	13,4			
Io (R)	15	30	-3,0	89,8	17,2			
Io (V)	15	30	-3,0	90,4	17,3	17,3	0,6%	0,2%
Io+40%	35	70	-3,0	89,6	11,3			
Io (R)	25	50	-3,0	90,6	13,4			
Io (V)	25	50	-3,0	89,8	13,3	13,3	0,6%	0,3%
Io+40%	35	70	-3,0	89,6	11,3			
Io+20% (R)	30	60	-3,0	88,7	11,7			
Io+20% (V)	30	60	-3,0	89,7	12,2	12,2	4,8%	0,2%
Io+40%	35	70	-3,0	89,6	11,3			
Io-20% (R)	20	40	-3,0	89,2	15,1			
Io-20% (V)	20	40	-3,0	89,1	14,6	14,9	3,5%	2,1%

- **-33,0 mm**

Tabela 7 - Análise dos parâmetros de qualidade de imagem relevantes na simulação de Io para $Io-40\%$, de $Io+40\%$ para Io , de $Io+40\%$ para $Io+20\%$ e de $Io+40\%$ para $Io-20\%$ no corte de $-33,0$ do fantoma *Catphan*[®] 504.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão calculado (σ)	Dif. Valor Real	Dif. Valor Calculado
Io	25	50	-33,0	89,7	11,9			
Io-40% (R)	15	30	-33,0	92,6	14,1			
Io-40% (V)	15	30	-33,0	89,3	15,4	15,4	9,1%	0,0%
Io+40%	35	70	-33,0	91,4	10,1			
Io (R)	25	50	-33,0	89,7	11,9			
Io (V)	25	50	-33,0	91,7	11,9	11,9	0,3%	0,0%
Io+40%	35	70	-33,0	91,4	10,1			
Io+20% (R)	30	60	-33,0	91,8	11,3			
Io+20% (V)	30	60	-33,0	91,4	10,9	10,9	3,7%	0,3%
Io+40%	35	70	-33,0	91,4	10,1			
Io-20% (R)	20	40	-33,0	90,9	14,7			
Io-20% (V)	20	40	-33,0	91,2	13,3	13,3	9,7%	0,0%

- -63,0 mm

Tabela 8 Análise dos parâmetros de qualidade de imagem relevantes na simulação de Io para $Io-40\%$, de $Io+40\%$ para Io , de $Io+40\%$ para $Io+20\%$ e de $Io+40\%$ para $Io-20\%$ no corte de -63,0 do fantoma Catphan® 504.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão Calculado (σ)	Dif. Valor Real	Dif. Valor Calculado
Io	25	50	-63,0	42,8	14,7			
$Io-40\%$ (R)	15	30	-63,0	43,0	18,5			
$Io-40\%$ (V)	15	30	-63,0	41,9	18,9	18,9	2,3%	0,2%
$Io+40\%$	35	70	-63,0	41,5	12,1			
Io (R)	25	50	-63,0	42,8	14,7			
Io (V)	25	50	-63,0	41,0	14,7	14,4	0,3%	2,4%
$Io+40\%$	35	70	-63,0	41,5	12,1			
$Io+20\%$ (R)	30	60	-63,0	41,4	13,6			
$Io+20\%$ (V)	30	60	-63,0	41,4	13,3	13,1	1,8%	1,4%
$Io+40\%$	35	70	-63,0	41,5	12,1			
$Io-20\%$ (R)	20	40	-63,0	41,1	16,6			
$Io-20\%$ (V)	20	40	-63,0	42,2	16,0	16,1	3,8%	0,4%

- -113,0 mm

Tabela 9 Análise dos parâmetros de qualidade de Imagem relevantes na simulação de Io para $Io-40\%$, de $Io+40\%$ para Io , de $Io+40\%$ para $Io+20\%$ e de $Io+40\%$ para $Io-20\%$ no corte de -113,0 do fantoma Catphan® 504.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão Calculado (σ)	Dif. Valor Real	Dif. Valor Calculado
Io	25	50	-113,0	6,4	14,5			
$Io-40\%$ (R)	15	30	-113,0	7,3	18,4			
$Io-40\%$ (V)	15	30	-113,0	6,2	18,8	18,7	2,4%	0,6%
$Io+40\%$	35	70	-113,0	7,8	12,3			
Io (R)	25	50	-113,0	6,4	14,5			
Io (V)	25	50	-113,0	7,9	14,6	14,6	0,8%	0,1%
$Io+40\%$	35	70	-113,0	7,8	12,3			
$Io+20\%$ (R)	30	60	-113,0	7,4	13,3			
$Io+20\%$ (V)	30	60	-113,0	7,9	13,3	13,3	0,3%	0,2%
$Io+40\%$	35	70	-113,0	7,8	12,3			
$Io-20\%$ (R)	20	40	-113,0	6,5	15,7			
$Io-20\%$ (V)	20	40	-113,0	7,4	16,9	16,3	7,5%	3,6%

Todas as diferenças percentuais de quantidade de ruído na *ROI* utilizada serão mostradas na Tabela 10 e na Tabela 11. Na Tabela 10 estão apresentadas as diferenças entre o valor de desvio padrão analisado nas imagens reais adquiridas com menos dose e o desvio padrão analisado nas imagens virtuais. Na Tabela 11 há a comparação entre os valores de desvio padrão final calculado e o desvio padrão analisado na *ROI* de cada imagem virtual:

Tabela 10 - Resumo das diferenças percentuais entre imagem real adquirida com menos dose e imagem virtual do valor do desvio padrão analisado na *ROI* utilizada em cada imagem.

	Localização do Corte (mm)			
	-3,0	-33,0	-63,0	-113,0
Io para Io-40%	0,6 %	9,1%	2,3%	2,4%
Io+40% para Io	0,6 %	0,3%	0,3%	0,8%
Io+40% para Io+20%	4,8 %	3,7%	1,8%	0,3%
Io+40% para Io-20%	3,5%	9,7%	3,8%	7,5%

Tabela 11 - Resumo das diferenças percentuais entre valor do desvio padrão final calculado e valor do desvio padrão analisado na *ROI* utilizada em cada imagem virtual.

	Localização do Corte (mm)			
	-3,0	-33,0	-63,0	-113,0
Io para Io-40%	0,2 %	0,0%	0,2%	0,6%
Io+40% para Io	0,3 %	0,0%	2,4%	0,1%
Io+40% para Io+20%	0,2 %	0,3%	1,4%	0,2%
Io+40% para Io-20%	2,1 %	0,0%	0,4%	3,6%

Através da análise da Tabela 10 é verificado que as diferenças percentuais do valor real relativamente ao ruído variam entre 0,3 e 9,7 %.

É notada uma maior diferença para variações de *I* muito grandes, como de **Io+40%** para **Io-20%**, onde na comparação das imagens do corte localizado a -33,0 mm é atingido um valor de 9,7%. Este valor deve-se a uma maior diferença entre o valor do desvio padrão analisado na imagem real adquirida com menor dose e o desvio padrão calculado. De realçar também a presença de diferenças percentuais maiores do que 5% no valor real, apenas neste corte. Este facto pode dever-se ao comportamento do sistema, onde as aquisições helicoidais são feitas sempre de forma ligeiramente diferente. Isto é, a posição inicial e final da ampola pode não ser exatamente a mesma

levando a que a reconstrução em termos de ruído sofra ligeiras alterações em cada nova aquisição.

Em variações de I mais pequenas, como de **$I_{o+40\%}$** para **$I_{o+20\%}$** , é encontrado uma diferença percentual também com um valor mais elevado. Quando são utilizadas variações grandes de I na simulação, é calculada a adição de ruído através das fórmulas 10 e 11 que apesar de terem em conta os parâmetros com que o mesmo varia (abordados em $I - 3$), as incertezas no cálculo são cada vez maiores quanto maior é a variação estimada. Existem instabilidades eletrónicas, do equipamento e mesmo em termos de ruído quântico que aumentam as possíveis variabilidades.

Esta simulação baseia-se numa estimativa matemática que também apresenta valores de incerteza muito oscilantes em variações de I mais pequenas. Na variação de **$I_{o+40\%}$** para **$I_{o+20\%}$** , é encontrado uma diferença percentual também com um valor mais elevado. Quando as variações são muito pequenas é observada uma maior diferença percentual em imagens onde foram utilizadas *ROI*'s menos uniformes. Este dado é válido para todos os cortes analisados, mas na variação de **$I_{o+40\%}$** para **$I_{o+20\%}$** essa situação levou à obtenção de valores de diferença percentual de 3,7% quando numa *ROI* mais uniforme utilizada (como por exemplo, corte localizado a -113,0 mm) foi obtida uma diferença de 0,3%. Na variação intermédia, de **$I_{o+40\%}$** para **I_o** , foram verificadas as diferenças percentuais entre 0,3 e 0,8 %, valores bastante baixos e que levaram a que fosse a variação com uma diferença percentual média mais baixa. Na outra variação intermédia também foram encontrados resultados da mesma ordem, exceto um onde na *ROI* menos uniforme devido possivelmente à simulação de uma variação para um valor de I muito baixo foi obtido uma diferença na ordem dos 9%. Apesar disso, as variações intermédias foram as que obtiveram uma menor incerteza quando utilizadas com valores de intensidade de corrente não muito baixos.

Na *ROI* utilizada em -63,0 mm, uma das mais uniformes, foram verificados os valores mais baixos de diferença percentual entre imagem real adquirida com menos dose e imagem virtual. Apesar de o corte localizado a -113,0 mm estar localizado num módulo do fantoma *Catphan*[®] 504 considerado pelo fabricante como o mais uniforme(33) na variação muito grande efetuada a imagem virtual criada teve uma diferença percentual de 7,5% em quantidade de ruído na *ROI* em comparação com a imagem real adquirida com menos dose. Esta diferença resultou provavelmente da combinação de um valor real ~4% abaixo do esperado, com um valor obtido na imagem virtual ~4% acima do calculado. É verificada ao longo da análise dos resultados uma maior incerteza no processo de simulação quanto maior é a variação de I .

A *ROI* utilizada em imagens do corte localizado a -33,0 mm teve a maior diferença percentual média, entre o ruído da imagem virtual e o da imagem real, facto explicado

pela menor uniformidade da *ROI* utilizada. Já foram anteriormente referidas as características deste módulo CTP486-2 do fantoma, zona com um maior número de heterogeneidades e que levam a resultados também com uma diferença percentual maior.

Na análise da Tabela 11 são verificadas diferenças do valor calculado para o valor analisado na *ROI* da imagem virtual, em termos de ruído, entre 0 e 3,6%. É uma diferença percentual muito menor do que a encontrada entre valor real e valor virtual, onde foi obtido uma diferença percentual máxima na ordem dos 9%.

2. Comparação de Funções de Reconstrução (*Kernels*)

É mostrada uma comparação entre três imagens do mesmo corte (-3,0 mm) e adquiridas com a mesma intensidade de corrente de tubo constante, mas reconstruídas com três funções de reconstrução diferentes (figura 39):

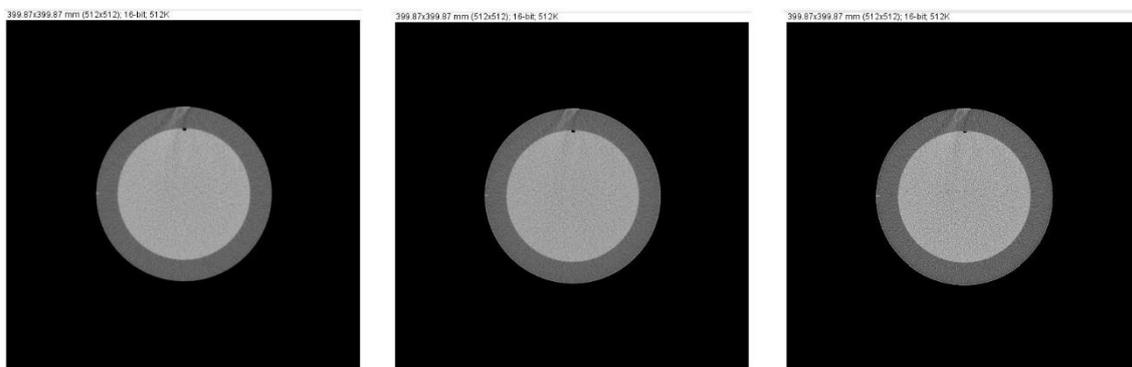


Figura 39 - Imagens adquiridas a 35 mAs de *Catphan*[®] 504 com corte localizado a -3,0 mm e reconstruídas com: (da esquerda para a direita) função STDFC70, FC08 e FC55. (Realizado no IPOFG com *Toshiba*[®] *Aquilion* 16-cortes).

- **Comparação de Funções de Reconstrução (*Kernels*):**

Tabela 12 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de Imagens adquiridas com $I_0+40\%$, reconstruídas pelas funções *STDFC70*, *FC08* e *FC55*. Corte localizado em $-3,0$ mm do fantoma *Catphan*[®] 504

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Aumento Desvio Padrão
$I_0+40\%$ FC70	35	70	-3,0	89,6	11,3	
$I_0+40\%$ FC08	35	70	-3,0	89,3	17,9	58,4%
$I_0+40\%$ FC55	35	70	-3,0	89,6	23,2	105,3%

Nas três funções de reconstrução utilizadas para reconstruir a mesma imagem de TC, é verificado que visualmente as 3 imagens reconstruídas podem não ser muito diferentes em regiões uniformes à primeira vista, mas apresentam bastantes diferenças quando os seus parâmetros de qualidade de imagem são analisados.

Observando a tabela 12, é visualizado que a quantidade de ruído analisada na *ROI* utilizada aumenta consideravelmente quando são usadas as funções de reconstrução *FC08* e *FC55*. Este facto deve-se à otimização que cada uma destas funções realiza para a visualização de Tecidos Moles e Pulmão, respetivamente. Estes dados justificaram a utilização da *STDFC70* para estudar o desempenho do processo de simulação, visto ser a função que altera menos a reconstrução da imagem permitindo diminuir a possibilidade da existência de erros na simulação de redução de dose em Imagens de TC do fantoma. Existe uma maior diferença visual entre o uso destas diferentes funções de reconstrução quando utilizadas para reconstruir imagens clínicas com presença de tecidos moles e pulmão.

A utilização das imagens do fantoma foi essencial para a fase experimental do método, de forma a conseguir encontrar a melhor forma de reduzir o aparecimento de incertezas e recriações de imagens desfasadas da realidade. Confirmou-se que a metodologia utilizada simula a redução de dose pretendida. As diferenças obtidas entre o valor de ruído calculado e o medido na imagem virtual foram inferiores a 4% para todas as imagens analisadas.

Após simulação com imagens de fantoma, o processo foi testado em imagens clínicas para que fosse possível realizar a avaliação da sua utilidade em diagnóstico.

3.1º Conjunto de Imagens clínicas

Com a devida autorização da comissão de Ética do IPOP, foi requisitada a utilização de imagens clínicas (devidamente anonimizadas) no estudo de adição de ruído para simulação de aquisição com menor dose. Com esta possibilidade foi realizada uma avaliação prática dos resultados do trabalho pelas médicas de Radiologia. A mesma será abordada no subcapítulo 5.

Os doentes foram enumerados para melhor compreensão e de forma a facilitar a análise posterior. Todas as características importantes dos doentes estão presentes no anexo 3.

Todas as aquisições foram realizadas com uma espessura de corte de 2 mm e a função de reconstrução de imagem utilizado foi o FC08 (“Tecidos Moles Corpo”).

Após análise cuidada foram escolhidos cinco cortes para cada doente com um intervalo de 5 mm, por indicação da equipa que iria efetuar a avaliação prática. Os cortes selecionados em cada um dos quatro conjuntos seguiram o critério de apresentarem o mesmo valor de corrente do tubo de RX aquando da aquisição (exceto no 3º Doente). Isto é, cada grupo de 5 cortes de um determinado doente, apresenta o mesmo valor de mA na aquisição. A tarefa foi efetuada através da leitura dos respetivos cabeçalhos *DICOM*[®].

Foi necessário configurar uma nova janela de visualização que permitisse uma janela de visualização equivalente a utilizada nas imagens clínicas, Este facto foi importante para que não fosse necessário uma calibração e otimização manual por parte dos Médicos, situação que tornaria o processo de avaliação mais demorado e seria um menor incentivo ao futuro uso da simulação de redução de dose.

Antes de ser iniciado o processo de adição de ruído em Imagens Clínicas, foi verificado se o processo computacional utilizado não alterava a normal visualização de Imagens por parte das médicas radiologistas. Isto é, algumas imagens clínicas foram processadas pelo método implementado mas sem adicionar qualquer tipo de ruído, e introduzidas no *PACS*. Assim, foi possível concluir que entre as imagens recolhidas diretamente do sistema TC e as imagens guardadas através do *software Matlab*[®] não existia qualquer tipo de alteração no que toca à visualização das mesmas no *software* utilizado nas unidades hospitalares.

O tratamento do 1º conjunto de imagens clínicas consistiu na simulação de redução da corrente do tubo de RX em 33%. O valor de redução foi escolhido considerando os testes realizados anteriormente em fantoma, onde se verificou que variações com passos intermédios tinham associada uma diferença percentual do valor calculado e real bastante baixa. Por outro lado, para uma primeira abordagem em imagens clínicas, era importante escolher uma variação com um valor significativo, para que fosse possível uma percepção clara da simulação por parte dos avaliadores.

Neste subcapítulo vão ser mostradas, a título de exemplo, as imagens de um corte referentes ao exame do 1º Doente e do 3º Doente com alterações de I de **Io** para **Io-33%**. O 1º doente (48 Kg, 160 cm) é um caso comum dentro da amostra considerada e o exame do 3º doente (75 Kg, 172 cm) é menos comum visto que não foi possível encontrar uma região onde os cortes estudados fossem adquiridos com valores de Intensidade de corrente do tubo de RX constante, situação que foi possível encontrar nos exames dos outros três doentes.

Serão apresentadas as Imagens referentes a um corte do exame do 1º doente (figura 40) e do 3º doente (figura 41):



Figura 40 - À esquerda: Imagem Clínica do 1º Doente adquirida a 121 mA com corte localizado a -293,0 mm e reconstruída com função FC08 (Cedido por IPOPG com uso de *Toshiba® Aquilion 16-cortes*). À direita: imagem clínica virtual do 1º Doente simulada a 90,226 mA (Io-33%) com corte localizado a -293,0 mm e ROI utilizada.

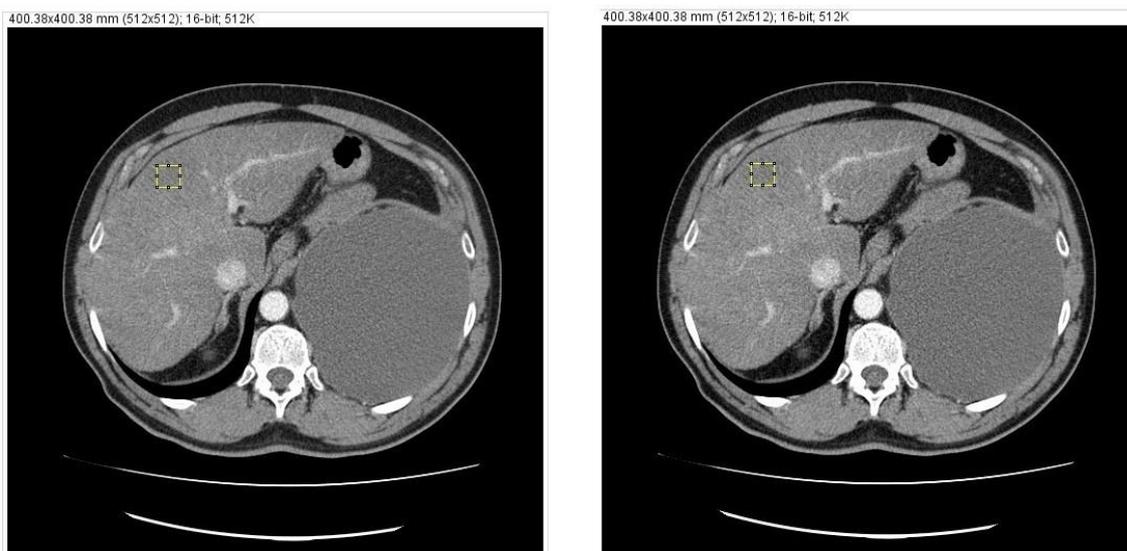


Figura 41 - À esquerda: imagem clínica do 3º Doente adquirida a 291 mA com corte localizado a -283,0 mm e reconstruída com função FC08 (Cedido por IPOFG com uso de *Toshiba® Aquilion 16-cortes*). À direita: imagem clínica virtual do 3º Doente simulada a 218,1 mA (Io-33%) com corte localizado a -283,0 mm e ROI utilizada.

Todos os parâmetros relevantes da qualidade da Imagem da ROI utilizada nas diversas simulações feitas em cada corte dos exames dos quatro doentes deste conjunto serão apresentados em seguida. As diferenças percentuais entre valor de desvio padrão calculado e valor analisado na ROI de cada imagem virtual (diferença do valor calculado) serão mostradas:

- 1º Doente

Tabela 13 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 1º Doente adquiridas a 121 mA e de imagens virtuais simulando uma aquisição a 90,2 mA.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	60	121	-293,0	89,6	14,4		
Io-33% (V)	45,1	90,2	-293,0	89,7	16,5	16,6	0,1%
Io (R)	60	121	-298,0	86,5	17,1		
Io-33% (V)	45,1	90,2	-298,0	85,8	19,4	19,7	1,7%
Io (R)	60	121	-303,0	76,2	16,4		
Io-33% (V)	45,1	90,2	-303,0	76,3	18,9	18,9	0,1%
Io (R)	60	121	-308,0	72,2	16,3		
Io-33% (V)	45,1	90,2	-308,0	76,3	19,0	18,8	1,3%
Io (R)	60	121	-312,0	70,1	14,3		
Io-33% (V)	45,1	90,2	-312,0	70,2	16,2	16,5	1,7%

- 2º Doente

Tabela 14 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 2º Doente adquiridas a 341 mA e de imagens virtuais simulando uma aquisição a 255,6 mA.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	170	341	-282,0	71,2	16,4		
Io-33% (V)	127,8	255,6	-282,0	71,5	18,9	19,0	0,3%
Io (R)	170	341	-287,0	66,5	17,7		
Io-33% (V)	127,8	255,6	-287,0	66,3	20,7	20,4	1,3%
Io (R)	170	341	-292,0	62,8	18,5		
Io-33% (V)	127,8	255,6	-292,0	63,3	21,0	21,3	1,2%
Io (R)	170	341	-297,0	62,8	19,6		
Io-33% (V)	127,8	255,6	-297,0	63,3	22,1	22,6	2,1%
Io (R)	170	341	-302,0	62,8	18,4		
Io-33% (V)	127,8	255,6	-302,0	63,3	21,1	21,2	0,9%

- 3º Doente

Tabela 15 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 3º Doente adquiridas a 291 mA e respetivas imagens virtuais simulando uma aquisição a 218,1 mA.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	145	291	-283,0	40,5	15,9		
Io-33% (V)	109,0	218,1	-283,0	40,5	17,9	18,3	1,9%
Io (R)	146	292	-288,0	45,2	16,2		
Io-33% (V)	109,8	219,6	-288,0	45,5	18,8	18,7	0,4%
Io (R)	147	294	-293,0	49,2	16,7		
Io-33% (V)	110,5	221,1	-293,0	48,3	19,3	19,3	0,4%
Io (R)	148	296	-298,0	53,0	15,0		
Io-33% (V)	111,3	222,6	-298,0	53,1	17,3	17,3	0,1%
Io (R)	148	297	-303,0	51,8	15,2		
Io-33% (V)	111,3	222,6	-303,0	53,1	17,3	17,5	1,1%

- **4º Doente**

Tabela 16 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 4º Doente adquiridas a 285 mA e de imagens virtuais simulando uma aquisição a 213,5 mA.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	142	285	-283,0	84,3	14,3		
Io-33% (V)	106,8	213,5	-283,0	83,5	16,3	16,5	1,3%
Io (R)	142	285	-288,0	82,4	13,5		
Io-33% (V)	106,8	213,5	-288,0	82,2	15,3	15,6	2,2%
Io (R)	142	285	-293,0	81,4	14,3		
Io-33% (V)	106,8	213,5	-293,0	81,3	16,7	16,5	1,4%
Io (R)	142	285	-298,0	80,9	13,8		
Io-33% (V)	106,8	213,5	-298,0	81,2	16,1	16,0	1,0%
Io (R)	142	285	-303,0	85,0	14,9		
Io-33% (V)	106,8	213,5	-303,0	85,4	17,5	17,2	1,8%

Todas as diferenças percentuais de quantidade de ruído na ROI utilizada serão mostradas na Tabela 17. Serão apresentados os valores resultantes da comparação entre os valores de desvio padrão final calculado e o desvio padrão analisado na ROI de cada imagem virtual:

Tabela 17 - Resumo das diferenças percentuais entre valor do desvio padrão final calculado e valor do desvio padrão analisado na ROI utilizada em cada imagem virtual, dos 5 cortes por exame simulados.

	Número do Doente			
	1	2	3	4
De Io para Io-33%: Dif. Valor calculado	0,1%	0,3%	1,9%	1,3%
	1,7%	1,3%	0,4%	2,2%
	0,1%	1,2%	0,4%	1,4%
	1,3%	2,1%	0,1%	1,0%
	1,7%	0,9%	1,1%	1,8%
Dif. Valor médio calculado	1,0%	1,2%	0,8%	1,6%

Neste 1º conjunto de imagens clínicas, foram utilizadas imagens da zona abdominal, tendo a região do fígado como referência, devido à maior uniformidade do mesmo em parâmetros de qualidade de Imagem. Além disso foi utilizada uma série de cortes que foram adquiridos com uma corrente de tubo de RX constante (exceto no 3º doente).

A *ROI* foi escolhida através da consulta do *Plot Profile* da imagem, procurando uma região sem grandes oscilações de *Pixel Values* (Indicador de maior uniformidade).

No estudo das imagens clínicas não existiu a possibilidade de comparar os parâmetros encontrados nas *ROI*'s das imagens virtuais com os das imagens reais adquiridas com a dose equivalente. Assim, apenas o cálculo das diferenças percentuais do ruído esperado ($\sigma(Ef)$) com o valor de quantidade de ruído existente na *ROI* imagem virtual foi realizado.

Através da análise dos resultados presentes na Tabela 17 é verificado que as diferenças percentuais do valor calculado relativamente ao ruído oscilam entre 0,1 e 2,2 %. No conjunto analisado foi obtido um desvio percentual médio de 1,1%, ligeiramente superior ao verificado em imagens de fantoma na ordem dos 0,8%. No entanto, a diferença máxima foi maior em fantomas (3,6%).

No exame do 3º doente foi verificada a menor diferença percentual média do conjunto, 0,8% relativamente à quantidade de ruído na *ROI* em comparação com o valor calculado. Foi utilizada a mesma *ROI* nas três primeiras simulações feitas e outra localizada num local ligeiramente diferente nas duas últimas. Após consulta do *Plot Profile*, foi verificada pouca uniformidade das últimas duas imagens deste exame na *ROI* mostrada na figura 41. Assim, foi escolhida outra *ROI* para analisar a qualidade da simulação. Em todas os outros doentes foi utilizada sempre a mesma *ROI* em imagens do mesmo exame.

Todas as imagens clínicas virtuais foram reintroduzidas com sucesso no *PACS*. Duas médicas radiologistas analisaram as diferenças entre as imagens com e sem ruído adicionado. Como foi dito anteriormente, as imagens virtuais processadas pelo método mas sem ruído adicionado não apresentaram qualquer diferença em termos visuais comparativamente com as imagens reais adquiridas na unidade hospitalar.

As imagens utilizadas neste conjunto foram retiradas de exames de TC de Tórax. A maior parte destes exames de TC (e de todos os outros) são realizados com a injeção de contraste no IPOPG. Este facto tem a ver essencialmente com a finalidade do exame. Em Hospitais Gerais é muito mais frequente a realização de exames sem contraste. Além disso, o tempo entre a injeção do contraste e a aquisição das imagens também depende da finalidade do exame. Quando esse intervalo é muito curto, os Médicos intitulam-no como “fase arterial” devido à presença do contraste ainda ser nas artérias e não nas veias. Se o intervalo for ligeiramente mais longo, é chamado de “fase venosa” (com a circulação sanguínea o contraste chega às veias).

A maior parte dos exames TC de Tórax realizados com contraste são em fase arterial, sendo que os elementos de diagnóstico necessários para uma boa avaliação da imagem

do fígado, não são encontrados nesta fase. Assim, quando os médicos pretendem ver imagens relativas à zona do fígado é pedida nova aquisição na fase venosa para ser feito o diagnóstico.

A escolha de exames de Tórax no 1º conjunto deveu-se à existência de uma menor quantidade de imagens, facilitando o processo de simulação. No entanto, com este facto transmitido pela equipa avaliadora foi escolhido para avaliação um novo conjunto de imagens de exames Toraco-abdomino-pélvicos (TAP) realizados em fase venosa. Esta escolha permitiu selecionar novamente as imagens da região do fígado. Esta é uma região anatómica onde é mais fácil acrescentar ruído, devido à pouca variação da intensidade de corrente do tubo RX e à presença de várias regiões de interesse com *HU's* aproximadamente constantes. Os resultados obtidos das simulações deste conjunto serão analisados no próximo subcapítulo.

4.2º Conjunto de Imagens Clínicas

O conjunto é composto por 91 imagens de diagnóstico referentes a treze doentes. Os doentes têm idades compreendidas entre os 26 e os 82 anos, com Índice de Massa Corporal (IMC) entre 23 e 25 (saudável), entre 25 e 30 (sobrepeso) e entre 30 e 35 (Obesidade Grau I). A amostra escolhida inclui 6 doentes do sexo feminino, três deles com IMC de 25 e outros três com IMC entre 31 e 32. Inclui também sete doentes do sexo masculino, dois deles com IMC de 23-24, dois com 27 e os restantes três entre 31 e 34.

Foram selecionadas sete imagens de cada doente, distantes 10 mm umas das outras, em torno da mesma estrutura anatómica (veia porta do fígado). Serão apresentadas, a título de exemplo, simulações de cortes de dois doentes com características distintas, o 5º e 12º doente com alterações de I de **Io** para **Io-33%**. O 5º doente apresenta uma altura reduzida, 146 cm, e $IMC=25 \text{ kg/m}^2$, o que é importante para perceber o desempenho da simulação em doentes pequenos com vista a futuras otimizações de protocolos adequados. O 12º doente apresenta um peso bastante elevado (80 Kg) para a sua estatura de apenas 160 cm. Assim, é interessante verificar o comportamento da simulação em doentes com um maior IMC.

A metodologia utilizada foi igual para os treze doentes. De realçar que a região anatómica em foco é de ótima visualização em alguns doentes e noutros a qualidade de Imagem é bastante mais reduzida, pois há vários fatores que afetam a qualidade de imagem.

Serão apresentadas as Imagens referentes a um corte do exame do 5º doente (figura 42) e do 12º doente (figura 43):

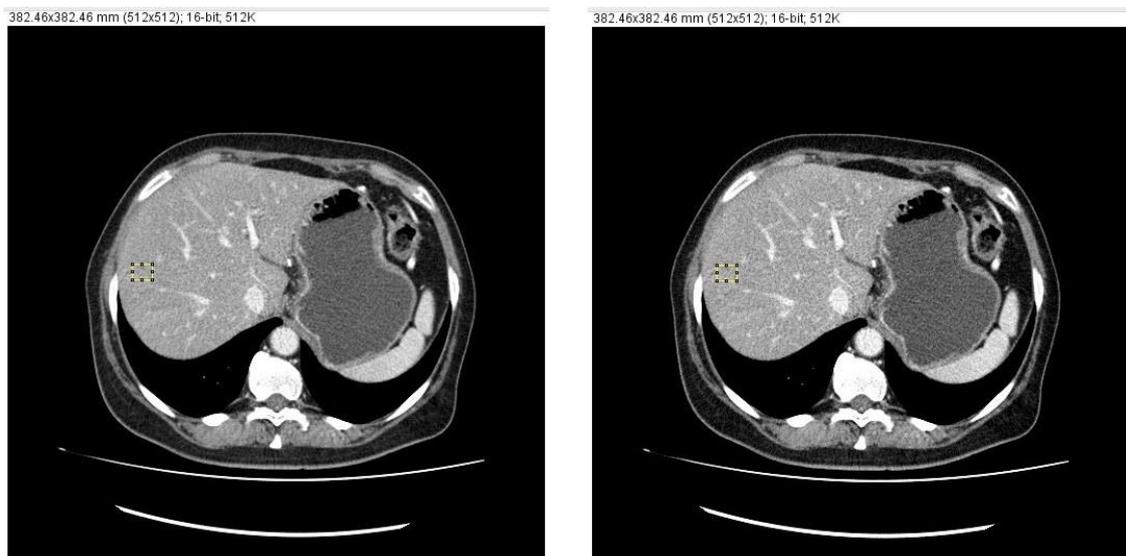


Figura 42 - À esquerda: imagem clínica do 5º Doente adquirida a 123 mA com corte localizado a -258,5 mm e reconstruída com função FC08 (Cedido por IPOFG com uso de *Toshiba® Aquilion 16-cortes*). À direita: imagem clínica virtual do 5º Doente simulada a 91,7 mA (Io-33%) com corte localizado a -258,5 mm e ROI utilizada.

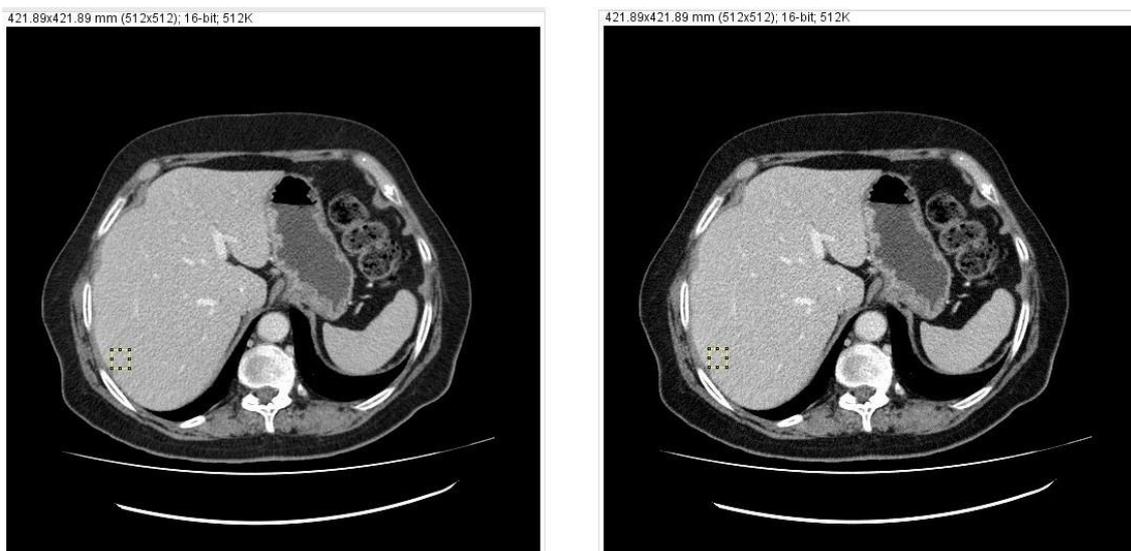


Figura 43 - À esquerda: imagem clínica do 12º Doente adquirida a 313 mA com corte localizado a -263,0 mm e reconstruída com função FC08 (Cedido por IPOFG com uso de *Toshiba® Aquilion 16-cortes*). À direita: imagem clínica virtual do 12º Doente simulada a 234,6 mA (Io-33%) com corte localizado a -263,0 mm e ROI utilizada.

Todos os parâmetros relevantes da qualidade da Imagem da ROI utilizada nas diversas simulações feitas em cada corte dos exames destes dois doentes deste conjunto serão apresentados em seguida. As diferenças percentuais entre valor de desvio padrão calculado e valor analisado na ROI de cada imagem virtual (diferença do valor calculado) serão mostradas:

- 5º Doente

Tabela 18 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 5º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	61	123	-258,5	94,842	18,2		
Io-33% (V)	45,9	91,7	-258,5	95,375	20,8	21,0	1,0%
Io (R)	62	124	-268,5	90,0	15,0		
Io-33% (V)	46,6	93,2	-268,5	89,9	17,1	17,3	1,2%
Io (R)	62	125	-278,5	85,8	14,5		
Io-33% (V)	46,6	93,2	-278,5	86,5	16,4	16,8	2,5%
Io (R)	62	125	-288,5	84,6	14,5		
Io-33% (V)	46,6	93,2	-288,5	83,8	16,9	16,7	1,2%
Io (R)	62	125	-298,5	79,8	16,0		
Io-33% (V)	46,6	93,2	-298,5	80,0	18,8	18,5	1,6%
Io (R)	62	125	-308,5	90,1	15,7		
Io-33% (V)	46,6	93,2	-308,5	90,1	18,1	18,2	0,1%
Io (R)	62	125	-318,5	84,8	16,2		
Io-33% (V)	46,6	93,2	-318,5	85,9	18,7	18,6	0,3%

- 12º Doente

Tabela 19 - Resultados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 12º Doente adquiridas e respetivas Imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	156	313	-263,0	120,6	17,2		
Io-33% (V)	117,3	234,6	-263,0	120,9	20,1	19,9	1,0%
Io (R)	158	316	-273,0	115,0	15,7		
Io-33% (V)	118,8	237,6	-273,0	115,0	18,1	18,1	0,1%
Io (R)	160	320	-283,0	118,8	14,6		
Io-33% (V)	133,3	266,7	-283,0	118,7	17,5	16,9	3,7%
Io (R)	162	324	-293,0	110,0	14,5		
Io-33% (V)	121,8	243,6	-293,0	110,3	16,5	16,7	0,9%
Io (R)	160	320	-303,0	115,4	16,8		
Io-33% (V)	133,3	266,7	-303,0	116,0	19,3	19,4	0,7%
Io (R)	169	338	-313,0	113,7	15,1		
Io-33% (V)	127,1	254,1	-313,0	113,7	17,1	17,4	1,5%
Io (R)	170	341	-323,0	115,0	13,8		
Io-33% (V)	127,8	255,6	-323,0	115,3	15,7	16,0	1,6%

Nas imagens referentes ao 5º doente, foi verificada uma diferença percentual média de 1,1%. Já no 12º doente foi obtida uma diferença percentual média de 1,4% em termos de quantidade de ruído na *ROI* das imagens virtuais criadas. No primeiro exame foram utilizados valores mais baixos de *I* comparando com os valores utilizados no 12º doente. Este último sendo um doente com um peso mais elevado e provavelmente com uma densidade corporal maior, é justificada a utilização de uma maior intensidade de corrente do tubo de RX ao longo dos cortes utilizados do exame de TAP.

Os restantes resultados detalhados dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas dos outros onze doentes e respetivas Imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose, podem ser visualizados no anexo 4.

Todas as diferenças percentuais de quantidade de ruído na *ROI* utilizada dos treze doentes são mostradas nas Tabela 20 e 21. São apresentados os valores resultantes da comparação entre os valores de desvio padrão final calculado e o desvio padrão analisado na *ROI* de cada imagem virtual:

Tabela 20 - Resumo das diferenças percentuais entre valor do desvio padrão final calculado e valor do desvio padrão analisado na *ROI* utilizada em cada imagem virtual. Valores referentes ao doente nº5 até ao doente nº11.

	Número do Doente						
	5	6	7	8	9	10	11
De <i>Io</i> para <i>Io-33%</i> : Dif. Valor calculado	1,0%	0,9%	2,5%	1,9%	6,5%	3,4%	1,3%
	1,2%	1,4%	1,9%	0,1%	2,3%	4,2%	1,0%
	2,5%	0,2%	1,8%	2,7%	2,0%	0,4%	0,3%
	1,2%	1,2%	2,3%	1,9%	1,2%	0,2%	1,7%
	1,6%	1,3%	1,9%	2,2%	2,4%	1,9%	2,1%
	0,1%	1,7%	1,3%	0,1%	0,2%	0,5%	0,1%
	0,3%	2,6%	2,7%	1,4%	0,6%	2,0%	3,0%
Dif. Valor médio calculado	1,1%	1,3%	2,0%	1,5%	2,2%	1,8%	1,4%
M/F	F	F	M	M	F	F	M
IMC	24,9	24,9	24,1	23,1	24,7	31,6	27,3

Tabela 21 - Resumo das diferenças percentuais entre valor do desvio padrão final calculado e valor do desvio padrão analisado na ROI utilizada em cada imagem virtual. Valores referentes ao doente nº12 até ao doente nº17.

	Número do Doente					
	12	13	14	15	16	17
De lo para lo-33%: Dif. Valor calculado	1,0%	1,8%	2,6%	1,6%	0,7%	1,1%
	0,1%	0,9%	0,9%	0,8%	2,5%	2,7%
	3,7%	1,7%	2,0%	1,1%	2,4%	1,9%
	0,9%	1,5%	2,0%	0,6%	1,1%	0,9%
	0,7%	0,0%	1,6%	1,0%	0,1%	0,5%
	1,5%	0,9%	2,7%	1,3%	0,4%	0,5%
	1,6%	3,5%	1,8%	0,8%	0,2%	0,3%
Dif. Valor médio calculado	1,4%	1,5%	1,9%	1,0%	1,1%	1,1%
M/F	F	M	M	F	M	M
IMC	31,3	31,3	31,3	27,7	26,8	33,8

Neste 2º conjunto de Imagens (de exames TAP) foi necessário utilizar ROI's diferentes entre cortes devido à presença de maiores variações de HU's entre as imagens. Esta situação não foi verificada nos exames de TC de Tórax analisados no 1º conjunto (exceto no 3º doente).

Através da análise dos resultados presentes na Tabela 20 e 21 é verificado que as diferenças percentuais do valor calculado relativamente ao ruído variam entre 0,0 e 6,5 %, com uma diferença média 1,5%. No 1º conjunto a diferença média foi de 1,1%.

As imagens clínicas virtuais do 2º conjunto foram depois introduzidas novamente no PACS e foram transferidas para as médicas de forma a ser feita a sua avaliação quanto à sua utilidade para diagnóstico. Os resultados do processo de avaliação serão descritos no próximo subcapítulo.

5. Avaliação da qualidade das imagens com simulação de menor dose

As imagens clínicas virtuais utilizadas no trabalho foram alvo de uma avaliação por parte de duas médicas radiologistas quanto à sua utilidade em diagnóstico. Foram avaliadas relativamente à quantidade de ruído, presença e interferência de artefactos na visualização e aceitabilidade de diagnóstico, numa escala de um a cinco. Na escala o valor de um foi considerado como insatisfatório e o cinco como ótimo.

5.1. Avaliação 1º conjunto de imagens clínicas

Na avaliação feita ao 1º conjunto de imagens clínicas, provenientes de exames de TC de Tórax, não foi possível obter grandes resultados práticos devido à pouca utilidade em diagnóstico das imagens do fígado neste tipo de exames. No entanto, foi feita a avaliação das simulações realizadas com ruído adicionado relativamente aos parâmetros de interesse já enunciados:

Tabela 22 - Resumo da avaliação prática realizada pelas médicas radiologistas do IPOFG às imagens clínicas do 1º conjunto. (Escala: Desde 1- insatisfatório a 5-Ótimo).

Número do Doente	Ruído	Artefactos	Aceitabilidade de Diagnóstico
1	1	1	3
2	3	5	4
3	1	5	4
4	1	1	3

Perante os resultados obtidos é verificado que em termos de quantidade de ruído quase todas elas apresentaram ruído excessivo na imagem. Apenas as imagens virtuais do exame do 2º doente foram satisfatórias neste parâmetro. Quanto aos artefactos existiu muita interferência em imagens do 1º e 4º doente, no entanto nenhum artefacto foi visualizado nas imagens do 2º e 3º doente. Todas as imagens eram aceitáveis ou muito aceitáveis pela equipa avaliadora numa situação de uso diagnóstico. Apresentando este conjunto uma amostra pequena e devido à maior utilidade das imagens de exames de TAP para a visualização da região do fígado, o 2º conjunto foi avaliado com maior rigor onde se fez a comparação dos vários parâmetros em imagens processadas com e sem ruído adicionado. O próximo subcapítulo irá detalhar os resultados dessa avaliação.

5.2. Avaliação 2º conjunto de imagens clínicas

Neste 2º conjunto avaliado, consideraram-se todas as imagens dos treze doentes para efeitos de avaliação. Foram ainda calculados os valores de IMC de cada doente e anotados os valores de $CTDI_{vol}$ retirados do cabeçalho DICOM® de uma imagem de cada exame. Os resultados da avaliação prática realizada pelas médicas radiologistas do IPOFG às imagens clínicas do 2º conjunto com e sem ruído adicionado, foram separados em duas tabelas. Na tabela 23 são verificados os resultados dos doentes do sexo feminino e na tabela 24 do sexo masculino. Os dados foram organizados por ordem crescente de IMC:

Tabela 23 Resumo da avaliação prática realizada pelas médicas radiologistas do IPOFG às imagens clínicas do 2º conjunto de doentes do sexo feminino. (Escala: Desde 1- insatisfatório a 5-Ótimo).

Nº do Doente	Imagens c/ruído				Imagens s/ ruído		
	IMC	Ruído	Artefactos	Aceit. Diagnóstico	Ruído	Artefactos	Aceit. Diagnóstico
9	24,7	4	3	4	4	4	4
5	24,9	3	2	2	3	2	2
6	24,9	3	2	2	4	4	4
15	27,7	3	5	3	3	3	4
12	31,3	4	5	4	4	4	4
10	31,6	2	2	2	2	3	3

Tabela 24 - Resumo da avaliação prática realizada pelas médicas radiologistas do IPOFG às imagens clínicas do 2º conjunto de doentes do sexo masculino. (Escala: Desde 1- insatisfatório a 5-Ótimo).

Nº do Doente	Imagens c/ruído				Imagens s/ ruído		
	IMC	Ruído	Artefactos	Aceit. Diagnóstico	Ruído	Artefactos	Aceit. Diagnóstico
8	23,1	4	4	4	4	4	4
7	24,1	1	2	2	2	3	3
16	26,8	4	4	4	4	4	4
11	27,3	4	3	4	4	4	4
13	31,3	3	4	4	4	3	4
14	31,3	2	3	3	3	4	4
17	33,8	3	2	3	2	3	3

Para que haja uma melhor compreensão dos resultados, serão apresentados gráficos resumo de todas as avaliações descritas nas tabelas anteriores tendo como base o IMC e o Peso dos doentes:

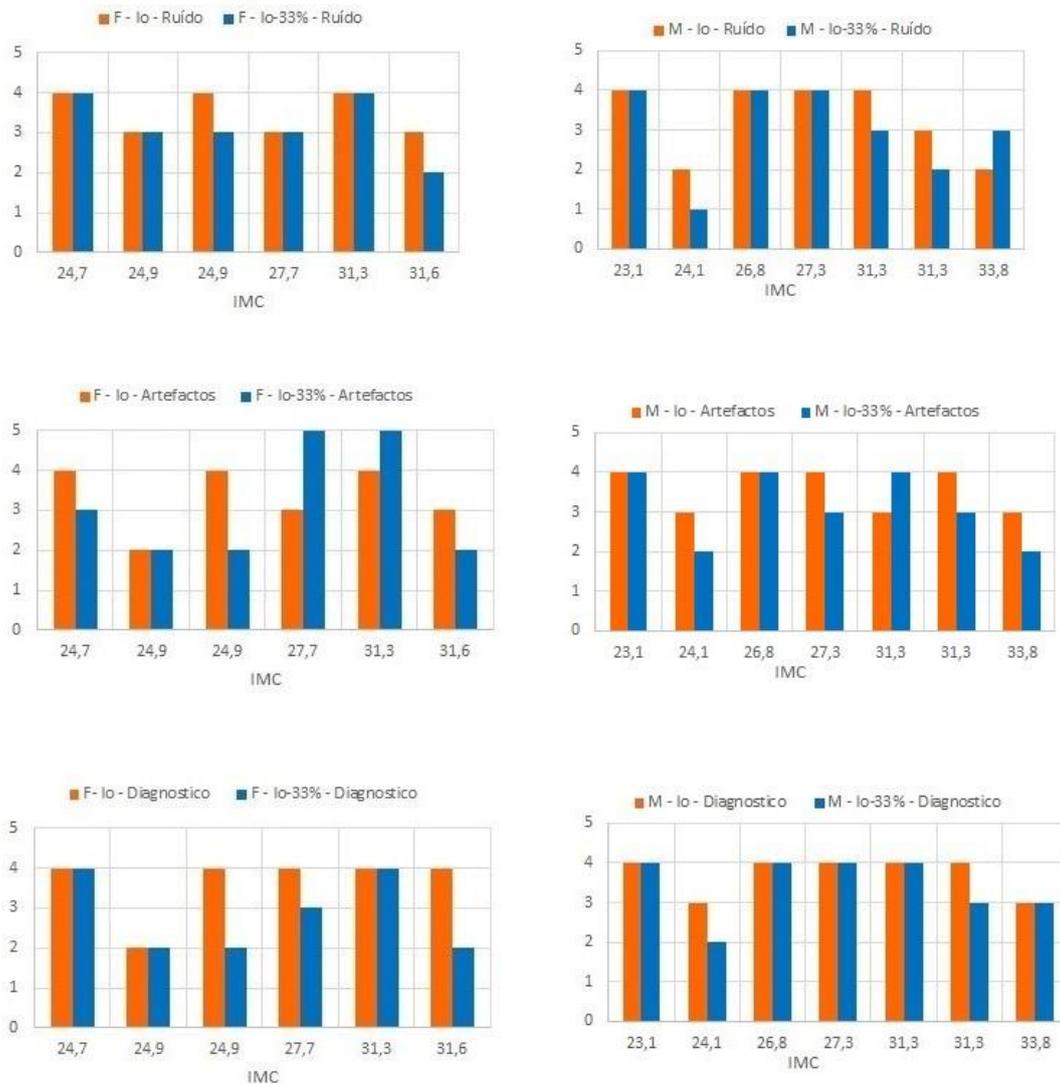


Figura 44 – Resumo de todas as avaliações de acordo com a quantidade de ruído, interferência e presença de artefactos e aceitabilidade de diagnóstico com base no IMC dos doentes. Indicado a vermelho as imagens sem ruído adicionado e a azul as imagens com ruído adicionado. À esquerda: Resultados dos doentes do sexo feminino; À direita: Resultados dos doentes do sexo masculino.

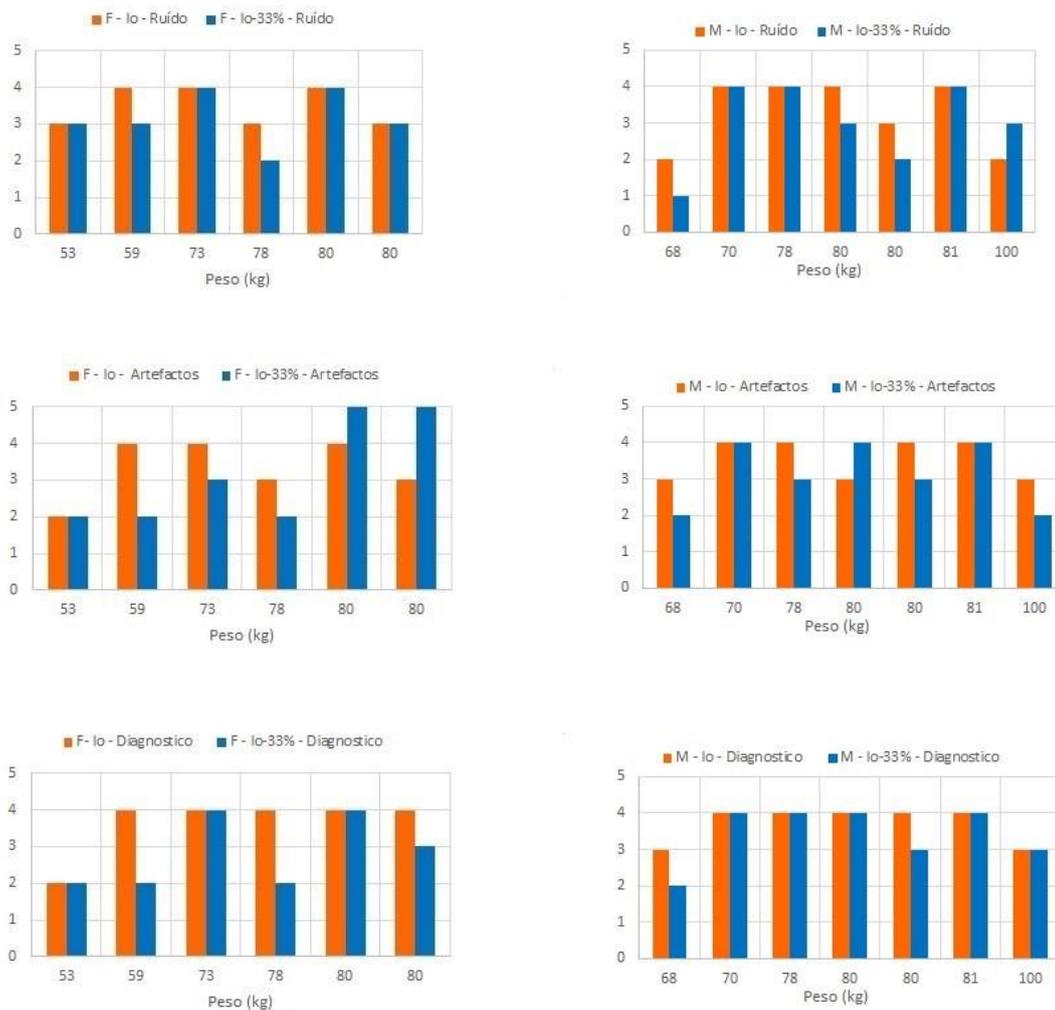


Figura 45 - Resumo de todas as avaliações de acordo com a quantidade de ruído, interferência e presença de artefactos e aceitabilidade de diagnóstico com base no Peso dos doentes. Indicado a vermelho as imagens sem ruído adicionado e a azul as imagens com ruído adicionado. À esquerda: Resultados dos doentes do sexo feminino; À direita: Resultados dos doentes do sexo masculino.

Através da análise dos resultados obtidos após a avaliação das imagens por parte das duas médicas radiologistas, foi verificado que no geral a adição de ruído no conjunto de imagens clínicas piora a apreciação das mesmas, como era esperado. No entanto, foram observados alguns casos, como o do exame do 8º doente (70 kg, IMC=23,1) onde a avaliação feita nos três parâmetros não se altera ao longo da avaliação.

Na aceitabilidade em diagnóstico, as imagens com ruído adicionado regra geral pioraram e no máximo ficaram com a mesma avaliação dada à imagem real respetiva. Imagens reais classificadas como de baixa qualidade para diagnóstico, mantiveram a mesma avaliação após o processo de simulação de adição de ruído (redução em 33% da dose inicial). Já imagens reais com bastante qualidade, deram origem a imagens virtuais consideradas com qualidade de diagnóstico após a adição de ruído.

Casos como o do 12º e 15º Doente em que existiu uma melhoria na avaliação de alguns parâmetros em comparação com a imagem real respetiva, são importantes para verificar que a metodologia utilizada na avaliação foi subjetiva e necessita que seja melhorada. Muito provavelmente a avaliação destas imagens foi feita na sua fase inicial, levando a estes resultados.

Alguns fabricantes como a *Siemens*® defendem que o nível de ruído deve depender do tamanho do doente, devendo ser menor em doentes pequenos e maior para doentes grandes.(30) A presença de maior ruído segundo o estudo é menos crítica em doentes com mais de 80 kg. Os resultados da avaliação das imagens foram analisados em função do peso e do IMC dos doentes, no entanto não foi observada qualquer dependência clara da obtenção da imagem clínica com nenhum destes parâmetros. Esse facto pode estar relacionado com o tamanho da amostra e com a possibilidade da mesma ser bastante homogénea.

O processo de simulação com vista a reduzir 33% da dose nos exames com o protocolo de aquisição do IPOFG analisado, leva a concluir que não será prudente efetuar uma redução desta ordem. Isto é, foram observados alguns exames em que a qualidade de diagnóstica verificada na imagem real foi bastante reduzida ao ser diminuída a sua dose em 33% (ex: 6º Doente).

Assim é concluído que a redução de dose feita no protocolo de aquisição não pode ser de 33%, pois o mesmo está bastante otimizado.

Conclusão

Foi desenvolvido um código para manipular imagens *DICOM*[®], acrescentando ruído para simular uma aquisição com menor dose.

O código desenvolvido foi testado em fantasmas para permitir a comparação entre imagens com ruído adicionado e imagens reais adquiridas com menor dose. Foi verificada uma boa concordância em termos de ruído entre as imagens virtuais e os valores esperados (diferença relativa máxima de 4%), bem como entre as imagens virtuais e as imagens reais adquiridas com menor dose (diferença relativa máxima de 10%). Esta comparação revela ainda algumas diferenças entre os valores de ruído esperados e os valores de ruído em imagens reais. As mesmas são esporádicas na análise e não sistemáticas, podendo dever-se a prováveis flutuações do sistema de aquisição. Este é um ponto interessante, que poderá ser aprofundado posteriormente. Após a análise do desempenho em imagens de fantoma, o processo foi testado em quatro exames clínicos de Tórax onde existiu uma concordância estatística com os resultados em fantoma na diferença relativa entre o valor calculado e o valor obtido nas imagens virtuais. Não foram obtidos resultados conclusivos na avaliação devido ao valor nulo destes exames de Tórax em diagnóstico da zona do fígado.

Assim, foi selecionada uma amostra de 13 exames com características adequadas ao estudo pretendido, as quais foram definidas em colaboração com duas Médicas Radiologistas experientes. Foram usados exames toraco-abdomino-pélvicos realizados com contraste em fase venosa. Seis destes exames foram realizados em doentes do sexo feminino, três deles com IMC de 25 e outros três com IMC entre 31 e 32. Os restantes sete exames foram realizados em doentes do sexo masculino, dois deles com IMC de 23-24, dois com 27 e os restantes três entre 31 e 34.

Após adição de ruído, a diferença média relativa encontrada entre o valor esperado e o valor de ruído obtido na imagem virtual foi de 1,5%, em comparação com os 1,1% obtidos no 1º conjunto de imagens de exames de Tórax.

A avaliação da qualidade de imagem foi feita pelas mesmas médicas radiologistas que participaram no processo de seleção. A apreciação das imagens foi pior nas imagens com ruído em relação às imagens reais adquiridas, facto já esperado. Os resultados obtidos levaram a concluir que uma redução de 33% de dose nos exames efetuados com este protocolo seria excessiva. Apesar disso, este processo de simulação poderá ser utilizado no futuro no mesmo protocolo mas com uma redução de dose menor (na ordem dos 10% ou 15%) de forma a avaliar se realmente todas as imagens da amostra

preservam uma qualidade de imagem que permite o diagnóstico. Foi concluído assim que o protocolo está bastante otimizado.

A metodologia utilizada para a avaliação deve ser seguramente melhorada. Isto é, a presença de subjetividade nas avaliações iniciais não foi compensada por repetição, facto que deve ser tido em conta em futuras avaliações efetuadas do processo.

Além disso, apesar de terem sido avaliadas imagens criadas com o mesmo protocolo para todos os doentes, algumas imagens reais apresentaram uma apreciação bastante pior que outras. Esta diferença provavelmente estará relacionada com as características individuais dos doentes e/ou a utilização de uma centragem diferente na *gantry*.

Os resultados foram também analisados em função do peso e IMC dos doentes mas não foi observada nenhuma relação entre o aumento do ruído e o tamanho, peso ou IMC dos doentes. A possibilidade futura de aplicar o processo de simulação de adição numa amostra maior pode levar a retirar resultados mais conclusivos sobre este tema. Foi verificada também a necessidade de estudar melhor as variações do ruído em exames adquiridos com a mesma intensidade de corrente constante, de forma a que sejam estabelecidos limites ao método. É provável que variações de dose na ordem dos 5% não sejam conclusivas caso as flutuações do equipamento ultrapassem esse valor.

A adição de ruído em imagens clínicas permitiu avaliar possibilidades de redução de dose num protocolo do IPOFG reduzindo a necessidade de recorrer a situações de tentativa e erro. No futuro este trabalho poderá ajudar a identificar protocolos não otimizados, e até a variação ótima da carga do tubo por rotação com o tamanho do doente, utilizando uma amostra muito mais numerosa e com a possibilidade de estender a análise a outros protocolos e a equipamentos de outros fabricantes.

Referências Bibliográficas

1. IAEA. IAEA-TECDOC-1621 Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence : A feasible/demonstration study. 2009;
2. Koller CJ, Eatough JP, Bettridge a. Variations in radiation dose between the same model of multislice CT scanner at different hospitals. Br J Radiol. 2003;76(911):798–802.
3. Lee CH, Goo JM, Ye HJ, Ye S-J, Park CM, Chun EJ, et al. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. Radiographics. 2008;28(5):1451–9.
4. Goldman AR, Maldjian PD. Reducing radiation dose in body CT: A practical approach to optimizing CT protocols. Am J Roentgenol. 2013;200(4):748–54.
5. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The Essential Physics of Medical Imaging. Wolters Kluwer Health; 2011. p. 312-371.
6. Yoshida/Dental. Yoshida Dental [Internet]. [citado a 8 Junho 2015]. Disponível em http://www.yoshidanet.co.jp/en/products/xraysystems/ct/finecube/img/ct_hako_en.gif
7. Physics/Central. Physics Central [Internet]. [cited 2015 Aug 6]. Available from: <http://www.physicscentral.com/explore/action/images/scans-img2.gif>
8. Turner JE. Atoms, Radiation, and Radiation Protection. Wiley; 2007. p. 173-209.
9. Dance D, Christofides S, Maidment A, McLean I, Ng K. Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students [Internet]. 2014 [citado a 5 Abril 2015].Disponível: <http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/8841/Diagnostic-Radiology-Physics-A-Handbook-for-Teachers-and-Students>.
10. Toshiba Medical systems. C. Manual de Operação para o TC Toshiba Aquilion RXL; 2011.
11. Seeram E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. Elsevier Health Sciences; 2013.
12. AAPM. CT Image Reconstruction [Internet]. [citado em 12 Junho 2015]. Disponível em: <https://www.aapm.org/meetings/02AM/pdf/8372-23331.pdf>
13. Beutel J, Kundel HL, Van Metter RL. Handbook of Medical Imaging: Physics and

- psychophysics. SPIE Press; 2000.
14. Bushberg J. The Essential Physics of Medical Imaging [Internet]. Williams & Wilkins; 1994. Disponível em: <https://books.google.pt/books?id=hR5ztgAACAAJ>
 15. Rubin GD, Rofsky NM. CT and MR Angiography: Comprehensive Vascular Assessment [Internet]. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2009. Disponível em: <https://books.google.pt/books?id=smAFCx06G4EC>
 16. Britten a. J, Crotty M, Kiremidjian H, Grundy a., Adam EJ. The addition of computer simulated noise to investigate radiation dose and image quality in images with spatial correlation of statistical noise: An example application to X-ray CT of the brain. *Br J Radiol.* 2004;77(916):323–8.
 17. Catalano C, Francone M, Ascarelli A, Mangia M, Iacucci I, Passariello R. Optimizing radiation dose and image quality. *Eur Radiol Suppl.* 2007;17(SUPPL. 6):26–32.
 18. C. González R, E. Woods R, L. Eddins S. Digital image processing using MATLAB. Education. 2004. p. 201-414.
 19. MadalenaDICOM [Internet]. [citado em 20 Abril 2015]. Disponível em: <http://www.eyephysics.com/Madena/MadenaDICOM.html>
 20. Prince JL. Medical Imaging Signals and Systems [Internet]. Prentice Hall; 2012. Disponível em: <https://books.google.pt/books?id=4JgWLwEACAAJ>
 21. Robertson C, George SC. Theory and practical recommendations for autocorrelation-based image correlation spectroscopy. *J Biomed Opt* [Internet]. [citado em 25 Junho 2015];17(8):080801–1. Disponível em: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3414238&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
 22. Gonzalez RC, Woods RE. Digital Image Processing [Internet]. Pearson/Prentice Hall; 2008. Disponível em: <https://books.google.pt/books?id=8uGOnjRGEzoC>
 23. Von Neumann J. Various techniques used in connection with random digits. *Natl Bur Stand Appl Math.* 1951;Series 12:36–8.
 24. Niederreiter H. Random Number Generation and Quasi-Monte Carlo Methods [Internet]. Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM, 3600 Market Street, Floor 6, Philadelphia, PA 19104); 1992. Disponível em: https://books.google.pt/books?id=3CN3_osvqTcC

25. Matlab. Random Numbers [Internet]. [citado em 4 Março 2015]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/moler/random.pdf>
26. Juluru K, Shih JC, Ra a., Comunale JP, Delaney H, Greenberg ED, et al. Effects of increased image noise on image quality and quantitative interpretation in brain CT perfusion. *Am J Neuroradiol.* 2013;34(8):1506–12.
27. Matlab. Add Noise to Image [Internet]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/help/images/ref/imnoise.html>
28. Won Kim C, Kim JH. Realistic simulation of reduced-dose CT with noise modeling and sinogram synthesis using DICOM CT images. *Med Phys.* 2014;41(1):011901.
29. Zabić S, Wang Q, Morton T, Brown KM. A low dose simulation tool for CT systems with energy integrating detectors. *Med Phys.* 2013;40(3):031102.
30. Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, Dalal T, Suess C, Flohr T, et al. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *Am J Roentgenol.* 2006;186(3):673–9.
31. Turner AC, Zankl M, DeMarco JJ, Cagnon CH, Zhang D, Angel E, et al. The feasibility of a scanner-independent technique to estimate organ dose from MDCT scans: using CTDIvol to account for differences between scanners. *Med Phys.* 2010;37(4):1816–25.
32. MHRA. MHRA 04045: Toshiba Aquilion 16 CT Scanner Technical Evaluation. *MHRA Reports.* 2011;75(Janeiro).
33. The Phantom Laboratory I. Catphan® 504 Manual. Greenwich, UK; 2013.
34. Matlab [Internet]. [citado em 13 Junho 2015] Disponível em: <http://www.mathworks.com/products/matlab/>
35. Matlab. Read DICOM Image [Internet]. [citado em 14 Julho 2015]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/help/images/ref/dicomread.html>
36. ImageJ. Plot Profile [Internet]. [citado em 14 Julho 2015]. Disponível em: http://imagejdocu.tudor.lu/doku.php?id=gui:analyze:plot_profile
37. Veldkamp WJH, Kroft LJM, Van Delft JP a, Geleijns J. A technique for simulating the effect of dose reduction on image quality in digital chest radiography. *J Digital Imaging.* 2009;22(2):114–25.
38. Ferreira T, Rasband W. ImageJ 1.46r User Guide. 2012.

Anexos

1. Funções de reconstrução Toshiba Aquillion 16-cortes

12.1.4 Reconstruction functions

The reconstruction function can be selected from among those shown below.

<p>(1) For scanoscopy</p> <p>Smooth FL01 ↓ FL02 FL03 FL04 Sharp</p>	<p>(2) For the abdomen (with BHC processing)⁷</p> <p>Smooth FC01 ↓ FC02 FC03 FC04 FC05 Sharp</p>	<p>(3) For the abdomen (with BHC processing)⁸</p> <p>Smooth FC07 ↓ FC08 FC09 Sharp</p>
<p>(4) For the abdomen (without BHC processing)⁷</p> <p>Smooth FC11 ↓ FC12 FC13 FC14 FC15 Sharp</p>	<p>(5) For the abdomen (without BHC processing)⁴</p> <p>Smooth FC17 ↓ FC18 FC19 Sharp</p>	<p><i>The contours are much more enhanced in *2 and *4 than in *1 and *3.</i></p>
<p>(6) For the head (with BHC processing)⁷</p> <p>Smooth FC20 ↓ FC21 FC22 FC23 FC24 FC25 FC26⁷ Sharp</p> <p>*7: Contrast enhancement</p>	<p>(7) For the head (with BHC processing)⁸</p> <p>Smooth FC62 ↓ FC63 FC64 FC65 FC66 FC67⁷ FC68⁷ Sharp</p> <p><i>The image quality of *8 is sharper than that of *5.</i></p> <p>*7: Contrast enhancement</p>	<p>(8) For the head (without BHC processing)</p> <p>Smooth FC41 ↓ FC42 FC43 FC44 Sharp</p>
<p>(9) For bone⁷</p> <p>Smooth FC30 Sharp FC31</p>	<p>(10) For bone⁷</p> <p>FC35</p> <p><i>The image quality of *6 is sharper than that of *8.</i></p>	<p>(11) For the inner ear and bone</p> <p>Smooth FC80 Sharp FC81</p>
<p>(12) For the pediatric head (without BHC processing)</p> <p>Smooth FC46 ↓ FC47 FC48 FC49⁷ Sharp</p> <p>*7: Contrast enhancement</p>	<p>(13) For the lung fields¹⁰</p> <p>Smooth FC50 ↓ FC51 FC52 FC53 Sharp</p>	<p>(14) For the lung fields¹¹</p> <p>Smooth FC55 Sharp FC56</p> <p><i>The image quality of *11 is sharper than that of *10.</i></p>
<p>(15) For high resolution for the lung fields</p> <p>Smooth FC83 ↓ FC84 FC85 FC86 Sharp</p>	<p>(16) For Xe-Study</p> <p>FC60</p>	

NOTE: BHC (Beam Hardening Correction) processing:

This processing reduces artifacts such as cupping artifacts of the head and CT number reduction at the apex of the lung, caused by X-ray beam hardening due to bones. It is recommended that BHC processing be used for reconstruction of data obtained by head scanning.

Figura 46 – Resumo das funcionalidades que cada função de reconstrução está destinada. (Imagem adaptada de eXam Plan Management).

2. Janelas de Visualização IPOPFPG

Tabela 25 – Janelas de Visualização utilizadas no IPOPFPG.

Finalidade	WC	WW
Osso	500	1500
Tecidos moles	50	400
Parênquima	-600	1600
Fígado	100	150
Cerebral base do crânio	50	180
Cerebral	45	120
Vasos calcificados	300	1300
Abdómen	50	400

3. Características dos Doentes da Amostra

3.1. 1º Conjunto de imagens clínicas

Tabela 26 – Doentes do 1º conjunto de imagens clínicas

Nº Doente	Sexo	Peso (Kg)	Altura (cm)	Idade (Anos)	IMC
1	F	48	160	49	18,8
2	M	69	165	77	25,3
3	M	75	162	48	28,6
4	M	80	168	78	28,3

3.2. 2º Conjunto de imagens clínicas

Tabela 27 – Doentes do 2º Conjunto de imagens clínicas

Nº Doente	Sexo	Peso (Kg)	Altura (cm)	Idade (Anos)	IMC
5	F	53	146	60	24,9
6	F	59	154	58	24,9
7	M	68	168	74	24,1
8	M	70	174	51	23,1
9	F	73	172	39	24,7
10	F	78	157	54	31,6
11	M	78	169	82	27,3
12	F	80	160	69	31,3
13	M	80	160	63	31,3
14	M	80	160	81	31,3
15	F	80	170	67	20,8
16	M	81	174	26	26,8
17	M	100	172	55	33,8

4. Resultados detalhados - imagens clínicas

Tabela 28 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 6º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	115	230	-274,5	114,5	15,0		
Io-33% (V)	86,5	172,9	-274,5	114,8	17,1	17,2	0,9%
Io (R)	115	231	-284,5	-5,8	16,2		
Io-33% (V)	86,5	172,9	-284,5	-6,0	18,4	18,7	1,4%
Io (R)	117	234	-294,5	115,6	15,4		
Io-33% (V)	88,0	175,9	-294,5	115,8	17,7	17,8	0,2%
Io (R)	119	238	-304,5	120,0	17,8		
Io-33% (V)	89,5	179,0	-304,5	120,7	20,7	20,5	1,2%
Io (R)	120	240	-314,5	114,4	15,4		
Io-33% (V)	90,2	180,5	-314,5	114,4	18,0	17,8	1,3%
Io (R)	120	240	-324,5	116,8	15,3		
Io-33% (V)	90,2	180,5	-324,5	117	17,4	17,7	1,7%
Io (R)	120	240	-334,5	120,1	16,3		
Io-33% (V)	90,2	180,5	-334,5	120,4	18,3	18,8	2,6%

Tabela 29 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 7º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	99	198	-242,0	111,5	19,2		
Io-33% (V)	74,4	148,9	-242,0	112,4	22,6	22,1	2,5%
Io (R)	109	219	-252,0	115,4	18,4		
Io-33% (V)	82,0	163,9	-252,0	115,1	21,6	21,2	1,9%
Io (R)	113	226	-262,0	115,8	18,2		
Io-33% (V)	84,9	169,9	-262,0	115,9	20,6	20,9	1,8%
Io (R)	115	231	-272,0	127,9	18,6		
Io-33% (V)	86,5	172,9	-272,0	127,8	21,9	21,4	2,3%
Io (R)	118	236	-282,0	108,5	14,0		
Io-33% (V)	88,7	177,4	-282,0	107,9	16,5	16,2	1,9%
Io (R)	116	240	-292,0	109,3	16,4		
Io-33% (V)	87,2	180,5	-292,0	108,6	19,2	18,9	1,3%
Io (R)	114	228	-302,0	121,6	15,4		
Io-33% (V)	85,7	171,4	-302,0	121,6	17,3	17,8	2,7%

Tabela 30 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 8º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	119	238	-264,0	102,2	15,8		
Io-33% (V)	89,5	178,9	-264,0	101,9	18,6	18,3	1,9%
Io (R)	121	243	-274,0	99,3	16,6		
Io-33% (V)	91,0	181,9	-274,0	99,5	19,18	19,2	0,1%
Io (R)	123	246	-284,0	98,9	15,03		
Io-33% (V)	92,5	185,0	-284,0	98,6	17,8	17,3	2,7%
Io (R)	119	238	-294,0	104,4	15,4		
Io-33% (V)	89,5	179,0	-294,0	105,4	17,5	17,8	1,9%
Io (R)	114	229	-304,0	107,3	14,6		
Io-33% (V)	85,7	171,4	-304,0	107,4	17,2	16,8	2,2%
Io (R)	110	220	-314,0	103,4	14,3		
Io-33% (V)	82,7	165,4	-314,0	103,2	16,5	16,5	0,1%
Io (R)	106	212	-324,0	102,0	16,0		
Io-33% (V)	79,7	159,4	-324,0	101,3	18,7	18,4	1,4%

Tabela 31 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 9º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	83	166	-336,5	113,5	14,3		
Io-33% (V)	62,4	124,8	-336,5	113,2	15,5	16,6	6,5%
Io (R)	84	168	-346,5	108,2	12,1		
Io-33% (V)	63,2	126,3	-346,5	107,9	14,2	13,9	2,3%
Io (R)	85	170	-356,5	109,4	14,4		
Io-33% (V)	63,91	127,8	-356,5	109,1	16,9	16,6	2,0%
Io (R)	86	172	-366,5	110,6	15,3		
Io-33% (V)	64,7	129,3	-366,5	111,1	17,8	17,7	1,2%
Io (R)	84	168	-376,5	106,2	15,9		
Io-33% (V)	63,2	126,3	-376,5	105,4	18,0	18,4	2,4%
Io (R)	81	163	-386,5	115,4	14,2		
Io-33% (V)	60,9	121,8	-386,5	115,2	16,4	16,4	0,2%
Io (R)	79	158	-396,5	117,8	14,2		
Io-33% (V)	59,4	118,8	-396,5	117,7	16,5	16,4	0,6%

Tabela 32 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 10º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	79	166	-279,5	108,1	19,05		
Io-33% (V)	59,4	124,8	-279,5	109,3	21,2	22,0	3,4%
Io (R)	84	168	-289,5	98,2	17,3		
Io-33% (V)	63,2	126,3	-289,5	97,8	19,1	19,9	4,2%
Io (R)	88	170	-299,5	100,5	18,7		
Io-33% (V)	66,2	127,8	-299,5	101,1	21,5	21,6	0,4%
Io (R)	60	172	-309,5	108,8	16,7		
Io-33% (V)	45,1	129,3	-309,5	109,8	19,3	19,3	0,2%
Io (R)	92	185	-319,5	105,9	12,2		
Io-33% (V)	69,2	138,4	-319,5	105,0	13,8	14,1	1,9%
Io (R)	92	185	-329,5	109,1	16,6		
Io-33% (V)	69,2	138,4	-329,5	108,0	19,2	19,1	0,5%
Io (R)	92	185	-339,5	107,5	15,3		
Io-33% (V)	69,2	138,4	-339,5	107,6	17,9	17,6	2,0%

Tabela 33 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas do 11º Doente adquiridas e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	149	298	-242,0	93,7	13,9		
Io-33% (V)	112,0	224,1	-242,0	93,7	16,3	16,1	1,3%
Io (R)	159	319	-252,0	103,1	15,1		
Io-33% (V)	119,6	239,1	-252,0	102,9	17,6	17,5	1,0%
Io (R)	170	340	-262,0	104,4	16,4		
Io-33% (V)	127,8	255,6	-262,0	104,4	18,8	18,9	0,3%
Io (R)	167	334	-272,0	103,6	15,7		
Io-33% (V)	125,6	251,1	-272,0	103,9	17,8	18,1	1,7%
Io (R)	163	326	-282,0	108,5	15,3		
Io-33% (V)	122,6	245,1	-282,0	108,8	17,3	17,7	2,1%
Io (R)	159	318	-292,0	114,8	15,1		
Io-33% (V)	119,6	239,1	-292,0	114,3	17,4	17,4	0,1%
Io (R)	155	310	-302,0	110,1	14,2		
Io-33% (V)	116,5	233,1	-302,0	109,6	16,8	16,3	3,0%

Tabela 34- Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 13º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	138	276	-278,5	64,3	16,3		
Io-33% (V)	103,8	207,5	-278,5	64,4	19,1	18,7	1,8%
Io (R)	151	302	-288,5	76,2	16,2		
Io-33% (V)	113,5	227,7	-288,5	76,9	18,5	18,6	0,9%
Io (R)	156	312	-298,5	74,1	15,9		
Io-33% (V)	117,3	234,6	-298,5	74,0	18,6	18,3	1,7%
Io (R)	161	322	-308,5	73,3	17,6		
Io-33% (V)	121,1	242,1	-308,5	73,8	20,6	20,3	1,5%
Io (R)	166	332	-318,5	82,3	17,5		
Io-33% (V)	124,8	249,6	-318,5	81,3	20,2	20,2	0,00%
Io (R)	138	276	-328,5	77,7	15,1		
Io-33% (V)	103,8	207,5	-328,5	77,7	17,2	17,4	0,9%
Io (R)	172	344	-338,5	79,2	16,2		
Io-33% (V)	129,3	258,7	-338,5	79,2	18,1	18,7	3,5%

Tabela 35 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 14º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	171	343	-250,0	104,6	16,1		
Io-33% (V)	128,6	257,1	-250,0	104,4	18,1	18,6	2,6%
Io (R)	173	347	-260,0	95,9	15,9		
Io-33% (V)	130,1	260,2	-260,0	95,3	18,6	18,4	0,9%
Io (R)	175	350	-270,0	99,6	16,8		
Io-33% (V)	131,6	263,2	-270,0	99,7	19,0	19,4	2,0%
Io (R)	176	352	-280,0	94,5	14,4		
Io-33% (V)	132,3	264,7	-280,0	94,7	16,2	16,5	2,0%
Io (R)	175	351	-290,0	98,6	16,5		
Io-33% (V)	131,6	263,2	-290,0	98,4	19,3	19,0	1,6%
Io (R)	175	350	-300,0	91,9	14,9		
Io-33% (V)	131,6	263,2	-300,0	91,8	16,7	17,2	2,7%
Io (R)	174	349	-310,0	88,6	17,0		
Io-33% (V)	130,8	261,7	-310,0	89,0	19,9	19,6	1,8%

Tabela 36 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 15º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	194	389	-290,0	94,8	17,8		
Io-33% (V)	145,9	291,7	-290,0	95,2	20,2	20,5	1,6%
Io (R)	191	383	-300,0	99,3	16,7		
Io-33% (V)	143,6	287,2	-300,0	98,9	19,4	19,3	0,8%
Io (R)	188	376	-310,0	87,1	19,6		
Io-33% (V)	141,4	282,7	-310,0	86,3	22,9	22,6	1,1%
Io (R)	184	369	-320,0	109,1	21,6		
Io-33% (V)	138,4	276,7	-320,0	108,6	25,1	24,9	0,6%
Io (R)	180	360	-330,0	98,4	20,7		
Io-33% (V)	135,3	270,7	-330,0	98,6	24,1	23,9	1,0%
Io (R)	175	351	-340,0	99,9	20,7		
Io-33% (V)	131,6	263,2	-340,0	99,7	24,2	23,9	1,3%
Io (R)	173	346	-350,0	97,8	20,6		
Io-33% (V)	130,1	260,2	-350,0	97,4	23,9	23,7	0,8%

Tabela 37 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 16º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose.

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	133	266	-307,5	104,2	13,8		
Io-33% (V)	100	200	-307,5	102,9	15,9	15,9	0,7%
Io (R)	139	278	-317,5	107,4	13,1		
Io-33% (V)	104,5	209,0	-317,5	107,5	14,8	15,2	2,5%
Io (R)	145	291	-327,5	110,3	13,9		
Io-33% (V)	109,0	218,1	-327,5	110,5	16,4	16,0	2,4%
Io (R)	147	295	-337,5	100,1	16,9		
Io-33% (V)	110,5	221,1	-337,5	100,3	19,3	19,5	1,1%
Io (R)	148	297	-347,5	107,6	15,8		
Io-33% (V)	111,3	222,6	-347,5	108,3	18,3	18,3	0,1%
Io (R)	150	300	-357,5	103,8	13,4		
Io-33% (V)	112,8	225,6	-357,5	103,6	15,5	15,4	0,4%
Io (R)	147	295	-367,5	106,0	16,6		
Io-33% (V)	110,5	221,1	-367,5	106,3	19,1	19,2	0,3%

Tabela 38 - Análise dos parâmetros de qualidade relevantes de imagens clínicas adquiridas do 17º Doente e respetivas imagens virtuais simulando aquisição com menos 33% de dose

	Q (mAs)	I (mA)	Localização do Corte (mm)	MPV	Desvio Padrão (σ)	Desvio Padrão final calculado (σ)	Dif. Valor calculado
Io (R)	209	419	-306,5	76,2	20,5		
Io-33% (V)	157,1	314,3	-306,5	76,6	23,9	23,6	1,1%
Io (R)	213	426	-316,5	73,5	19,9		
Io-33% (V)	160,2	320,3	-316,5	73,9	22,4	23,0	2,7%
Io (R)	212	424	-326,5	73,7	19,3		
Io-33% (V)	159,4	318,8	-326,5	74,2	22,6	22,2	1,9%
Io (R)	211	422	-336,5	74,9	19,6		
Io-33% (V)	158,7	317,3	-336,5	73,7	22,8	22,6	0,9%
Io (R)	209	419	-346,5	80,3	19,6		
Io-33% (V)	157,1	314,3	-346,5	80,5	22,5	22,6	0,5%
Io (R)	208	416	-356,5	74,2	19,0		
Io-33% (V)	156,4	314,3	-356,5	74,5	22,0	21,9	0,5%
Io (R)	207	414	-366,5	87,1	16,0		
Io-33% (V)	155,6	311,3	-366,5	87,1	18,4	18,4	0,3%