

INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DO PORTO

*Medição Automática do Diâmetro da
Aorta Torácica em Imagens de
Tomografia Computorizada*

Lia Sofia Martins Silva

Orientadores

Efficientia: Engenheiro Filipe Morais \ Mestre Ricardo Pinho
ISEP: Doutor António Sousa

MCIM – Mestrado em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

Porto, 19 de Novembro de 2012

*Medição Automática do Diâmetro da Aorta Torácica em
Imagens de Tomografia Computorizada*

A persistência é o caminho para o êxito.
Charles Spencer Chaplin

Agradecimentos

Em primeiro lugar, quero agradecer ao meu orientador do ISEP, o Doutor António Sousa, por toda a ajuda, paciência e dedicação oferecida ao longo do desenvolvimento deste trabalho. Toda a sua experiência, determinação e disponibilidade para me ajudar foram imprescindíveis para o sucesso deste projecto.

Ao Engenheiro Filipe Pires de Moraes e Mestre Ricardo Pinho, orientadores na *Efficientia*, por me darem esta oportunidade e me guiarem ao longo deste projecto, traçando metas semanais e dividindo o seu conhecimento comigo.

À equipa do Angio-TC do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia, Dr Nuno Bettencourt, Técnico Daniel e Técnica Mónica, pela a disponibilidade e simpatia em todas as vezes que lá me dirigi e por toda a informação que me forneceram, sem a qual seria muito mais difícil atingir os objectivos traçados.

Ao Engenheiro Samuel Silva pela ajuda prestada e pela partilha de experiência no que alude à utilização de ferramentas de processamento de imagem.

Agradeço ao Ricardo Silva por me ter ajudado quando mais precisei, sempre com uma palavra amiga e uma dedicação extrema. À Martinha Alves por todo o companheirismo nesta aventura de um ano. Ao Pedro Névoa por toda a ajuda prestada com o LaTeX. Ao André Sérgio por todo o apoio nas horas mais difíceis e pela paciência inesgotável.

Por fim, o meu muito obrigado a todos aqueles que não estão aqui mencionados mas que contribuíram directa ou indirectamente para o sucesso deste projecto.

Resumo

O calibre da artéria aorta torácica é avaliado em situações de suspeita de patologia ou em pacientes com pré-disposição para desenvolverem doenças vasculares. A medição das suas dimensões, em duas direcções diametralmente opostas é, assim, fulcral na avaliação desta estrutura. Para tal, o exame de primeira linha definido é a Angiografia por Tomografia Computorizada (Angio-TC), injectando-se um produto de contraste na veia radial que irá opacificar os vasos, permitindo a sua distinção das estruturas adjacentes. O presente trabalho, inserido na disciplina de Dissertação/ Projecto/ Estágio Profissional do Mestrado em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica e com a cooperação da empresa *Efficientia*, foi sugerido pela equipa de Angio-TC do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia (CHVNG) e tem por objectivo o desenvolvimento de uma aplicação para a medição e registo automático do diâmetro da aorta torácica em nove pontos anatómicos pré-definidos em imagens de Tomografia Computorizada (TC). A aplicação foi desenvolvida no ambiente integrado de processamento e análise de imagem, *Fiji*, sendo a metodologia composta pelas etapas de segmentação, desenho da linha central, determinação dos planos de cortes, segmentação e medição da aorta nos planos de corte. Os resultados obtidos pela metodologia proposta são concordantes com os obtidos por especialistas para o conjunto de teste utilizado neste trabalho.

Palavras-Chave: Aorta, TC, Fiji

Abstract

The thoracic aorta artery caliber is assessed whenever there is possible pathology or in patients with a predisposition to develop vascular disease. Aorta diameter measurement, in two diametrically opposed directions, is crucial in the evaluation of this structure. The current first-line exam for this assessment is the CT angiography (CTA), where a radiopaque contrast is injected in the radial vein which will enhance the vascular system from the adjacent structures. The present work, which is inserted in the Thesis/ Project/ Professional Internship subject of the Medical Computation and Instrumentation Engineering Masters, with the cooperation of Efficientia company, was suggested by the CTA team of the Vila Nova de Gaia Hospital Center. It aims at the automatic measurement and registering of thoracic aorta diameter at nine pre-defined anatomic points in CT images. The application was developed on an integrated ambiente of processing and image analysis, Fiji, and the methodology is composed by stages like segmentation, centerline drawing, cutting planes determination and measurement of aorta on the cutting planes. The results obtained by the proposed methodology are concordants with those obtained by specialists on the test set used in this work.

Key-Words: Aorta, CT, Fiji

Conteúdo

Agradecimentos	vi
Resumo	viii
Abstract	x
Conteúdo	xii
Lista de Figuras	xiv
Lista de Tabelas	xv
Abreviações	xvii
1. Introdução	1
1.1 <i>Overview</i>	1
1.2 Objectivos e Motivação	2
1.3 Colaboração	2
1.4 Organização da Tese	3
2. Estado da Arte	5
2.1 Tomomografia Computorizada	5
2.1.1 TC Multicorte	7
2.1.2 A imagem em TC	8
2.1.3 Angiografia por Tomografia Computorizada	9
2.2 Artéria Aorta	10
2.2.1 Porção Torácica da Aorta	11
2.2.2 Anatomia Radiológica da Aorta em TC	12
2.2.3 Diâmetro da Artéria Aorta	15
2.2.4 Características dos pontos de Medição	17
2.3 Problema a Resolver	19
2.4 Ferramentas de Processamento de Imagem	22
2.4.1 <i>Visualization Toolkit (VTK)</i>	24

2.4.2	<i>Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK)</i>	24
2.4.3	<i>Medical Imaging Interactive Toolkit (MITK)</i>	24
2.4.4	<i>Medical Image Processing and Visualization (MeVisLab)</i>	25
2.4.5	<i>Vascular Modeling Toolkit (VMTK)</i>	26
2.4.6	<i>Fiji Is Just ImageJ - Fiji</i>	28
3.	Medição Automática do Diâmetro da Aorta Torácica em TC	31
3.1	Metodologia proposta	31
3.2	Pré-processamento	32
3.3	Processamento	34
3.4	Análise	40
4.	Resultados	43
4.1	Resultados	43
4.2	Análise dos Resultados	46
4.3	Discussão dos Resultados	49
4.4	Optimização da Aplicação	53
4.5	Integração com um Visualizador	54
5.	Conclusão	57
	Bibliografia	59
	A. Fluxograma	63
	B. Instalação e Apresentação do <i>Fiji</i>	65
B.0.1	Apresentação do <i>Software</i>	66
B.0.2	Execução do <i>Script</i>	67

Lista de Figuras

2.1	Escala de cinzentos associado a uma gama de valores	7
2.2	Detectores em TC	7
2.3	Elementos das imagens	9
2.4	Opacificação dos vasos	10
2.5	Reconstrução 3D de um Angio-TC da aorta torácica	11
2.6	Artéria aorta	12
2.7	Artéria aorta em imagens TC	13
2.8	Artéria aorta em imagens TC	15
2.9	Artéria aorta em imagens TC	16
2.10	Pontos de medição da artéria aorta	18
2.11	Pontos de medição do diâmetro aórtico	20
2.12	Método de medição manual do diâmetro aórtico	21
2.13	Método de medição manual do diâmetro aórtico	22
2.14	Seios de Valsalva	22
2.15	Método de medição manual do diâmetro aórtico	23
2.16	<i>MITK</i>	25
2.17	<i>MeVisLab</i>	26
2.18	<i>Vascular Modeling Toolkit</i>	27
2.19	<i>Fiji</i>	29
3.1	Etapas da Metodologia	32
3.2	Metodologia do pré-processamento	33
3.3	Sistema de coordenadas físicas	33
3.4	Uma imagem da sequência original e após redução de 50%	34
3.5	Metodologia do processamento	35
3.6	Segmentação da imagem	36
3.7	Imagem volumétrica segmentada e imagem volumétrica da linha cen- tral da aorta	37
3.8	Imagem volumétrica da linha central	38
3.9	Correcção do erro da linha central	39
3.10	Metodologia da análise	40
3.11	Imagens obtidas/utilizadas no processo	41

3.12 Imagem resultante da análise	42
4.1 Gráfico de dispersão	47
4.2 Gráfico de dispersão	47
4.3 Gráfico de dispersão	48
4.4 Gráfico de dispersão	48
4.5 Erro no caso 7	49
4.6 Correção do erro no caso 7	51
4.7 <i>Centerline</i> anómala	52
4.8 Coartação Aórtica	52
4.9 Optimização da aplicação	54
4.10 Interface da aplicação no OsiriX	55
4.11 Verificação manual dos valores do diâmetro	56
A.1 Fluxograma	64
B.1 Instalação do <i>Fiji</i> em <i>Linux</i>	66
B.2 Instalação em <i>MacOSX</i>	67
B.3 Janela principal do <i>Fiji</i>	67
B.4 Processo de execução do <i>script</i>	69

Lista de Tabelas

2.1	Coeficientes de atenuação em UH	6
2.2	Legenda das imagens	17
2.3	Medidas de referência do diâmetro da aorta torácica	18
2.4	Legenda	19
4.1	Tamanho do vóxel	44
4.2	Diâmetros da aorta - Medição efectuada pelo CHVNG	44
4.3	Diâmetros da aorta - Medição efectuada pela aplicação com o método de elipse	45
4.4	Diâmetros da aorta - Medição efectuada pela aplicação com o método de <i>Feret</i>	46
4.5	Diâmetros da aorta - Medição efectuada pela aplicação com o método de elipse e pelo hospital	50
4.6	Tempo de processamento de cada etapa	53

Abreviações

TC	Tomografia Computorizada
TAC	Tomografia Axial Computorizada
RX	Raio-X
Angio-TC	Angiografia por Tomografia Computorizada
CTA	<i>Computed Tomography Angiography</i>
CHVNG	Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia
3D	Três Dimensões
VTK	<i>Visualization Toolkit</i>
ITK	<i>Insight Segmentation and Registration Toolkit</i>
MITK	<i>Medical Imaging Interactive Toolkit</i>
MeVisLab	<i>Medical Image Processing and Visualization</i>
VMTK	<i>Vascular Modeling Toolkit</i>
Fiji	<i>Fiji Is Just ImageJ</i>
UH	Unidades de Hounsfield
Tcl	<i>Tool Command Language</i>
Dicom	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CAD	<i>Computer Aided Diagnosis</i>
ROI	<i>Region of Interest</i>
Ao Asc	Aorta Ascendente
TBC	Tronco Braquiocefálico
ACE	Artéria Carótida Esquerda
ASE	Artéria Subclávia Esquerda
Ao Desc	Aorta Descendente
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
RM	Ressonância Magnética
r	Coefficiente de Correlação
LSC	Limite Superior de Correlação
LIC	Limite Inferior de Correlação

Introdução

1.1 *Overview*

Na década de 70 do século XX foi apresentada em Inglaterra, a Tomografia Computorizada (TC) provocando uma revolução na imagiologia ao permitir importantes avanços no campo do diagnóstico por imagem.

Através da utilização dos raios X (RX), o TC permite a obtenção de projecções do corpo em diferentes direcções que após serem reconstruídas através de processos matemáticos, exibem cortes/fatias do corpo como imagens digitais em tons de cinzento, cuja intensidade dos pontos assumem diferentes valores mediante a estrutura do tecido atravessado - estruturas mais densas aproximam-se de tons mais claros. Com a tecnologia multicorte é possível efectuar a análise de múltiplos cortes em simultâneo, utilizando a radiação de modo mais eficiente, diminuindo desta forma a radiação recebida pelo paciente.

Este método imagiológico está na primeira linha para o diagnóstico de patologias pulmonares, acidentes vasculares cerebrais (AVC), estudos hepáticos e de outros órgãos abdominais e, com a injeção de produto de contraste as imagens podem ser adquiridas durante uma fase específica do realce do contraste.

Numa angiotomografia é possível avaliar o sistema vascular com a administração de um produto de contraste que opacifica os vasos sanguíneos e permite a sua análise, uma vez que aumenta a capacidade de atenuação do feixe de RX.

A artéria aorta, sendo a maior e mais importante artéria do corpo humano, requer avaliações metódicas e assertivas quando se pretende colocar um dispositivo (*stent*), em casos de seguimento (*follow-up*) ou quando há uma suspeita de patologia. Para o efeito realiza-se um angio-TC que pode ser torácico ou abdominal,

dependendo da porção da aorta a analisar. O protocolo de avaliação da artéria aorta exige a medição do seu diâmetro nas imagens de TC obtidas, em pontos pré-estabelecidos para a porção torácica e abdominal, existindo já algum *software* que efectua automaticamente a medição do diâmetro da aorta abdominal. Com este projecto pretende-se desenvolver uma metodologia para a medição automática do calibre da aorta torácica.

1.2 Objectivos e Motivação

O estudo e implementação de metodologias para a medição do diâmetro da aorta torácica em imagens de tomografia computadorizada é o objectivo principal desta tese. O levantamento das diversas ferramentas de processamento de imagens existentes, o aproveitamento das suas vantagens e o entendimento das suas limitações bem como o desenvolvimento de um método automático de segmentação da estrutura que permita efectuar as medições, constituem as várias etapas do desenvolvimento deste projecto.

Algumas dificuldades tiveram que ser ultrapassadas, nomeadamente a obtenção do desenho correcto da *centerline*, a definição dos planos de corte perpendiculares à aorta e a medição do diâmetro da aorta nesse exacto ponto. Todos estes processos foram automatizados de forma a evitar erros humanos.

Este projecto foi sugerido pela equipa de angio-TC do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia (CHVNG) e constitui para a autora uma enorme motivação, uma vez que lhe é possível conciliar as duas áreas nas quais tem formação - licenciatura em Radiologia e mestrado em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica. Permite aplicar os conhecimentos adquiridos na sua área de licenciatura, sejam eles os anatómicos, princípios físicos dos métodos imagiológicos ou técnicas inerentes à execução dos exames, com os novos conhecimentos adquiridos no âmbito do mestrado, nomeadamente o processamento de imagens médicas e a análise e estudo das ferramentas existentes para processamento das mesmas.

1.3 Colaboração

Esta tese, inserida no programa de Mestrado em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica do Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP), teve como colaboração a empresa *Efficientia* localizada em Vila Nova de Gaia e o Hos-

pital Eduardo Santos Silva, também na mesma localidade.

A empresa *Efficientia* oferece serviços de consultadoria de gestão (qualidade, segurança, formação) e soluções para a área médica (imagiologia médica), contando com colaboradores da área da saúde e de engenharia¹.

A equipa de angio-TC do Hospital de Gaia, conta com o apoio de vários profissionais de saúde, entre eles técnicos de Radiologia e equipa médica.

Ao longo deste período de tempo, foram várias as reuniões que contribuíram para a aprendizagem e para o sucesso desta tese. As reuniões no Hospital serviram para esclarecimento de muitas dúvidas referentes à técnica imagiológica e para permitir o acompanhamento mais próximo deste projecto, a fim de analisar se correspondia às expectativas iniciais. As reuniões na empresa, cerca de 23 no total e no ISEP, cerca de 42, serviram para ultrapassar dificuldades, definir novas metas e novos caminhos, de forma a diminuir as incertezas e hesitações.

1.4 Organização da Tese

O presente documento está dividido em capítulos e subcapítulos, organizando a informação para que o leitor seja conduzido a uma leitura mais ordenada a fim de melhorar o entendimento. A organização passa por 5 capítulos: no primeiro capítulo é feita uma breve introdução ao tema. No segundo capítulo faz-se um levantamento de toda a informação referente ao TC, à arteria aorta e ferramentas de processamento de imagem. No capítulo três descreve-se a metodologia de medição automática do diâmetro da aorta e os seus resultados são apresentados no capítulo 4. A conclusão segue no último capítulo, capítulo 5. O fluxograma da metodologia implementada encontra-se no apêndice A e o processo de intslação do *Fiji* encontra-se no apêndice B.

¹<http://www.efficientia.pt> acessado dia 28/08/2012

Estado da Arte

O levantamento de toda a investigação referente a este assunto, foi a primeira etapa deste trabalho científico. Permitiu obter uma visão clara do que já foi feito e do que ainda falta fazer, poupando tempo com investigações desnecessárias com o que já foi feito e delineando melhor os objectivos.

O estado da arte presente neste trabalho explora a temática do TC, no que diz respeito à sua história e evolução, princípios físicos e avanços na obtenção da imagem e desenvolvimento de técnicas que melhoram o diagnóstico médico. Por ser o tema imprescindível deste trabalho, refere-se a anatomia descritiva e radiológica da artéria aorta com o objectivo de compreender melhor o seu funcionamento. Depois de apresentado o alvo do trabalho, artéria aorta em TC, faz-se um levantamento das ferramentas de processamento de imagem existentes que se adaptem a este objecto de estudo e que sejam promissoras na satisfação dos objectivos.

2.1 Tomomografia Computorizada

Desde o descobrimento dos RX, no final do século XIX, muitos avanços têm sido alcançados na área da imagiologia. A tomografia computadorizada foi apresentada no século XX na década de 70 por Godfrey Hounsfield em Inglaterra e desde então constitui um importante meio para o progresso no campo do diagnóstico por imagem [1, 2].

Os primeiros tomógrafos já apresentavam vantagens evidentes em comparação com a radiologia convencional. A capacidade de eliminar sobreposição de imagens levaram a que o TC se estabelecesse como uma ferramenta de grande valor para diagnóstico e para auxiliar planos de tratamento.

Inicialmente era denominada tomografia axial computadorizada (TAC), uma vez que permitia realizar apenas imagens axiais. A evolução do TAC fez-se precisamente no sentido de ultrapassar esta limitação e actualmente permite obter imagens em diversos planos, reconstruções 3D, estudos angiográficos, *etc.* O TC consiste na obtenção por meio de RX, de perfis ou projecções de um corpo, sendo depois essas projecções sujeitas a um processamento matemático de forma a reconstruir a secção do corpo analisada. Para isso, o conjunto ampola-detectores gira em torno do paciente emitindo um feixe de radiação cónico. Os detectores medem a radiação emergente do paciente que vai variar conforme a espessura e densidades atravessadas. Essa informação é transmitida a um computador, onde é processada e convertida em imagens, processo descrito mais à frente.

O resultado corresponde a imagens de cortes sequenciais dos tecidos, em que cada ponto da imagem 2D (designado por píxel) assume uma tonalidade cinza associada ao coeficiente de atenuação medido. A quantificação da atenuação é importante pois possibilita distinção de diferentes tecidos. Os valores são quantificados numa escala cujas unidades são denominadas "Unidades de *Hounsfield* (UH)". Utilizando-se a escala de UH, à água foi atribuído o valor 0, ao ar -1000 e ao osso denso +1000.

Os valores médios em UH do coeficiente de atenuação de diversos tecidos e fluidos do corpo humano encontram-se estabelecidos na tabela 2.1 e a escala de cinzento associada a uma gama de valores na figura 2.1¹.

Tab. 2.1: Coeficientes de atenuação em UH [3].

Tecido/Fluído	UH
Ar	-1000
Pulmões	[-850, -250]
Gordura	-100
Água	0
Fluidos	[0, 25]
Sangue (venoso)	[20, 50]
Aorta	[35, 50]
Músculo	[35, 50]
Fígado	[40, 70]
Sangue (coagulado)	[50, 75]
Osso	[150, 1000]

¹<http://www.writeopinions.com/hounsfield-scale> acedido dia 06/07/2012

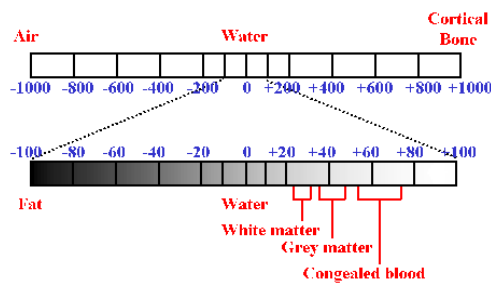


Fig. 2.1: Escala de cinzentos associada a uma gama de valores.

2.1.1 TC Multicorte

A principal diferença entre a tecnologia monocorte e a multicorte reside no facto de a primeira possuir uma única fila de detectores e a segunda várias filas, ou matriz de detectores (figura 2.2).

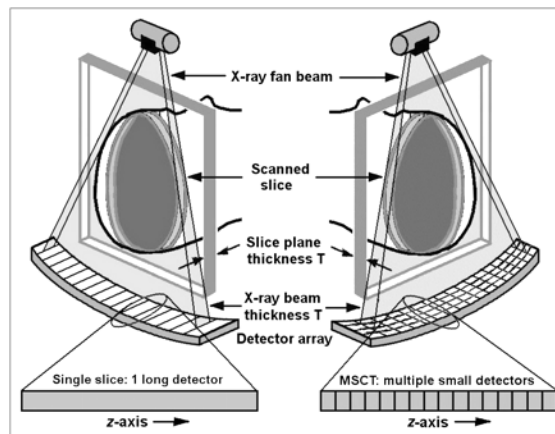


Fig. 2.2: Arranjo de detectores de um equipamento monocorte (à esquerda) e de um equipamento multicorte (à direita) [4].

A principal vantagem da tecnologia multicorte é o facto de possibilitar a aquisição de múltiplos cortes simultaneamente, de forma a utilizar de um modo mais eficiente a radiação, reduzindo a dose recebida pelo paciente. O tempo necessário para varrer um determinado volume é assim consideravelmente reduzido. Outra grande vantagem é a capacidade de cobrir um determinado volume anatómico com cortes finos, uma vez que estes aparelhos possuem uma resolução espacial consideravelmente melhor no sentido longitudinal, sem o inconveniente de aumentar o tempo de aquisição.

A matriz de detectores destes tomógrafos refere-se ao uso de múltiplas linhas de detectores no eixo longitudinal, isto é, ao longo do comprimento do paciente. Os tomógrafos do TC multicorte utilizam geometria de terceira geração, visto que o

arco de detectores e a ampola de RX giram em conjunto. Todos estes aparelhos utilizam o sistema de anéis deslizantes na *gantry*, permitindo a aquisição helicoidal com períodos de rotação de 0,33 segundos por rotação de 360 graus da ampola em torno do paciente [5, 6].

O modo de aquisição que mais se utiliza no TC multicorte é o helicoidal porque o tempo de aquisição é reduzido de uma forma mais eficiente, havendo sobreposição de dados. Isto é de grande importância para a realização de reformatações multiplanares e reconstruções em 3 dimensões (3D) de óptima qualidade sem necessidade de dose adicional para o paciente [7].

Ao contrário do TC monocorte, o multicorte helicoidal permite realizar reformatações com espessuras diferentes (inferiores ou superiores) da seleccionada previamente para a aquisição. Dado que também apresenta maior resolução temporal, a tecnologia multicorte permite ainda estudos vasculares e cardíacos de grande qualidade, assim como aquisições em apneia e pediátricas com menos artefactos. O número de cortes, ou canais de dados, adquiridos por rotação axial contínua estão a aumentar, sendo comum em Portugal equipamentos multicorte até 64 cortes.

2.1.2 A imagem em TC

Em TC a fatia do corpo analisada é cruzada por um feixe de RX tantas vezes quantos os disparos efectuados numa rotação de 360° [3]. Assim, essa fatia apresenta-se dividida em pequenos blocos que representam cada um, um volume de tecidos com uma espessura definida pela abertura do colimador. A cada bloco composto por três eixos, X-largura, Y-altura e Z-espessura, dá-se o nome de *vóxel*, elemento de volume. O conjunto de *vóxeis* forma uma matriz numérica virtual de memória constituída por filas horizontais e verticais de elementos agrupados, e tendo cada um, um valor numérico determinado.

O *vóxel* é representado numa imagem 2D como um elemento bidimensional a que se dá o nome de *píxel* e a informação contida em cada *píxel* é o número TC ou UH, que corresponde ao coeficiente de atenuação linear do *vóxel* correspondente [7] (figura 2.3). A imagem de TC é o conjunto de *píxeis* de cada corte. O número de elementos bidimensionais ou *píxeis* que compõem a imagem 2D - e formam a matriz da imagem - é pré-estabelecido pelo fabricante, sendo actualmente as mais utilizadas de 512x512 ou 1024x1024 *píxeis*.

As dimensões da imagem, que se caracterizam pelo número de linhas e colunas da matriz, estabelecem a definição da imagem. Quanto maior o tamanho da matriz

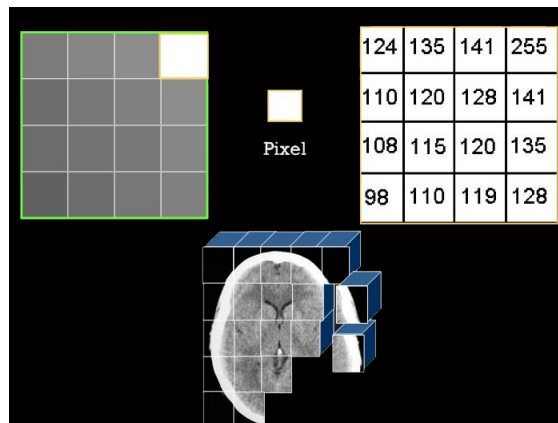


Fig. 2.3: Elementos constituintes das imagens: vóxel e píxel. ²

maior a resolução, para a mesma imagem.

O processo de reconstrução da imagem mais utilizado é a retro projecção filtrada. Este processo permite o processamento de cada soma de raio imediatamente após a sua obtenção, enquanto continua a aquisição de dados para outras somas de raio. Desta forma a imagem fica disponível quase imediatamente após a conclusão do *scan*.

2.1.3 Angiografia por Tomografia Computorizada

Numa angiografia por Tomografia Computorizada é possível avaliar o sistema vascular e obter várias imagens nos três planos anatómicos (axial, sagital e coronal) e é possível reconstruir essas imagens em 3 dimensões³. Neste tipo de exames é injectado um produto de contraste que opacifica os vasos sanguíneos e permite a sua visualização com clareza, tal como é mostrado na figura 2.4. O produto de contraste aumenta a capacidade de atenuação do feixe de RX da estrutura que queremos estudar, sendo frequentemente utilizado para aumentar a diferença de densidades entre estruturas. O contraste utilizado neste projecto foi o *Ultravist*, contraste iodado não-iónico e hidrossolúvel. A quantidade de utilização depende da sua concentração e da massa corporal do paciente. Os coeficientes de atenuação das estruturas dependem do tipo de contraste, da sua concentração e do fluxo de injeção.

Angio-TC da aorta torácica

O primeiro passo para a execução de um angio-TC à artéria aorta torácica é especificar o volume a abranger durante o exame [3]. Inicia-se a aquisição na base

³<http://pt.scribd.com/doc/18033872/TECNICAS-ANGIO-TC>

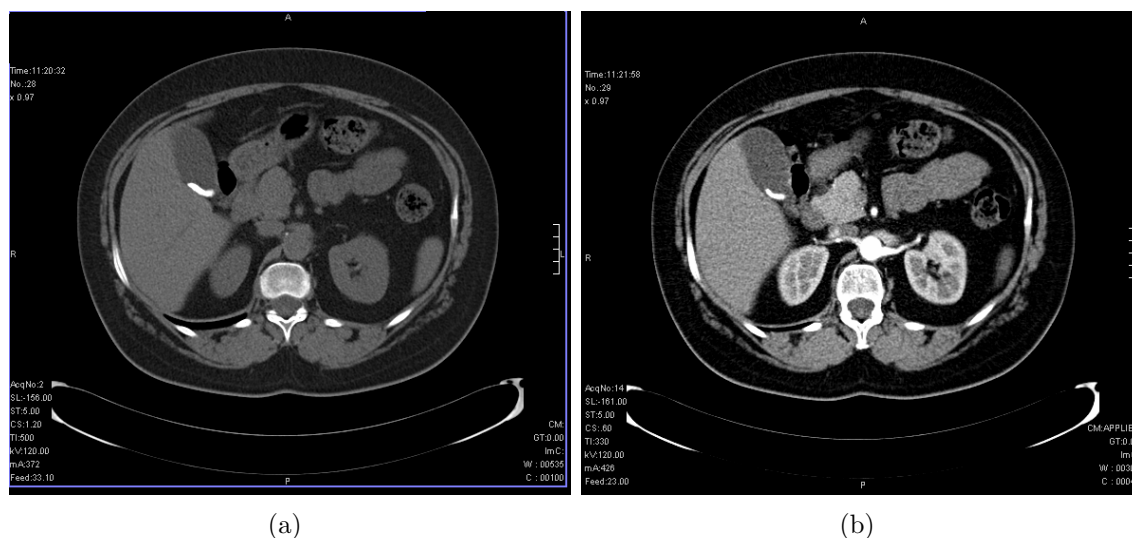


Fig. 2.4: TC Pélvico: opacificação dos vasos com contraste. De notar a diferença entre um exame sem contraste (a) e um com contraste (b).

do pescoço, para que a parte proximal das artérias carótidas comuns e das artérias vertebrais sejam incluídas e deve estender-se até ao nível do tronco celíaco. Para assegurar que toda a anatomia relevante está incluída no *scan*, o exame inicia-se com um topograma que é uma aquisição rápida, sem carácter diagnóstico. Serve para visualizar o volume coberto pelo *scan* e a marcação dos cortes para a obtenção de imagens.

Na figura 2.5 pode-se visualizar uma reconstrução 3D de um angio-TC da artéria aorta torácica evidenciando o sistema vascular e ossos, respectivamente.

2.2 Artéria Aorta

No homem, a circulação sanguínea é feita através de um sistema fechado de vasos sanguíneos, cujo centro funcional é o coração. Este é um órgão musculoso e oco, com aproximadamente 400 g e um tamanho aproximado de um punho fechado: 12 cm de comprimento, 8 a 9 de largura e 6 a 7 de altura. É no coração que tem origem a artéria aorta [8].

A artéria aorta é a maior e mais importante artéria do corpo humano, responsável principalmente pela oxigenação do corpo, e dela derivam todas as restantes artérias constituintes do sistema circulatório [9]. Tendo origem no coração, mais precisamente no ventrículo esquerdo, tem um trajecto maioritariamente descendente, terminando ao nível da 4ª vértebra lombar onde se ramifica nas artérias ilíacas comuns,

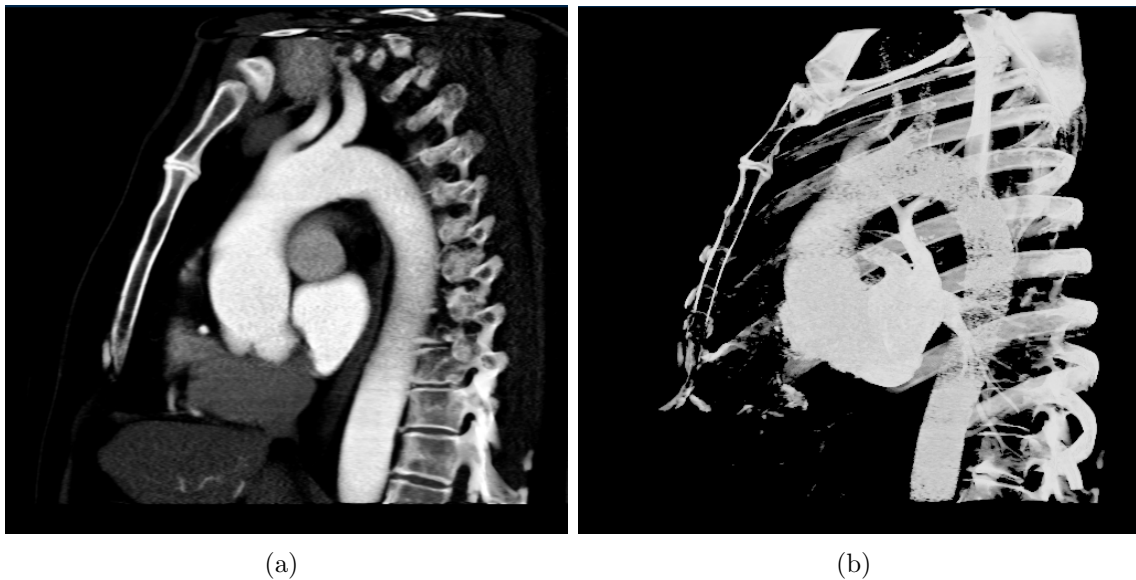


Fig. 2.5: Reconstrução 3D de um Angio-TC da aorta torácica. A imagem (a) evidencia o sistema vascular; em (b) os ossos são mais evidentes.

direita e esquerda, que continuam para irrigar os membros inferiores.

Devido à sua larga extensão e complexa fisiologia, esta artéria divide-se em duas porções, a torácica e a abdominal. A porção torácica tem início no coração e atravessa o hiato aórtico do diafragma ao nível da 12^a vértebra dorsal, dando origem à porção abdominal da aorta que se estende até à 4^a vértebra lombar.

2.2.1 Porção Torácica da Aorta

A aorta torácica divide-se em aorta ascendente, arco aórtico e aorta descendente (figura 2.6) [10].

A aorta ascendente tem origem no ventrículo esquerdo, mais precisamente na válvula aórtica e estende-se até à origem do tronco braquiocefálico. A aorta ascendente situa-se posteriormente à aurícula esquerda, à direita da veia cava superior e à esquerda do tronco pulmonar. Possui uma extensão média de 5cm. Subdivide-se em raiz aórtica e segmento tubular. A raiz aórtica está subdividida em três planos: anel valvular (plano valvular), seios de Valsalva e junção sinotubular [12]. A primeira subdivisão inicia-se na válvula aórtica e prolonga-se até à margem superior dos três seios aórticos, os seios de Valsalva. É no seio esquerdo e no seio direito que se originam as artérias coronárias.

O arco aórtico tem início no tronco braquiocefálico e estende-se até ao ligamento

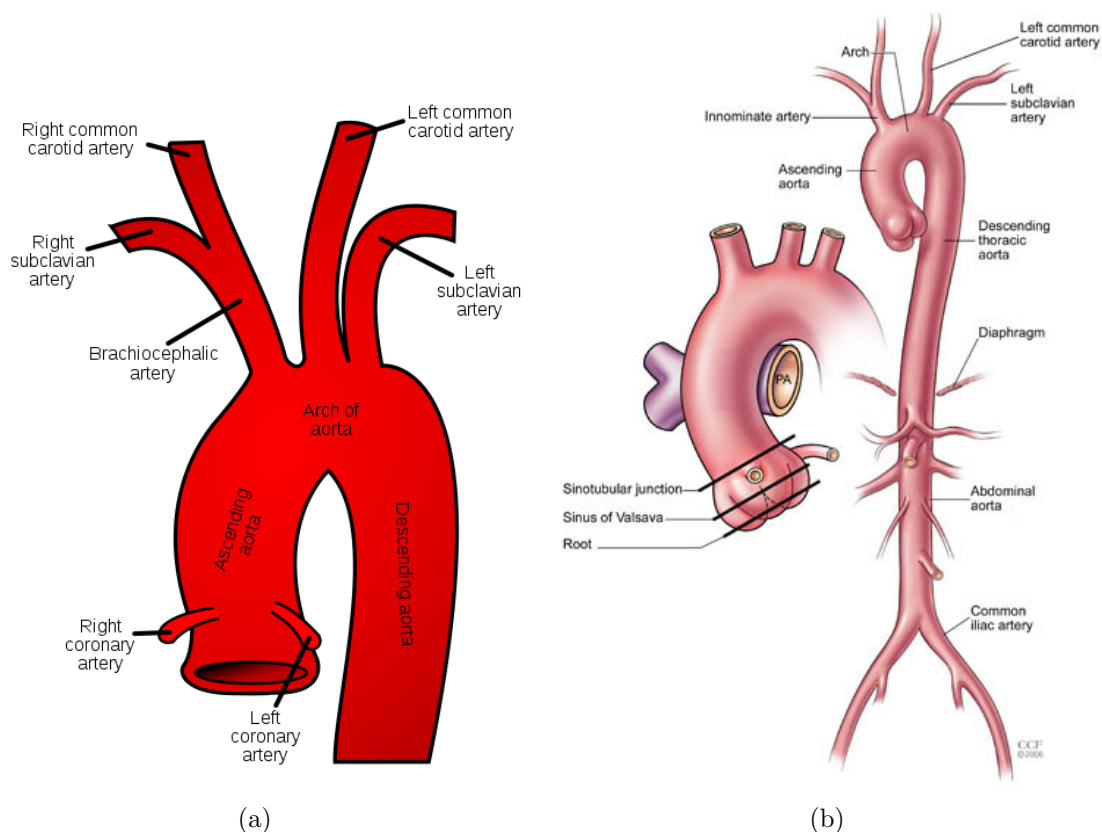


Fig. 2.6: Artéria aorta: (a) Subdivisões da aorta torácica (b) Esquema geral da artéria aorta [11].

arterioso, ao nível do istmo aórtico. O arco aórtico tem relações com a traqueia e com a bifurcação do tronco pulmonar. Possui uma extensão média de 4,5 cm. É nesta porção convexa da aorta que tem origem a artéria carótida direita e subclávia direita, que bifurcam do tronco braquiocéfálico, a artéria carótida esquerda e a artéria subclávia esquerda.

A aorta descendente inicia ao nível do istmo aórtico e prolonga-se até ao hiato aórtico diafragmático. Situa-se à direita e anteriormente ao esófago nos primeiros 2/3 da sua extensão, sendo que no seu último 1/3 se encontra posterior e à esquerda dele. Possui uma extensão média de 20 cm.

2.2.2 Anatomia Radiológica da Aorta em TC

As imagens em TC são descritas em função da sua densidade, obtendo-se assim imagens de regiões hiperdensas e imagens hipodensas.

As regiões hiperdensas correspondem a estruturas de elevada densidade e com

elevados números de TC (estruturas ósseas e calcificações), sendo representadas nas imagens pelas cores mais claras da escala de cinzentos. Pelo contrário, as estruturas de baixa densidade, e consequentemente baixos números de TC (ar ou estruturas pneumatizadas), dão origem a imagens hipodensas, que se traduzem na imagem pelos tons mais escuros da escala de cinzentos. Entre o preto e o branco existem na imagem vários tons de cinza que correspondem a estruturas de densidade intermédia.

As imagens 2.7 e 2.8 correspondem a cortes axiais ao nível do torax onde é possível visualizar a artéria aorta preenchida com contraste, o que lhe confere uma propriedade radiopaca, que a permite distinguir das estruturas adjacentes. A legenda das imagens encontra-se na tabela 2.2.

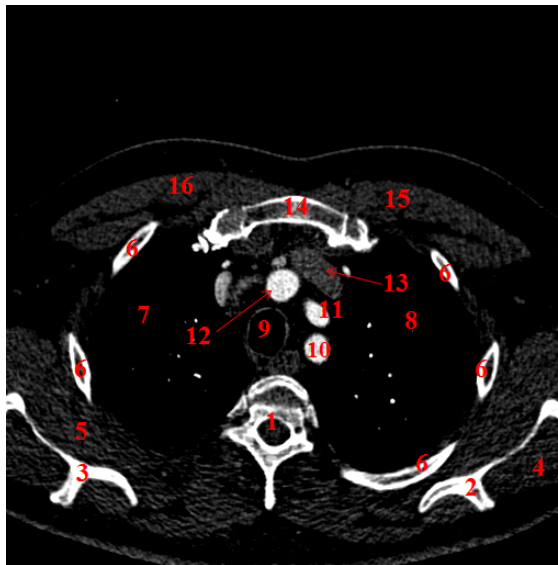


Fig. 2.7: Artéria aorta em imagens TC.

Na imagem 2.7 visualiza-se uma estrutura de bordos bem definidos, com forma arredondada e hiperdensa que corresponde à pele. Exterior a esta está presente uma hipodensidade acentuada que é o ar. No interior da pele há uma hipodensidade em relação a esta última que corresponde ao tecido adiposo.

Posterior ao centro da imagem encontra-se uma estrutura hiperdensa, de contornos bem definidos com a sua parte anterior arredondada e parte posterior com duas saliências em forma de espinha, que correspondem a uma vértebra (1).

Lateralmente à vértebra e de cada lado da imagem é visível uma estrutura hiperdensa com forma irregular que se projecta antero-lateralmente e corresponde à parte superior da omoplata direita (2) e esquerda (3). O músculo infraespinhoso (4) e o músculo subescapular (5) encontram-se posterior e anteriormente, respectivamente, a cada omoplata, apresentando-se muito hipodenso quando comparado com o osso.

Com a mesma densidade da omoplata, visualizam-se duas estruturas com forma regular e de dimensão variável que circundam uma cavidade pneumatizada que são as costelas (6). A sua forma irregular deve-se à projecção axial que não contempla todas na mesma extensão. A cavidade pneumatizada que circundam e protegem, são os campos pulmonares direito (7) e esquerdo (8). A sua hipodensidade é devido ao facto de ser um órgão preenchido com ar, que lhe confere tal característica.

Anteriormente à vértebra e no plano medial, encontra-se uma estrutura de forma circular e radiotransparente que corresponde à traqueia (9), responsável pelo transporte de ar de e para os pulmões.

Anteriormente à vértebra e do lado esquerdo da traqueia, encontra-se uma estrutura circular hiperdensa que corresponde à artéria subclávia esquerda (10).

Posteriormente a esta, no mesmo plano sagital, encontra-se uma outra estrutura com a mesma característica densitométrica e forma que a anterior que corresponde à artéria carótida comum esquerda (11).

Ligeiramente à direita e anterior a esta última, encontra-se outra estrutura com iguais características, que corresponde ao tronco braquiocefálico (12).

Estas três últimas artérias apresentam-se com forma circular devido ao plano de corte ser perpendicular ao seu trajecto descendente e tubular, o que lhes confere esta forma. A sua hiperdensidade é explicada pela presença de produto de contraste.

As veias, como por exemplo, a braquiocefálica esquerda (13), que se encontra anterior ao tronco braquiocefálico, apresenta uma radiotransparência, comprovando que a aquisição de imagens foi efectuada numa fase arterial devido à inexistência de contraste no seu interior.

Anteriormente à veia braquiocefálica encontra-se uma estrutura de dimensões médias com forma aproximada a um rectângulo, possuindo rebordos mais hiperdensos que o seu interior, correspondendo ao esterno (14). Este é precedido pelos músculos peitorais maiores esquerdo (15) e direito (16) e, por fim, pelo tecido adiposo e pele.

A imagem 2.8 (a) representa um corte axial a um nível inferior à imagem anterior e destaca-se uma estrutura hiperdensa, de forma alongada e de grandes dimensões que corresponde à crossa da aorta (17).

A imagem 2.8 (b) representa um corte axial a um nível mais inferior ao anterior e visualizam-se novas estruturas. À esquerda da vértebra observa-se uma estrutura hiperdensa, de forma circular que constitui a artéria aorta torácica descendente (18).

Anteriormente à vértebra e com uma hipodensidade em relação a esta, encontra-se uma estrutura de grandes dimensões que tem origem no ventrículo direito do

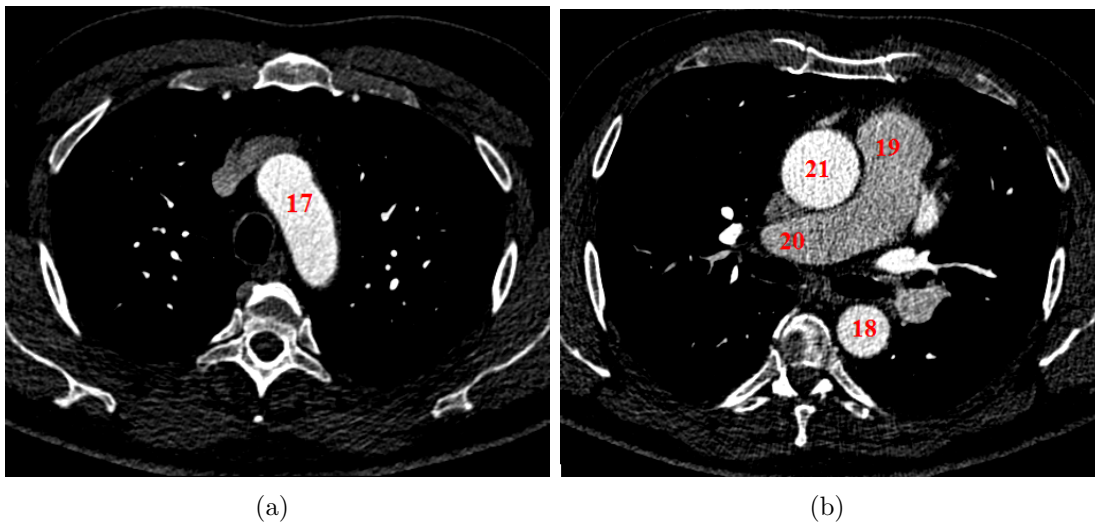


Fig. 2.8: Artéria aorta em imagens TC.

coração, o tronco pulmonar (19) e que se ramifica em artéria pulmonar direita (20) e esquerda. Esta estrutura não apresenta, ainda, uma hiperdensidade tão acentuada como a artéria aorta, uma vez que ela é responsável pela condução do sangue proveniente do corpo pelas veias, até aos pulmões, não possuindo contraste suficiente para a opacificar da mesma forma que faz na artéria aorta.

Anteriormente à artéria pulmonar direita visualiza-se uma outra estrutura circular hiperdensa que corresponde à artéria aorta torácica ascendente (21). É de notar a diferença do diâmetro da aorta torácica ascendente e descendente. Isto deve-se ao facto do sangue percorrer a aorta ascendente no sentido contra a gravidade, tendo esta que exercer mais impulso para bombear o sangue para o corpo.

As imagens da figura 2.9 exibem algumas estruturas descritas anteriormente, mas numa vista sagital.

2.2.3 Diâmetro da Artéria Aorta

Com o avanço de métodos imagiológicos não invasivos, como a Ressonância Magnética (RM) e a Tomografia Computorizada Multicorte, a avaliação da aorta e dos seus ramos torna-se possível com um gasto de tempo relativamente curto [6, 12]. Estes métodos vieram substituir a maioria das angiografias invasivas efectuadas quando se suspeitava de lesão aórtica.

Na avaliação da aorta torácica é necessário, por vezes, conjugar a tecnologia do TC Multicorte com um Electrocardiógrafo (ECG) para melhor delinear os contornos das câmaras cardíacas e das ramificações das artérias, diminuir os artefactos de

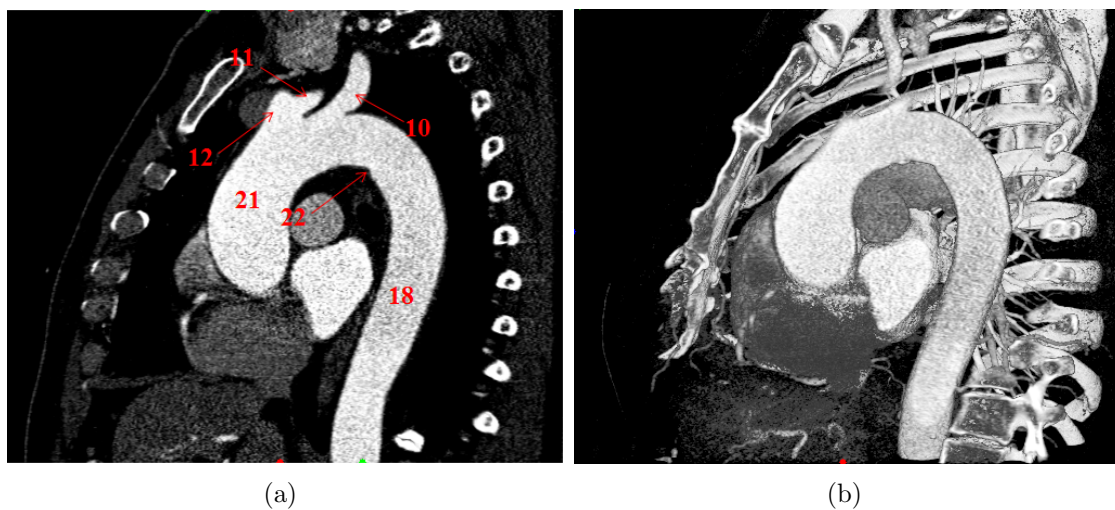


Fig. 2.9: Artéria aorta em imagens TC: (a) Corte sagital e (b) Reconstrução 3D.

movimento causado pelos movimentos peristálticos e para detectar a sístole e a diástole.

Com a presença de lesões na aorta, o calibre da mesma pode alterar para valores considerados anormais sendo necessário para o diagnóstico efectuar medições do diâmetro da artéria e comparar os resultados com os valores de referência apresentadas na tabela 2.3. Estas medições devem também ser feitas em casos de anatomia anómala, antes da colocação de algum dispositivo, ou mesmo até para efeitos de avaliação periódica em indivíduos com pré-disposição a doenças vasculares.

Diâmetro, no sentido lato, entende-se como o comprimento de uma linha recta que passa pelo centro de um círculo, tocando nos seus limites [13].

Na anatomia humana não há formas geométricas perfeitas mas sim aproximações. A artéria aorta é um exemplo desta particularidade. A sua forma, não sendo exactamente circular, aproxima-se da forma de uma elipse e, como tal, a definição de diâmetro necessita de ser revista.

Em ambiente hospitalar e para o propósito deste projecto, entende-se, como maior diâmetro, o maior comprimento da linha que passa no centro da estrutura e que alcança os seus limites. O menor diâmetro será o comprimento da linha perpendicular à anterior que passe igualmente pelo centro da estrutura e toque os seus limites. Estas definições correspondem ao eixo maior e menor de uma elipse.

Para analisar o calibre da aorta torácica devem ser efectuadas medições em nove sítios pré-estabelecidos [12] num plano perpendicular à estrutura: anel valvular, seios de Valsalva, junção sinotubular, aorta ascendente, parte proximal da ramificação do

Tab. 2.2: Identificação das estruturas presentes nas figuras 2.7, 2.8 e 2.9

Número	Legenda
1	Vértebra
2	Omoplata direita
3	Omoplata esquerda
4	Músculo infraespinhoso
5	Músculo subescapular
6	Costela
7	Pulmão direito
8	Pulmão esquerdo
9	Traqueia
10	Artéria subclávia esquerda
11	Artéria carótida comum esquerda
12	Tronco braquiocefálico
13	Veia braquicefálica esquerda
14	Esterno
15	Músculo peitoral maior esquerdo
16	Músculo peitoral maior direito
17	Crossa da aorta
18	Artéria aorta torácica descendente
19	Tronco pulmonar
20	Artéria pulmonar direita
21	Artéria aorta torácica ascendente
22	Istmo aórtico

tronco braquiocefálico, parte proximal da ramificação da artéria carótida comum esquerda, parte proximal da bifurcação da artéria subclávia esquerda, istmo aórtico e aorta descendente. Estes sítios estão marcados sobre a imagem plana da aorta ilustrada na figura 2.10.

2.2.4 Características dos pontos de Medição

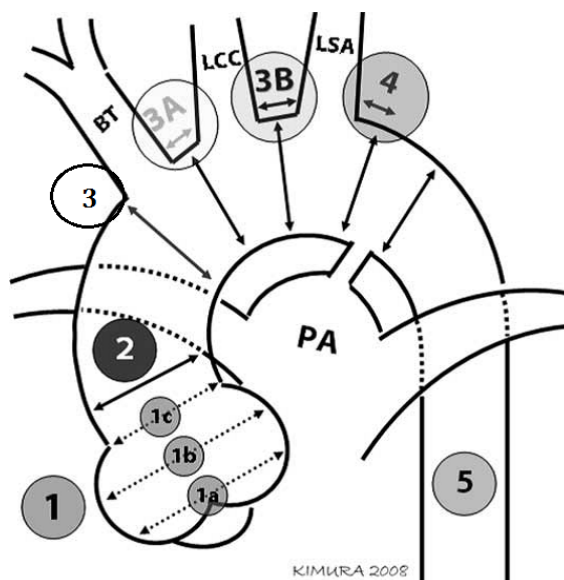
Com o auxílio da figura 2.10 vai-se proceder à análise detalhada de cada ponto de medição. Para melhor facilitar a leitura, a legenda de cada ponto encontra-se na tabela 2.4.

O anel valvular (1a) é o ponto mais proximal ao coração e encontra-se logo após a válvula aórtica. É precedido de um folheto valvular que não capta contraste, sendo

Tab. 2.3: Medidas de referência do diâmetro da aorta torácica.

Fonte: Equipa de Angio-TC do Hospital Eduardo Santos Silva - Vila Nova de Gaia

Pontos de medição	Valores de referência (cm)
Seios de Valsalva	2,5 – 3,5
Aorta ascendente	2,6 – 3,6
Arco aórtico proximal ao TBC	2,6 – 3,4
Arco aórtico proximal à ACE	2,4 – 3,2
Arco aórtico proximal à ASE	2,3 – 3,1
Istmo aórtico	2,2 – 3,0
Aorta descendente	2,1 – 2,7

**Fig. 2.10:** Pontos de medição da artéria aorta [12].

esta a sua principal característica para identificação.

A zona correspondente à parte mais larga da raiz aórtica (1) corresponde aos seios de Valsalva (1b)[14], que são três pequenas dilatações da parede aórtica e situam-se logo após o anel valvular.

À junção sinotubular segue-se aos seios de Valsalva e é uma zona anelar rica em material fibroso e mais espessa que a aorta adjacente. Corresponde ao fim da raiz aórtica e à zona mais estreita após os seios [15].

Para efeitos de medição, a aorta ascendente (2) compreende-se entre a junção sinotubular e a parte proximal da ramificação do tronco braquiocefálico. É uma

estrutura tubular e uniforme com cerca de 4 cm de comprimento.

Tab. 2.4: Identificação dos pontos anatômicos presentes na figura 2.10

Número	Descrição
1	Raiz Aórtica
1a	Anel Valvular
1b	Seios de Valsalva
1c	Junção Sinotubular
2	Aorta Ascendente
3	Parte proximal do Tronco Braquiocefálico
3A	Parte proximal da Artéria Carótida Comum Esquerda
3B	Parte proximal da Artéria Subclávia Esquerda
4	Istmo
5	Aorta Descendente

A parte proximal do tronco braquiocefálico (3) corresponde ao início do arco aórtico e é a primeira ramificação.

A parte proximal da artéria carótida comum esquerda e a parte proximal da artéria subclávia esquerda encontram-se identificadas na figura pelos número 3A e 3B, respectivamente.

O istmo aórtico (4) situa-se logo após a ramificação da artéria subclávia esquerda, no fim do arco aórtico, e forma uma pequena constrição [8].

A aorta descendente (5) é a continuação do arco aórtico e, tal como a aorta ascendente, é uma estrutura tubular e uniforme [16]. Contudo, tem uma extensão maior e um menor calibre.

Na figura 2.11 é apresentado uma imagem de Ressonância Magnética (imagem (a)) com a marcação do sítio da medição dos pontos da raiz aórtica. A imagem (b) corresponde a um esquema representativo da marcação dos restantes pontos de medição.

2.3 Problema a Resolver

A medição manual do diâmetro da aorta é um processo que requer método e minúcia. Devido à complexa anatomia da artéria, as medições do seu diâmetro são feitas manualmente por uma equipa especializada de técnicos de Radiologia. As figuras

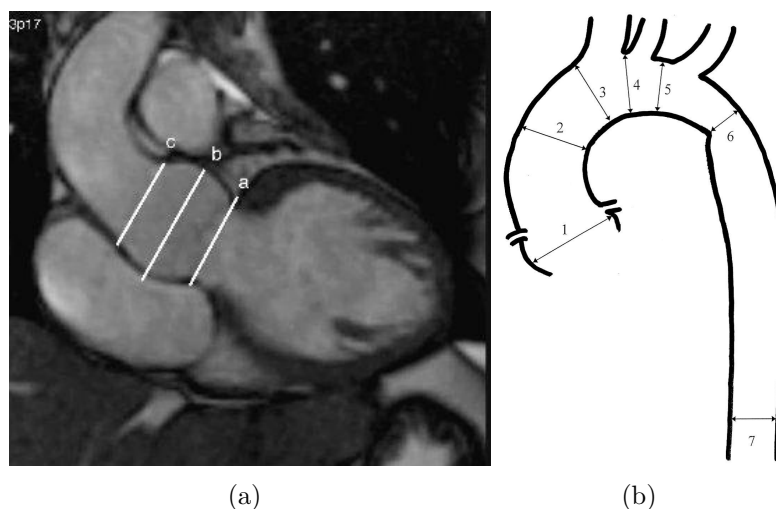


Fig. 2.11: Artéria aorta: (a) a- Anel valvular; b- Seios de Valsalva; c- Junção sinotubular. (b) 2- Aorta ascendente; 3- Arco aórtico proximal ao tronco braquiocefálico; 4- Arco aórtico proximal à artéria carótida comum esquerda; 5- Arco aórtico proximal à artéria subclávia esquerda; 6- Istmo aórtico; 7- Aorta descendente [11]. (Estes números não correspondem aos da tabela 2.4)

2.12, 2.13 e 2.15 são imagens da medição manual do diâmetro da aorta, cedidas pelo CHVNG.

Os cortes são sempre feitos de forma perpendicular ao eixo longo da aorta. É efectuada uma primeira medição para o eixo maior, e uma segunda, perpendicular a este último para o eixo menor.

Existem alguns pontos que têm algumas particularidades na medição: para a medição do anel valvular localiza-se o folheto valvular (que não capta contraste) e efectua-se a medição; no caso dos seios de Valsalva, em vez de serem feitas duas medições, são feitas três (figura 2.15(a)), da cúspide até a comissura contralateral (ver figura 2.14⁴).

Actualmente já existe software para medição de aneurismas da artéria aorta torácica. O *3D Recon* é um serviço da *Medtronic* em cooperação com a *Vital Images* que converte as imagens axiais de TC em imagens tridimensionais, possibilitando a avaliação da aorta e a medição dos seus aneurismas⁵.

Alguns estudos revelam a utilização de ferramentas que auxiliam o processamento médico, *Computer Aided Diagnosis (CAD)* inserido numa *workstation* [17]. Este tipo de ferramentas permitem combinar elementos da inteligência artificial com

⁴www.cardiologyforyou.com

⁵www.medtronic.com/Newsroom/NewsReleaseDetails acedido dia 28/08/2012

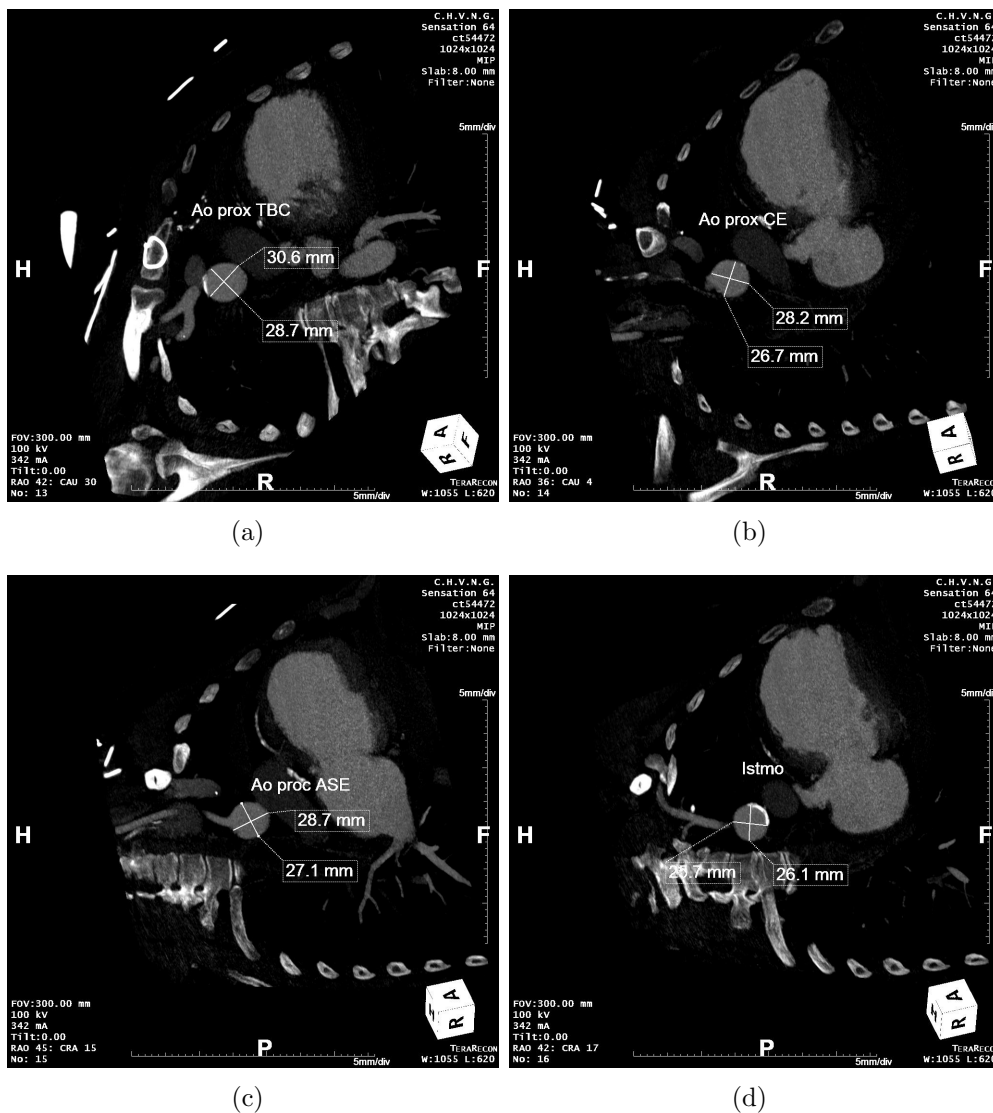


Fig. 2.12: Método de medição manual do diâmetro aórtico: Ao nível (a) do tronco braquiocéfálico (b) artéria carótida comum esquerda e (c) artéria subclávia esquerda e (d) istmo aórtico.

Fonte: Equipa de Angio-TC do Hospital Eduardo Santos Silva - Vila Nova de Gaia

processamento de imagem digital e podem auxiliar o operador na tarefa da análise de imagem.

Devido à irregular anatomia da aorta torácica, não existe, até ao momento uma metodologia que efectue uma segmentação e uma medição automática do diâmetro da mesma.

O proposto neste projecto é o desenvolvimento de uma metodologia que permita desenvolver uma aplicação para as medições de diâmetro de forma automá-



Fig. 2.13: Método de medição manual do diâmetro aórtico ao nível da aorta descendente.
Fonte: Equipa de Angio-TC do Hospital Eduardo Santos Silva - Vila Nova de Gaia

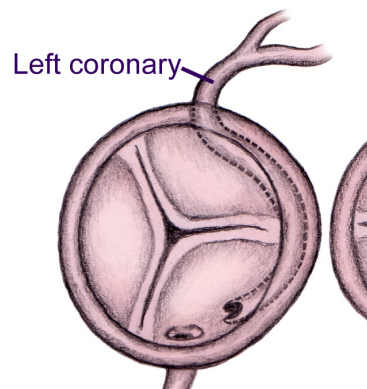


Fig. 2.14: Esquema representativo dos seios de Valsalva.

tica, rápida e assertiva. Para tal foi necessário fazer um levantamento e um estudo das ferramentas de processamento de imagem existentes. A análise de cada uma encontra-se descrita de seguida.

2.4 Ferramentas de Processamento de Imagem

Na medicina contemporânea, um diagnóstico viável e seguro de qualquer patologia é feito após a execução de uma série de exames imagiológicos. O processamento de tanta informação é, usualmente, uma tarefa difícil e extenuante para o médico que faz o diagnóstico. Para facilitar esta tarefa foram desenvolvidas e postas em

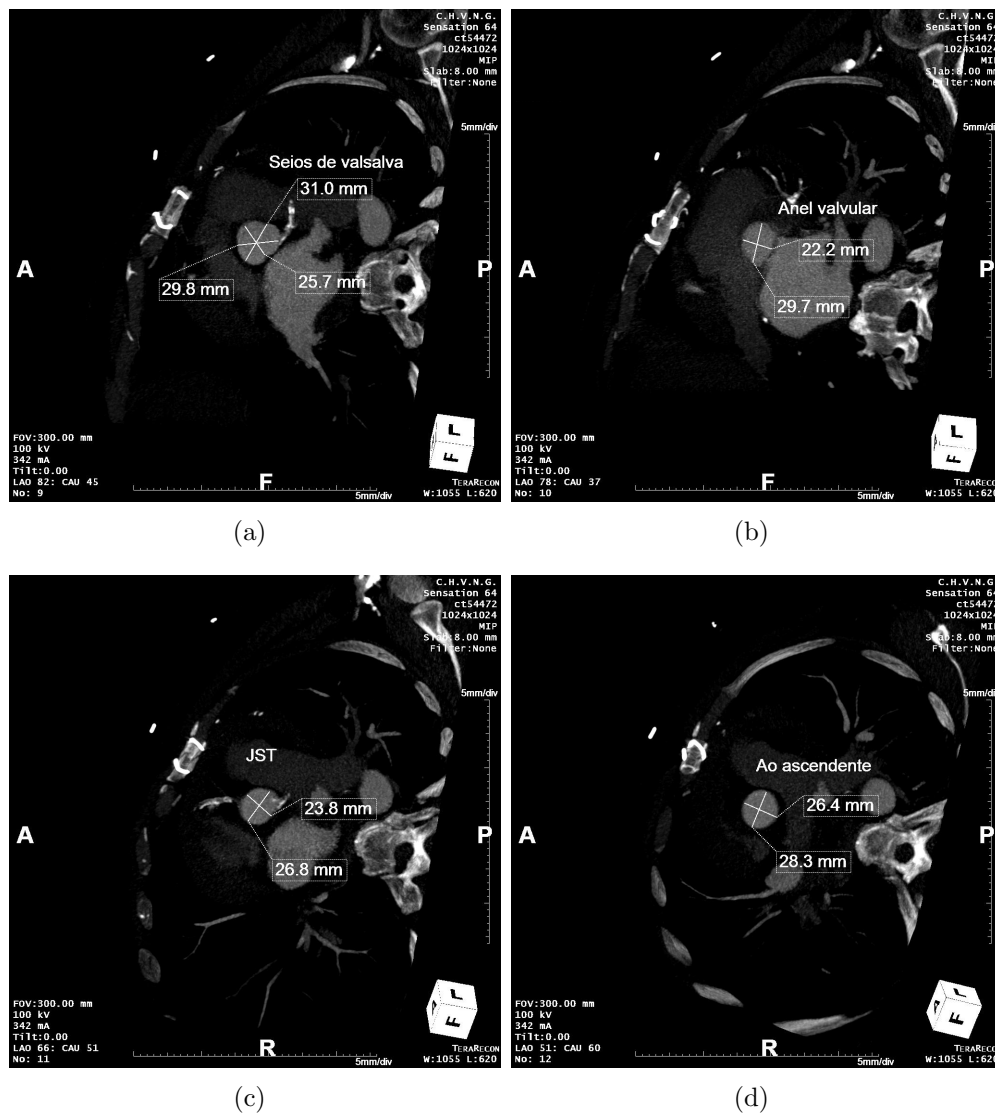


Fig. 2.15: Método de medição manual do diâmetro aórtico: Ao nível (a) do anel valvular; (b) seios de Valsalva (c) junção sinotubular (d) aorta ascendente.

Fonte: Equipa de Angio-TC do Hospital Eduardo Santos Silva - Vila Nova de Gaia

uso, técnicas de visualização científica e processamento de imagens médicas. O processamento digital de imagens é um campo cujas aplicações são bastante extensas [18]. Existem métodos de processamento de imagens para interesses muito diferentes que vão desde a melhoria das informações visuais para a interpretação dos médicos até a computação dos dados da imagem para transmissão, armazenamento ou interpretação autónoma por computador.

Para a elaboração deste projecto, foram estudadas algumas ferramentas de pro-

cessamento de imagem que viriam a revelar-se incapazes ou de difícil aplicação para os objectivos propostos. Vai-se abordar, de seguida, todas as ferramentas que foram utilizadas e, de forma mais exaustiva, explorar-se-á o *Fiji*, que foi a ferramenta seleccionada para a execução deste projecto.

2.4.1 *Visualization Toolkit (VTK)*

O VTK é uma biblioteca livre (*open source*) para processamento de imagens e desenvolvimento de gráficos 3D⁶. Utiliza uma biblioteca de classes C++ e várias camadas de interfaces *Tcl/TK*, *Java* e *Python*. Esta biblioteca permite fazer processamento de imagem, de forma a adequar-se às necessidades de cada um [19].

2.4.2 *Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK)*

O *ITK* é uma biblioteca *open-source* para processamento de imagens, sem classes de visualização ao contrário do *VTK*⁷. É implementado em C++ e utiliza o *CMake* no seu processo de construção. Permite gerar interfaces em C++ em outras linguagens de programação como *Tcl*, *Java* e *Python* [20].

Tanto o *ITK* como o *VTK* foram descartados devido à dificuldade que a autora sentia em progamar em C++. A sua complexidade tornava este processo bastante demorado. Para além disso, os resultados não eram imediatos, a correcção de erros atrasava muito o processo e poderia comprometer todo o trabalho feito até então.

2.4.3 *Medical Imaging Interactive Toolkit (MITK)*

O *MITK* é uma biblioteca de classes C++ com o intuito de combinar a segmentação de imagens médicas com o registo e visualização das mesmas⁸. As ferramentas utilizadas pelo *MITK* são baseadas em *ITK* e *VTK*, mas oferece recursos que não são abrangidos pelas duas bibliotecas anteriores e que são importantes para o desenvolvimento de *software* interactivo de imagiologia médica [21, 22].

As características mais notáveis do *MITK* são as múltiplas, consistentes e sincronizadas janelas da mesma informação e o conceito de interacção que permite retroceder na última acção realizada.

⁶<http://www.vtk.org/VTK/project/about.html> acedido dia 12/08/2012

⁷<http://www.itk.org/ITK/project/about.html> acedido dia 12/08/2012

⁸www.mitk.org acedido dia 12/08/2012

Esta ferramenta possui uma aplicação, *MainApp*, que fornece funções básicas para carregar e exibir imagens. Carrega todos os formatos de imagens que podem ser manipuladas pelo *ITK* e *VTK* (*DICOM*, *MetaImage*, *VTK*...) Na figura 2.16 apresenta-se a *interface* da aplicação. As imagens são apresentadas em três janelas 2D, mostrando os cortes axiais e as suas reconstruções ortogonais. Uma quarta janela é apresentada com a representação 3D do corte visualizado no momento [23].

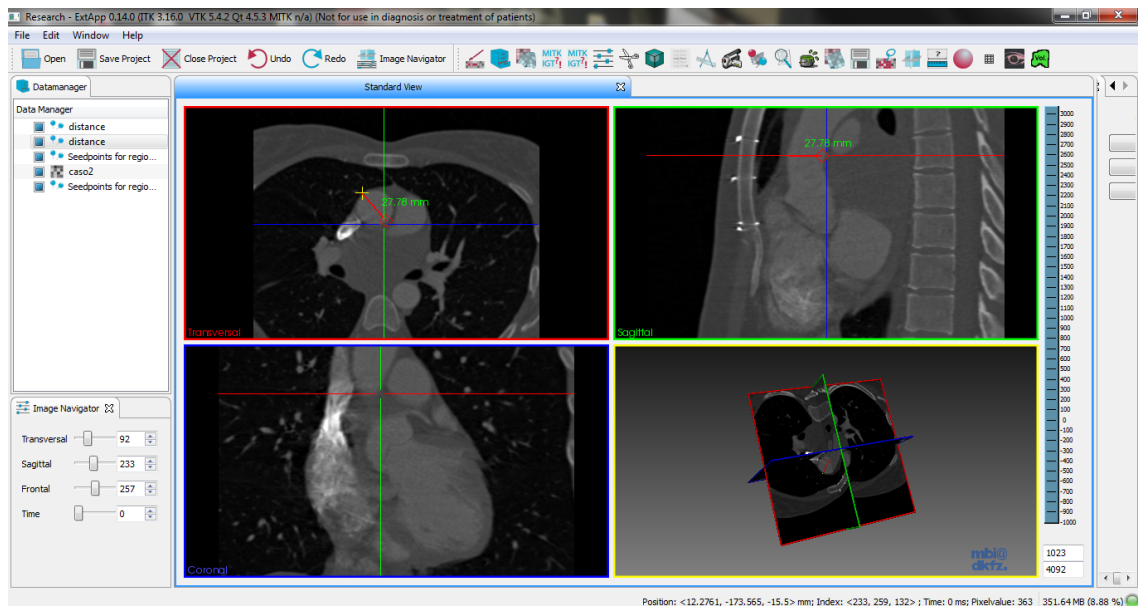


Fig. 2.16: MITK

O *MITK* foi também descartado devido às suas limitações. A sua utilização não era intuitiva e a autora não conseguiu progredir para além da segmentação da aorta, com um tempo de processamento que ultrapassava os 4 minutos.

2.4.4 *Medical Image Processing and Visualization (MeVisLab)*

O *MeVisLab* representa uma plataforma para processamento de imagem médica⁹. Permite uma rápida integração e teste de novos algoritmos e o desenvolvimento de protótipos de aplicações podem ser utilizados em ambiente clínico.

O *MeVisLab* inclui módulos avançados de imagem médica para segmentação, registo e análise funcional. A implementação desta ferramenta usa bibliotecas e tecnologias bem conhecidas - *framework QT*, ferramenta de visualização e interação *Open Inventor*, linguagens de *scripts* em *python* e padrão gráfico *OpenGL* [24].

⁹ www.mevislab.de/ acedido dia 12/08/2012

É uma ferramenta *open-source*, multiplataforma, utiliza bibliotecas de classe C++ e a linguagem dos seus *scripts* é em *python* e *javascript*¹⁰.

A *interface* desta ferramenta é apresentada na figura 2.17 onde se pode ver o ambiente de construção visual de novos módulos.

O *MeVisLab* permite uma prototipagem dos algoritmos existentes. A documentação disponibilizada para a ajuda não foi suficiente para a autora, que sentiu muitas dificuldades em compreender a utilização dos algoritmos e não conseguiu avançar para além da abertura da sequência de imagens.

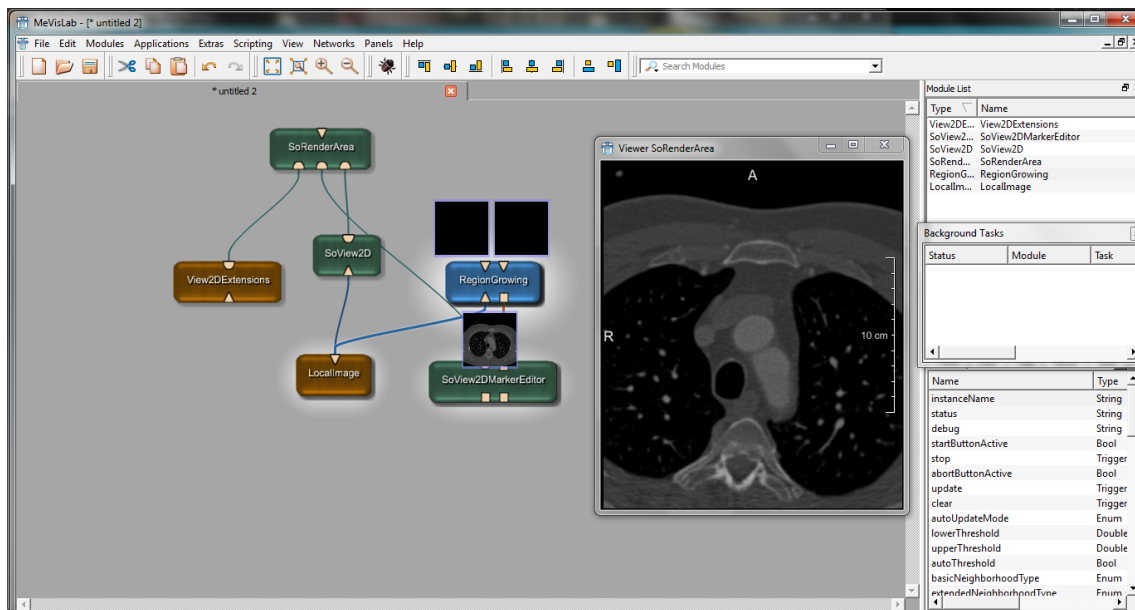


Fig. 2.17: MeVisLab

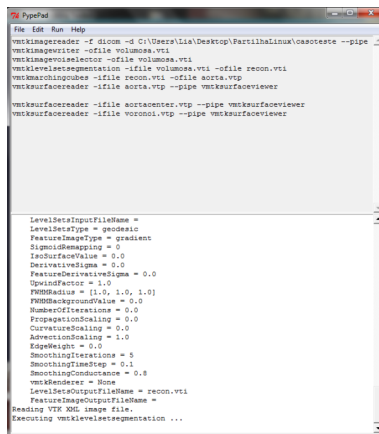
2.4.5 Vascular Modeling Toolkit (VMTK)

O *VMTK* é uma biblioteca *open-source* e multiplataforma, utiliza uma colecção de classes C++ e ferramentas baseadas em *ITK* e *VTK* para reconstrução 3D, análise geométrica e análise de informação em imagens vasculares, utilizando o *python* como linguagem.

A principal funcionalidade desta ferramenta é a segmentação dos vasos ou de estruturas anatómicas e imagens médicas. Para tal, utiliza segmentação baseada em *level sets* que assegura uma correcta segmentação de vasos com diâmetros pequenos (menor de 1,2 píxeis)¹¹. O método *level set* é um género de modelo deformável

¹⁰ www.mevalabmodules.sourceforge.net acedido dia 12/08/2012

¹¹ www.vmtk.org/Main/Overview/ acedido dia 12/08/2012



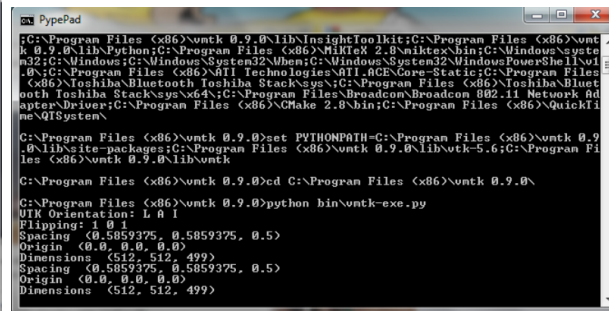
```

File Edit Run Help
vmtkimagereader -f dicom -d C:\Users\lila\Desktop\FatilhaLinux\osoteste --pipe
vmtkimagewriter -ofile volumosa.vti
vmtkimageprocessor -ofile volumosa.vti
vmtklevelsetsegmentation -ifile volumosa.vti -ofile recon.vti
vmtksmoothingbuses -ifile recon.vti -ofile aorta.vtp
vmtksurfacereader -ifile aorta.vtp --pipe vmtksurfaceviewer
vmtksurfacereader -ifile aortacenter.vtp --pipe vmtksurfaceviewer
vmtksurfacereader -ifile voronoi.vtp --pipe vmtksurfaceviewer

LevelSetInputFileName =
LevelSetType = geodesic
FeatureMapType = gradient
SigmodMapping = 0
InductanceValue = 0.0
DerivativeSigma = 0.0
FeatureDerivativeSigma = 0.0
SpeedFactor = 1.0
FMRRadius = [1.0, 1.0, 1.0]
FMRBackgroundValue = 0.0
NumberofIterations = 0.0
PropagationScaling = 0.0
CurvatureScaling = 0.0
AdvectionScaling = 1.0
EdgeWeight = 0.0
SmoothingIterations = 5
SmoothingTimeStep = 0.1
SmoothingConductance = 0.8
VtkRenderer = None
LevelSetOutputFileName = recon.vti
FeatureImageOutputFileName =
Reading VTK XML Image file.
Executing vmtklevelsetsegmentation ...

```

(a)



```

C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0\lib\InsightToolkit;C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0\lib\python;C:\Program Files (x86)\vmtk 2.8\make\bin;C:\Windows\system32;C:\Windows;C:\Windows\System32\Wbem;C:\Windows\System32\WindowsPowerShell\v1.0;C:\Program Files (x86)\ATI Technologies\ATI.ACE\Core-Static;C:\Program Files (x86)\Toshiba\Bluetooth Toshiba Stack\sys\64;C:\Program Files (x86)\Toshiba\Bluetooth Toshiba Stack\sys\64;C:\Program Files\Broadcom\Broadcom 802.11 Network Adapter\Driver;C:\Program Files (x86)\CMake 2.8\bin;C:\Program Files (x86)\QuickTime\QTSystem\

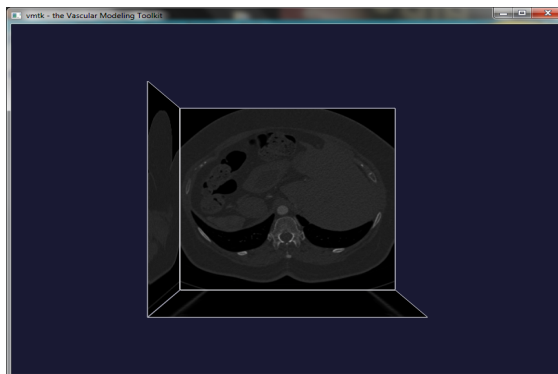
C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0>set PYTHONPATH=C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0\lib\site-packages;C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0\lib\vtk-5.6;C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0\lib\vmtk

C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0>cd C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0\

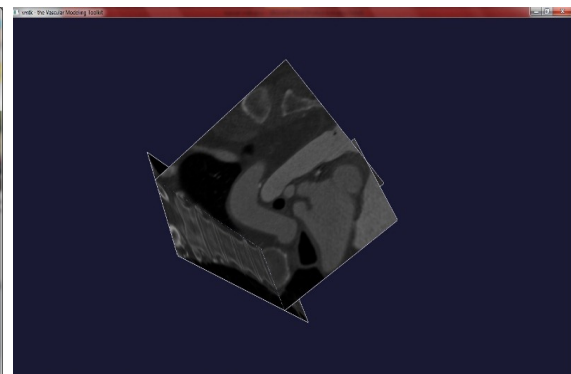
C:\Program Files (x86)\vmtk 0.9.0>python bin\vmtk-exe.py
VTK Orientation: L R I
Flipping: 1 0 1
Spacing (0.5859375, 0.5859375, 0.5)
Origin (0.0, 0.0, 0.0)
Dimensions (512, 512, 499)
Spacing (0.5859375, 0.5859375, 0.5)
Origin (0.0, 0.0, 0.0)
Dimensions (512, 512, 499)

```

(b)



(c)



(d)



(e)

Fig. 2.18: *Vascular Modeling Toolkit*: (a) *Pyperpad* do VTMK, onde se inseriam as linhas de *script* (parte superior da janela) e onde se via o processamento e inseriam alguns parâmetros (parte inferior da janela); (b) Linha de comandos em execução (c) Imagem volumétrica do exame TC (d) Imagem volumétrica da região de interesse (ROI) e (e) Aorta torácica segmentada e isolada.

no qual a superfície deformável não é representada como habitualmente por um conjunto de pontos e triângulos, mas sim por uma função 3D (basicamente outra imagem). O *output* deste método de segmentação é uma imagem e permite segmentar um vaso compreendido entre dois pontos especificados previamente (processo manual) ignorando as ramificações. Permite também a análise geométrica e processamento de informação através do desenho da linha central (*centerline*, linha que passa em todos os pontos centrais da estrutura) [25].

O *VMTK* foi uma ferramenta que mereceu mais atenção e empenho que as anteriores. É intuitivo, oferece respostas rápidas e os resultados são obtidos no momento. Após a conversão do formato das imagens de *DICOM* para *VTK* (figura 2.18(c)), extrai-se um volume de interesse (figura 2.18(d)) para diminuir o tempo de processamento seguindo-se a segmentação da aorta através de *level sets* e a sua suavização (figura 2.18(e)). Para a obtenção da linha central foi seguida uma metodologia descrita em “*An image-based modeling framework for patient-specific computational hemodynamics.*” onde se cria um diagrama de Voronoi que inscreve uma esfera que toca na superfície do vaso em pelo menos 4 pontos. A *centerline* é definida como o menor caminho do diagrama de Voronoi [26]. Esta metodologia não pôde ser continuada pois, para além do tempo de processamento estar muito elevado (mais de cinco minutos), esta ferramenta não permitia a manipulação da imagem para a preparar para a fase seguinte. Assim, foi considerada promissora até ao desenho da linha central, mas após este passo teve que ser descartada pois não oferecia condições para satisfazer os objectivos propostos.

2.4.6 *Fiji Is Just ImageJ - Fiji*

O *Fiji* é uma distribuição mais completa do software *open-source*, o *ImageJ*, focado na análise imagiológica [27]. O *ImageJ* foi desenvolvido, inicialmente, para biólogos e a sua arquitectura não seguia os princípios dos softwares de engenharia. De forma a colmatar essa falha do *ImageJ*, desenvolveu-se, a partir deste, um novo software *open-source*, o *Fiji*. Mantém a compatibilidade com o *ImageJ* e acrescenta novas funcionalidades. Utiliza um moderno software para combinar as bibliotecas com uma vasta gama de linguagens de *scripts* (*BeanShell*, *Jython*, *Clojure*, *JRuby*), para permitir uma rápida prototipagem dos algoritmos de processamento de imagens. Esta ferramenta proporciona aos utilizadores um menu coerente e estruturado, com acesso à mais detalhada documentação e informação dos algoritmos existentes, e evita a necessidade de instalação de diversos componentes de várias fontes, como

acontece em alguns softwares¹² [28].

O *Fiji* encontra-se disponível para *Windows*, *Linux* e *MacOSX*, apresentando-se na figura 2.19 a interface deste software.

O código fonte do *Fiji* encontra-se alojado num repositório *Git* para que os utilizadores o possam descarregar e editar [27]. Todos os utilizadores registados podem contribuir com *plugins*, tutoriais, documentos, relatórios de erros, existindo um fórum para esse fim. Permite trocar ideias, dar a conhecer novos *plugins*, pedir ajuda sobre qualquer problema, ou até, ajudar outros a contornar as suas dificuldades.

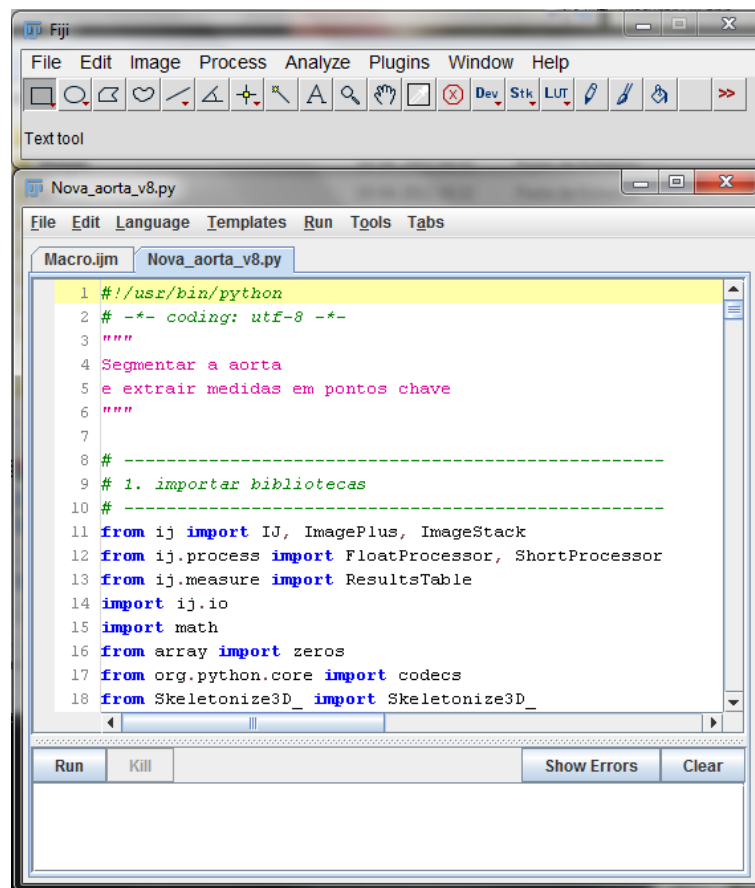


Fig. 2.19: *Fiji*

O *script* desenvolvido neste projecto foi escrito em *Jython*, que é uma implementação do *python* escrito em *java*, ou seja, é escrita em *python* mas importa e usa classes em *java*¹³.

O *python* é uma linguagem de programação criada por Guido van Rossum no início da década de 90 [29, 30]. É uma linguagem de fácil utilização, utiliza meto-

¹² www.fiji.sc/wiki/index.php/Fiji acedido dia 15/08/2012

¹³ www.jython.org acedido dia 17/08/2012

dologias de programação correctas, o que permite que estes programas sejam fáceis de compreender, manter e estender. Tem uma biblioteca de objectos e funções, é orientada a objectos e não necessita de compilação, uma vez que é uma linguagem interpretada. A particularidade do *python*, no que diz respeito a blocos de código, tem a ver com o que pode parecer um detalhe estético: a indentação. Em *python*, um conjunto de instruções alinhadas com o mesmo número de espaços ou o equivalente em tabulações, é considerado como o mesmo bloco de código. É também multiplataforma e extensível [31].

Não é uma linguagem tão rápida como C ou C++ , mas é comum escrever-se partes críticas de um programa em C e depois juntá-las com *python* [32].

Medição Automática do Diâmetro da Aorta Torácica em TC

Pretende-se desenvolver uma metodologia para automatizar o processo de medição do diâmetro da aorta torácica considerada anatomicamente normal, através de uma sequência de imagens de tomografia computadorizada. A aplicação desenvolvida deve ser capaz de produzir resultados concordantes com o processo manual, diminuindo-se assim o tempo gasto utilizado no processamento manual deste tipo de exames. A metodologia para obtenção de diâmetros em aortas patológicas encontra-se em fase de desenvolvimento.

Com esse objectivo em vista, desenvolveu-se uma metodologia adequada à realização da tarefa proposta, tendo-se procedido à sua implementação com auxílio do ambiente integrado de processamento de imagem *Fiji*. A linguagem de programação usada para o efeito foi o *Jython*, uma variante do *Python* que corre sobre o ambiente virtual *Java*.

Nas secções que se seguem, descreve-se a metodologia e as diversas etapas da sua implementação.

3.1 Metodologia proposta

Para determinação automática do calibre da aorta em vários pontos da sua estrutura é necessário localizar essa estrutura na sequência de imagens que compõem o TC, determinando-se de seguida os planos de corte perpendiculares à estrutura e sobre os quais se procede às medições das grandezas pretendidas.

A metodologia proposta neste trabalho desenvolveu-se em 3 etapas ilustradas

no esquema da figura 3.1. A primeira etapa prepara a sequência de imagem para o processamento e define-se o sistema de coordenadas físicas associado ao corpo estudado no TC. Na segunda etapa procede-se à segmentação do sistema circulatório e através da linha central da aorta determinam-se os planos de corte perpendiculares a esta. Na última etapa procede-se à segmentação da aorta no plano de corte e medem-se as respectivas dimensões físicas.

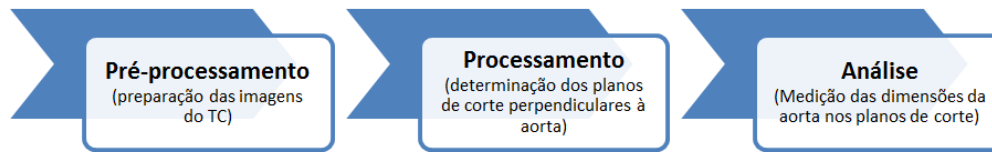


Fig. 3.1: Etapas da Metodologia.

Para implementação da metodologia seguiu-se o algoritmo proposto no fluxograma da figura A.1 em anexo que ilustra com mais detalhe as tarefas a realizar em cada etapa. Nas secções seguintes cada uma dessas tarefas é descrita com mais pormenor.

3.2 Pré-processamento

Entende-se como pré-processamento, todos os processos que foram realizados à imagem original, imagem de TC bruta, para a preparar para o processamento posterior, mas sem alterar a sua gama de valores.

O fluxograma do pré-processamento encontra-se na figura 3.2.

Ao extrair as informações referentes a cada caso clínico, verifica-se que existem parâmetros que diferem, como é o caso do tamanho do vóxel. Estes valores vão interferir na reconstrução da imagem, intervindo na imagem final e conseqüentemente na medição do diâmetro.

Antes de fazer qualquer processamento às imagens, foi necessário definir o sistema de coordenadas físicas a fim de poder localizar pontos no espaço. Os eixos desse sistema de coordenadas estão representados na figura 3.3.

A metodologia aplica-se ao conjunto de imagens *Dicom* da sequência de estudo, designadas por *stack* e que formam o volume do corpo analisado no TC. O *stack* de imagens “original” fornece as dimensões das imagens, em x, y e z e ainda o tamanho do vóxel para cada exame, assegurando uma correcta reconstrução final da imagem.

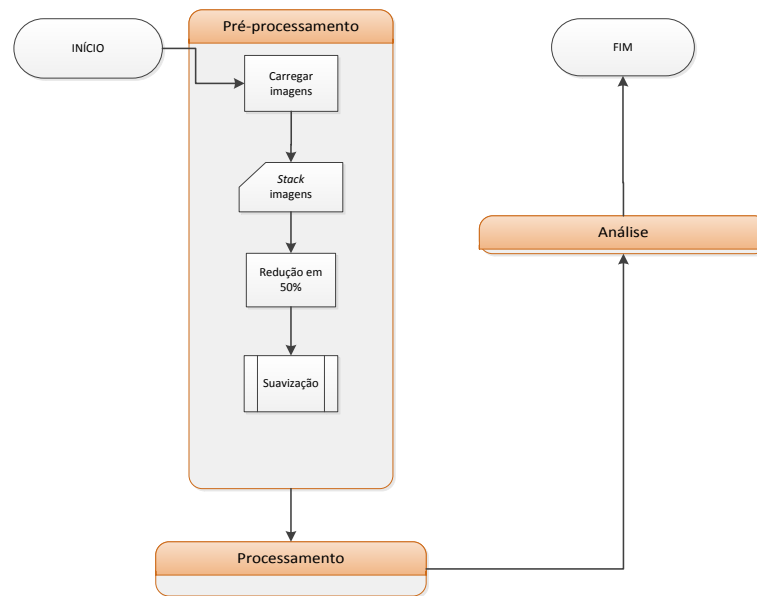


Fig. 3.2: Metodologia do pré-processamento.

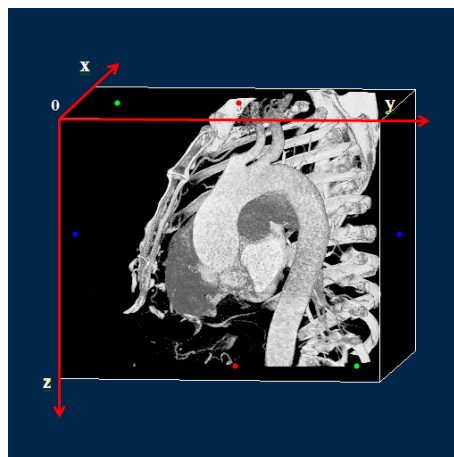


Fig. 3.3: Sistema de coordenadas físicas.

Após a leitura da sequência de imagens e criado o sistema de coordenadas físicas associada, procede-se a uma redução de 50% nas três dimensões com o objectivo de diminuir o tempo de processamento. É sobre este novo *stack* “reduzido” que se procede ao restante processamento (figura 3.4), sendo apenas a análise final executada sobre o *stack* “original”.

O *stack* reduzido é alvo de uma suavização através de um filtro de média. Este, vai substituir a intensidade de cada vóxel pela média dos vóxeis da vizinhança $3 \times 3 \times 3^1$. O resultado desta etapa é para além do *stack* original, um *stack* reduzido

¹ <http://rsbweb.nih.gov/ij/docs/guide> acedido dia 17/08/2012

com os respectivos sistemas de coordenadas físicas associados.

3.3 Processamento

Entende-se como processamento, todas as modificações à imagem original que conduzem ao resultado final.

O fluxograma do processamento encontra-se na figura 3.5.

Para determinar a região abrangida pela aorta aplica-se uma binarização à imagem, ou seja, converte-se para preto e branco, ficando com uma escala de 0-255. A máscara formada irá atribuir 0 ao preto e 255 ao branco [33], tornando o fundo preto e o objecto branco.

A segmentação é das etapas mais importantes de todo este processo. É essencial ajustar os valores do limiar (*threshold*) inferior e superior para a intensidade dos vóxeis do objecto a segmentar de forma assertiva, ajustando-se a todos os casos. O limite inferior do *threshold* é definido pelas paredes vaso, enquanto que o superior é através do preenchimento de contraste no interior do mesmo. Estes valores foram obtidos com recurso à análise do histograma, sendo fixo para todo o conjunto de imagens analisado (figura 3.6). O limite inferior é de 260 e o superior é de 650.

De seguida, efectuaram-se duas erosões (*erodes*) para remover os vóxeis das margens do objecto. Este passo serve para separar estruturas adjacentes à aorta que possam interferir na detecção desta.

O resultado do processamento após as erosões, é a segmentação da aorta e dos órgãos do sistema circulatório com contraste. De notar que a gama de valores considerada permite que as estruturas ósseas também possam ser incluídas nessa segmentação pelo que a erosão é um passo necessário para separar estas estruturas

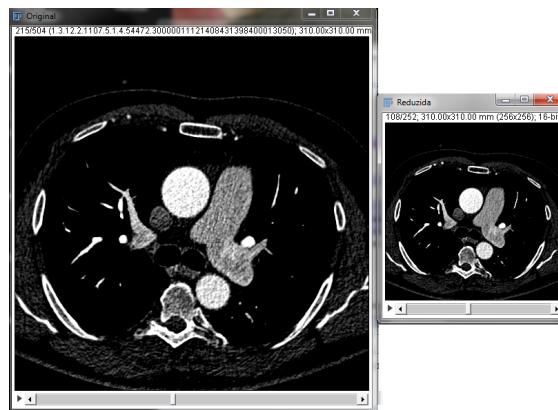


Fig. 3.4: Uma imagem da sequência original e após redução de 50%.

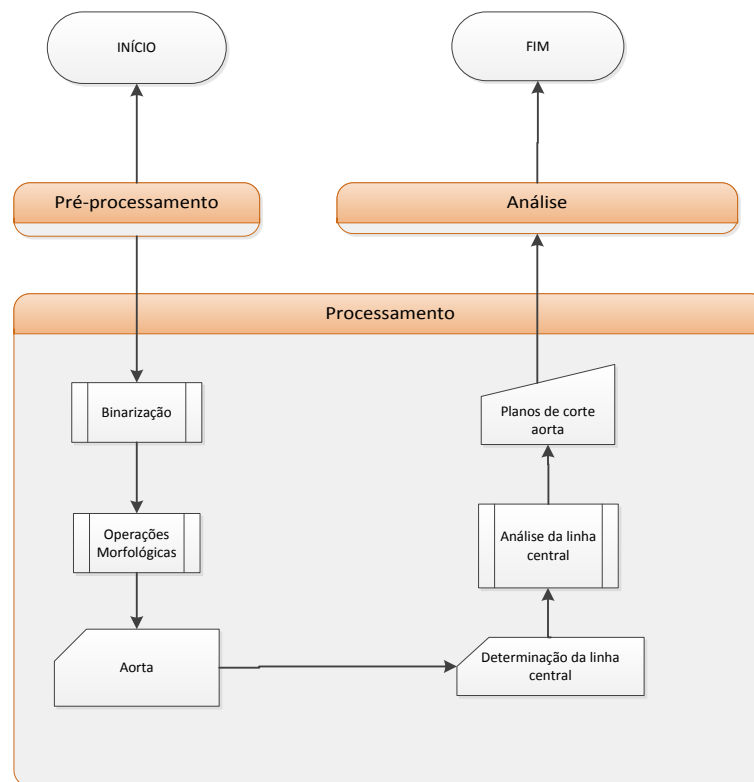


Fig. 3.5: Metodologia do processamento.

diferentes que possam estar unidas pontualmente. Por outro lado, espera-se que a aorta com contraste possua uma dimensão maior que qualquer uma das outras regiões incluídas na segmentação, pelo que no final da segmentação faz-se uma etiquetagem de todas as regiões presentes e considera-se a maior região como sendo aquela que contém a aorta. Na figura 3.7 (a) apresenta-se uma imagem binarizada, com o objecto a branco e fundo a preto que resultou do final deste procedimento.

A metodologia proposta neste trabalho tende a seguir o procedimento efectuado manualmente pelos especialistas. Nesse sentido, há ainda a necessidade de obter planos de corte perpendiculares à aorta e sobre os quais se efectuam as medições. O traçado da linha central da aorta permite atingir esse objectivo porque fornece a localização dos pontos onde se vai efectuar as medições do calibre e permite ainda a obtenção de secções de corte perpendiculares a esta linha central e que serão aproximadamente perpendiculares à aorta.

A aplicação do algoritmo proposto por Ignacio Arganda-Carreras², para obtenção do esqueleto de regiões 2D e 3D, é a metodologia adoptada neste trabalho para obtenção a linha central da aorta. É uma implementação do “*3D Thinning Algorithm*”

²iarganda@mit.edu acedido dia 17/08/2012

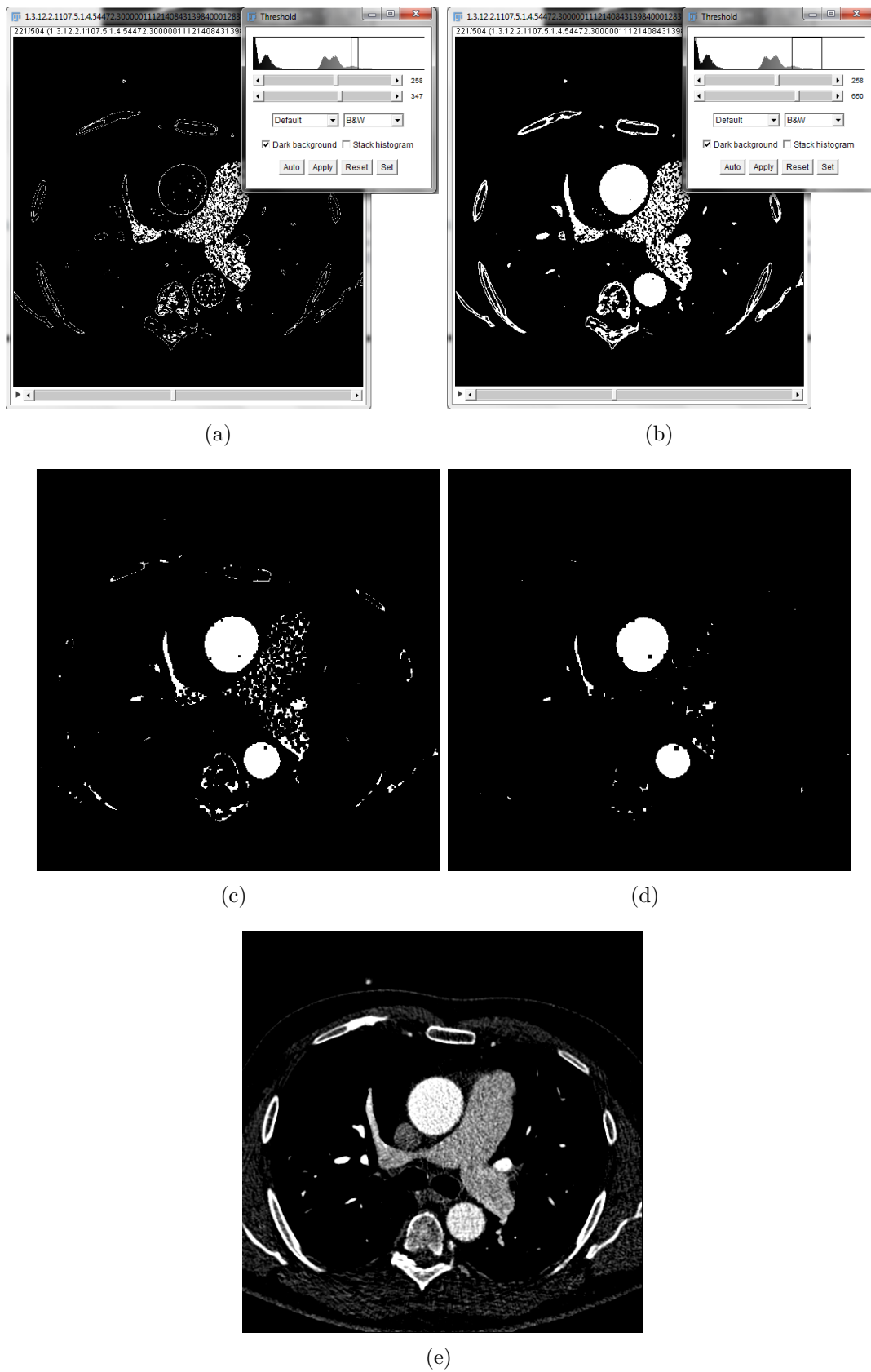


Fig. 3.6: Imagem segmentada com valores de *threshold* 258-347 em (a), delimitando as fronteiras do vaso, 258-650 em (b), exibindo o contraste no interior do vaso. Em (c), a imagem segmentada possui uma erosão e em (d) possui duas. É possível comparar com a imagem original em (e).



Fig. 3.7: (a) Imagem segmentada e (b) imagem volumétrica da linha central da aorta.

em *ITK* [34]. A idéia principal é a erosão da superfície do objecto, iterativamente, até restar somente o esqueleto. As erosões têm que ser feitas simetricamente para garantir a posição medial da linha central e para preservar a continuidade da mesma. Na figura 3.7 (b) apresenta-se o resultado da aplicação do algoritmo sobre a região ilustrada na figura 3.7 (a).

O conjunto de pontos que formam a linha central pode ser analisado por ferramentas específicas de modo a determinar, por exemplo, o percurso mais longo ou os pontos de cruzamento de linhas. De notar que o resultado produzido pelo algoritmo nem é apenas a linha central da aorta nem os pontos determinados seguem uma ordem que esteja de acordo com o pretendido para essa linha. Repare-se na figura 3.8 (a) onde se pode observar o cruzamento de diversas linhas com a aorta mesmo antes do coração.

Verificou-se que os resultados produzidos pelos algoritmos já implementados na ferramenta Fiji e na qual foi desenvolvida esta metodologia, não eram razoáveis para determinar correctamente a linha central após a obtenção do esqueleto, pelo que optou-se por analisar o conjunto de pontos que definem a linha central com o objectivo de determinar com rigor a linha central da aorta até, pelo menos, ao coração. A partir do coração, a linha central já não tem sentido físico e os restantes pontos podem ser ignorados sem risco para a metodologia.

A determinação da linha central da aorta é baseada no seguinte procedimento:

1. a linha central inicia-se no ponto de cota mais elevada (fisicamente, corres-

- ponde ao último ponto da aorta descendente na sequência de pontos que formam a linha central);
2. determinam-se os vizinhos mais próximos do último ponto incluído na linha central (consideram-se para vizinhos aqueles que ainda não pertencem à linha central e estão num vóxel contíguo);
 3. havendo apenas um, ele é incluído na linha central;
 4. havendo vários:
 - (a) com os últimos 9 pontos da linha central obtém-se por regressão quadrática uma previsão das coordenadas do próximo ponto;
 - (b) escolhe-se o vizinho que está mais próximo do ponto previsto
 5. repetir o procedimento enquanto houver vizinhos.

Assim definida a *centerline*, esta corresponde ao caminho desde a aorta descendente até ao coração, sendo o caminho determinado pela posição sucessiva dos pontos vizinhos previstos pela curva formada pelos pontos que o precedem. Na figura 3.8 (b) mostra-se a linha determinada por este procedimento para o esqueleto apresentado em (a). O caminho correcto aparece a vermelho sobreposto à linha azul do esqueleto e corresponde à correcta linha central da aorta.

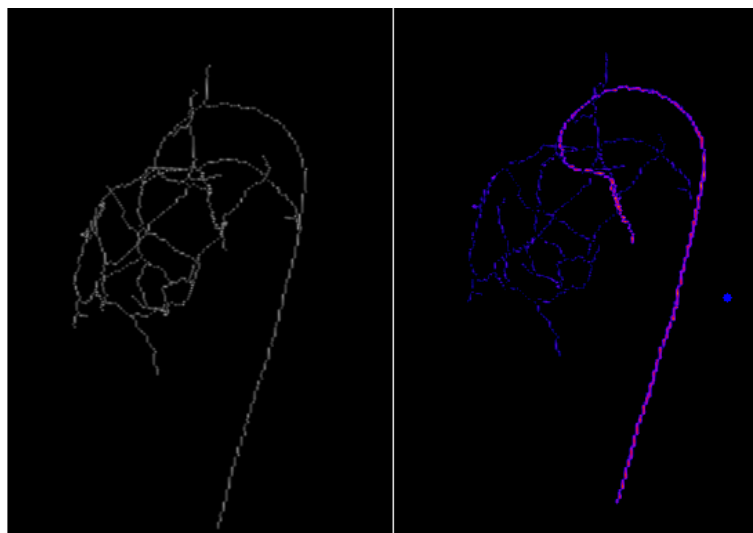


Fig. 3.8: Imagem volumétrica da linha central. Na figura (a) o algoritmo poderia seguir vários caminhos e dar um resultado errado, enquanto que na figura (b) já existe um caminho especificado para ele seguir.

A determinação da região da aorta sobre a qual se vai proceder à análise está limitada à região entre a aorta ascendente e a aorta descendente. Para tal, é determinada a cota do “centro do coração”, que é o local onde se regista maior concentração de contraste e que irá auxiliar na marcação do início e fim da análise. A cota deste ponto corresponde ao máximo do perfil de intensidades obtido por projecção da informação contida em cada plano XOY sobre o eixo dos ZZ.

O início da análise começa na aorta descendente e termina na aorta ascendente passando pela crossa da aorta a qual se localiza na região da linha central cujas cotas possuem os menores valores. A partir da cota do ponto determinado para o máximo do contraste limitou-se a região a analisar; na aorta descendente até mais 60 mm e na aorta ascendente até menos 35 mm. No entanto na aorta ascendente não se pesquisa além dos pontos cuja cota seja superior em 45 mm à menor cota dos pontos da crossa. A região a analisar definida pela linha central apresentada na figura 3.9 (b) está ilustrado na imagem (a) da mesma figura sob a forma de planos de corte.

A linha central é de seguida suavizada com recurso a interpolação por β -splines³ fazendo-se uma interpolação entre pontos não sucessivos da linha central, assim, assegura-se também a continuidade da linha.

A informação contida na linha central suavizada, vai ser a base para a determinação dos planos de corte. O procedimento baseia-se na determinação do vector tangente, \vec{T} , à curva em cada ponto. Em cada ponto da linha central onde se vai pro-

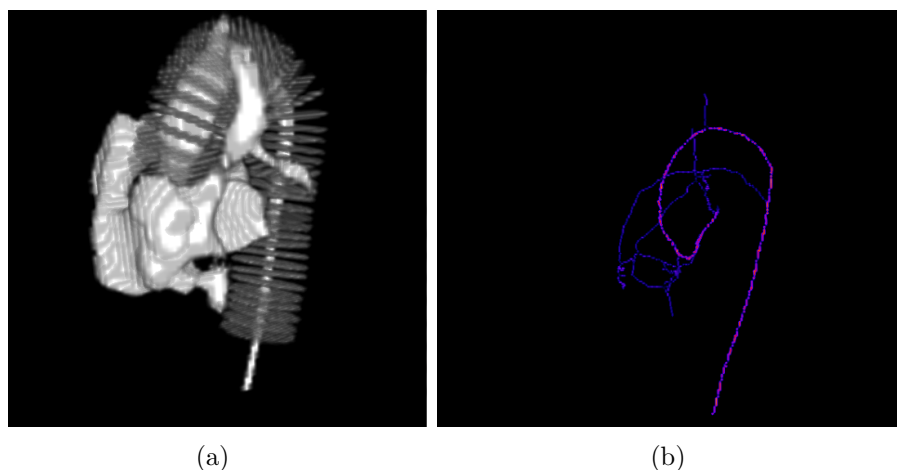


Fig. 3.9: Delimitação da região analisada da aorta: em (a) imagem dos planos de corte e em (b) imagem da centerline.

³<http://biocomp.cnb.uam.es/iarganda/SplineDeformationGenerator> acedido dia 17/08/2012

ceder à análise obtém-se o vector tangente através da curva que aproxima o conjunto dos seus 10 pontos vizinhos. Esta aproximação é calculada por regressão quadrática efectuada separadamente sobre cada dimensão, X , Y e Z . De seguida definem-se mais dois vectores, \vec{N} e \vec{B} , perpendiculares ao vector tangente e perpendiculares entre si, definindo-se com os seus três versores um triedro. Com os versores de \vec{N} e \vec{B} define-se o plano normal à linha central e que passa naquele ponto em que incide a análise.

O ajuste da informação entre os sistemas de coordenadas físicas criados para o stack reduzido e stack original é feito nesta fase.

A intercepção deste plano com o stack original resulta num plano de corte perpendicular à aorta e que contém a informação necessária para se efectuarem as medições.

3.4 Análise

A análise é a última etapa da metodologia proposta e é nesta fase que se vão efectuar medições nas imagens obtidas anteriormente, após a segmentação dos planos de corte.

O fluxograma da análise encontra-se ilustrado na figura 3.10.

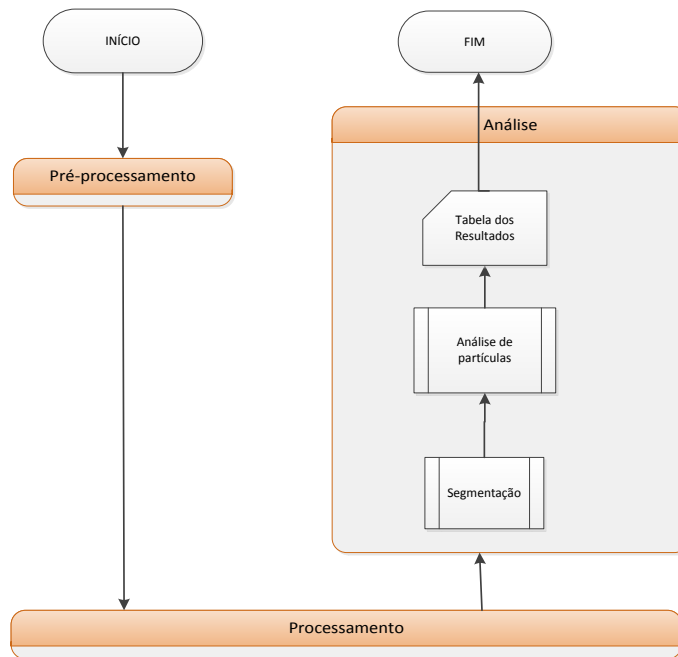


Fig. 3.10: Metodologia da análise.

A segmentação da aorta neste plano de corte tem de ser rigorosa pelo que se optou por aplicar um algoritmo de crescimento de regiões, definindo as intensidades mínima e máxima a considerar nesse crescimento. A semente a partir da qual a região vai crescer é o ponto do plano que corresponde ao ponto da linha central onde a análise está a ser efectuada⁴.

A região segmentada final irá conter todos os píxeis conectados à semente dentro dos limites de intensidade. De modo a limitar a região segmentada à aorta aplicou-se ainda uma segmentação baseada no método de *Watershed*⁵. O método baseia-se em erosões e dilatações sucessivas, dilatando o objecto até ao tamanho original sem preencher aqueles que pertencem a outro objecto. No final obtém-se os contornos de cada região contida na imagem.

Na figura 3.11 são apresentadas imagens de um plano de corte (à esquerda), da segmentação obtida pelo algoritmo de crescimento de regiões (centro) e pelos contornos da região obtidos após o método de segmentação *Watershed* (à direita).

Na análise das regiões segmentadas no plano de corte, são aplicados dois métodos alternativos de análise de partículas. O primeiro baseia-se na caracterização da elipse que melhor se ajusta aos pontos do contorno da região; o segundo determina as dimensões mínimas de uma caixa envolvente (*bounding box*) orientado que contém o objecto em análise, sendo estas dimensões designadas por diâmetro maior de Feret e diâmetro menor de Feret⁶. Para cada região é também determinada a sua área



Fig. 3.11: Plano perpendicular à artéria aorta, imagem segmentada por crescimento de regiões e o contorno correspondente obtido pelo método de *Watershed*, respectivamente.

⁴<http://ij-plugins.sourceforge.net/plugins/3d-toolkit/example-connected-threshold-growing.html> acedido dia 17/08/2012

⁵<http://www.imagesurvey.com.br/2009/03/watershed-em-imagens-binarias-e-um-exemplo-util-com-imagej> acedido dia 17/08/2012

⁶<http://imagejdocu.tudor.lu> acedido dia 17/08/2012

em píxeis quadrados e as coordenadas do seu centro de massa. A região é aceita se contiver no seu interior a semente usada para a segmentação. Todas as restantes regiões não são consideradas.

O resultado final da análise será uma projecção YZ da aorta torácica com a *centerline* no seu interior e com a sobreposição dos planos de corte perpendiculares devidamente identificados. Os valores do diâmetro aparecem no lado esquerdo da imagem, em mm, com a identificação do plano correspondente (figura 3.12).

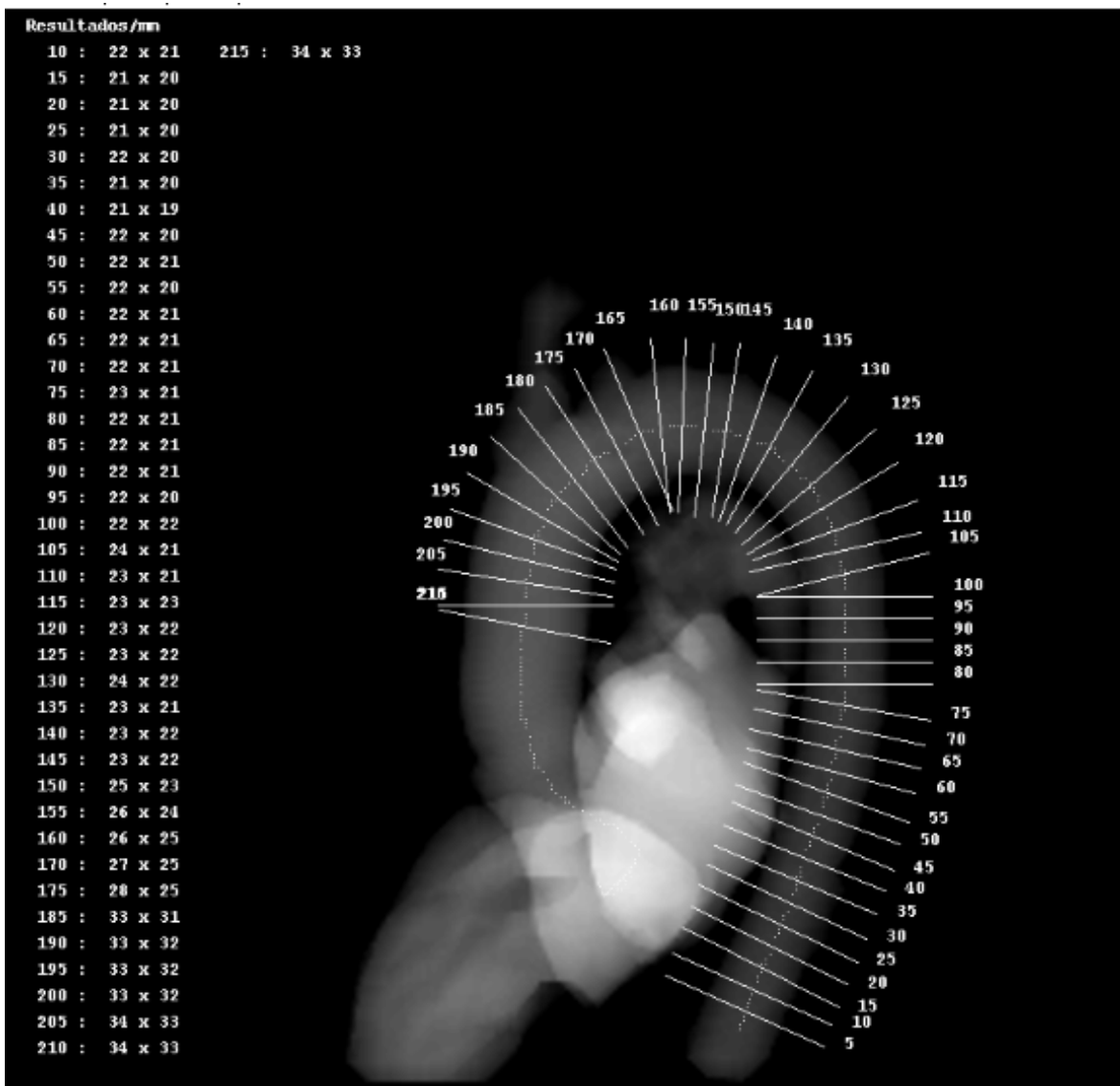


Fig. 3.12: Imagem resultante da análise

Resultados

O conjunto de exames de tomografia computadorizada utilizados neste trabalho é constituído por 12 amostras (TC) em formato Dicom, para as quais se conhece os resultados da medição manual do diâmetro da aorta obtidos por especialistas.

Os exames escolhidos foram sujeitos a uma selecção inicial para se uniformizar a amostra. A anatomia de todos os pacientes envolvidos é considerada normal, não se consideraram aqueles com patologias graves (aneurismas, estenoses) e são todos adultos. Tanto o sexo do paciente como o seu peso foram considerados irrelevantes para a escolha dos exames. Convém salientar que todos os estudos utilizados foram sujeitos a um processo de anonimização que impede o acesso a informações privadas de cada paciente.

Neste capítulo apresentam-se os resultados manuais e os obtidos automaticamente pela metodologia proposta. Procede-se ainda a uma análise de concordância dos métodos automático e manual e discute-se que procedimento deve ser adoptado para medição automática da aorta.

4.1 Resultados

Como referido no capítulo 3, as informações contidas nos ficheiros em formato Dicom contêm informação relevante que deve ser tida em atenção para se especificar o sistema de coordenadas físicas adequado a cada amostra. O tamanho do vóxel das amostras do conjunto de dados está apresentado na tabela 4.1.

Os resultados das medições manuais efectuados pelos especialistas nos pontos chave da aorta torácica encontram-se listados na tabela 4.2.

Utilizando o ambiente Fiji implementou-se a metodologia proposta no capítulo 3

Tab. 4.1: Tamanho do voxel em milímetros

Caso Clínico	V _x	V _y	V _z
Caso 1	0,59	0,59	0,50
Caso 2	0,43	0,43	0,50
Caso 3	0,61	0,61	0,50
Caso 4	0,59	0,59	0,50
Caso 5	0,47	0,47	0,50
Caso 6	0,52	0,52	0,50
Caso 7	0,59	0,59	0,50
Caso 8	0,59	0,59	0,50
Caso 9	0,67	0,67	0,50
Caso 10	0,59	0,59	0,50
Caso 11	0,67	0,67	0,50
Caso 12	0,73	0,73	0,50

Tab. 4.2: Diâmetros da aorta - Medição efectuada em milímetros pelo CHVNG

Caso Clínico	Ao Asc	TBC	ACE	ASE	Istmo	Ao Desc
Caso 1	41 × 36	40 × 33	— — —	28 × 23	30 × 24	30 × 26
Caso 2	26 × 25	27 × 22	22 × 21	20 × 18	17 × 16	19 × 18
Caso 3	45 × 44	40 × 36	—	33 × 32	29 × 27	28 × 28
Caso 4	30 × 27	27 × 23	—	23 × 22	19 × 18	14 × 14
Caso 5	48 × 46	40 × 35	—	34 × 30	29 × 29	28 × 25
Caso 6	31 × 30	32 × 28	30 × 27	27 × 24	25 × 22	19 × 18
Caso 7	34 × 33	31 × 30	—	28 × 25	22 × 21	—
Caso 8	32 × 29	30 × 29	29 × 27	30 × 27	27 × 23	25 × 23
Caso 9	34 × 30	—	—	—	—	—
Caso 10	56 × 54	40 × 38	—	—	27 × 20	25 × 23
Caso 11	52 × 50	44 × 41	—	—	27 × 26	27 × 26
Caso 12	41 × 39	34 × 32	—	26 × 23	19 × 19	18 × 15

de que resultou uma aplicação capaz de efectuar a medição automática do diâmetro da artéria aorta no segmento compreendido entre a aorta descendente e a aorta ascendente. Dos casos clínicos utilizados, o caso 3 foi aquele que serviu de treino para o desenvolvimento da aplicação, escolhido aleatoriamente. O caso 5, por ser diferente do caso 3, serviu para verificar a viabilidade da metodologia e os restantes casos serviram de validação.

Para cada amostra obteve-se uma tabela de resultados com a posição de todos os vértices onde são efectuadas medição e os resultados das medições do calibre da aorta nesses pontos. Em posse desses valores, associaram-se quais correspondem a medições nos pontos chave com recurso à ajuda de um especialista na área.

As tabelas apresentadas de seguida exibem as medições efectuadas pela aplicação desenvolvida com os dois métodos de medição propostos: Elipse (tabela 4.3) e *Feret* (tabela 4.4).

Tab. 4.3: Diâmetros da aorta - Medição efectuada em milímetros pela aplicação com o método da elipse

Caso Clínico	Ao Asc	TBC	ACE	ASE	Istmo	Ao Desc
Caso 1	41 × 38	40 × 35	—	29 × 24	30 × 26	29 × 26
Caso 2	—	—	—	—	—	—
Caso 3	46 × 42	39 × 38	—	34 × 31	30 × 28	29 × 28
Caso 4	30 × 27	27 × 24	—	25 × 21	20 × 19	15 × 14
Caso 5	49 × 47	38 × 35	—	32 × 30	30 × 29	27 × 26
Caso 6	31 × 30	32 × 30	—	26 × 24	25 × 23	20 × 20
Caso 7	—	—	—	—	—	—
Caso 8	30 × 29	29 × 28	—	27 × 25	26 × 24	25 × 23
Caso 9	35 × 30	31 × 28	—	28 × 25	26 × 25	22 × 21
Caso 10	59 × 55	41 × 39	—	31 × 26	27 × 22	25 × 24
Caso 11	50 × 48	46 × 43	—	34 × 31	27 × 26	27 × 26
Caso 12	—	—	—	—	—	—

As medições dos três primeiros pontos de medição, anel valvular, seios de Valsalva e junção sinotubular, não são apresentadas, pois não foram conseguidas através da aplicação.

Através da tabela 4.2 é possível verificar que no hospital nem sempre são feitas todas as medições protocoladas. Isto deve-se, por vezes, à difícil visualização de alguns pontos que impossibilita a medição do seu diâmetro.

Tab. 4.4: Diâmetros da aorta com o método de *Feret* - Medição efectuada em milímetros pela aplicação

Caso Clínico	Ao Asc	TBC	ACE	ASE	Istmo	Ao Desc
Caso 1	42 × 39	40 × 37	—	32 × 27	29 × 26	30 × 27
Caso 2	—	—	—	—	—	—
Caso 3	48 × 43	40 × 39	—	35 × 32	31 × 29	29 × 28
Caso 4	31 × 28	28 × 24	—	27 × 22	21 × 20	16 × 14
Caso 5	49 × 47	39 × 35	—	33 × 30	31 × 30	28 × 26
Caso 6	34 × 32	33 × 30	—	27 × 24	26 × 23	22 × 20
Caso 7	—	—	—	—	—	—
Caso 8	31 × 30	30 × 28	—	28 × 25	28 × 25	25 × 24
Caso 9	38 × 30	33 × 28	—	29 × 26	28 × 26	23 × 22
Caso 10	58 × 56	41 × 40	—	34 × 27	28 × 23	26 × 24
Caso 11	52 × 50	47 × 44	—	35 × 31	28 × 27	28 × 26
Caso 12	—	—	—	—	—	—

É visível, também, na mesma tabela, que alguns pontos de medição mencionados ao longo deste trabalho estão omitidos. A parte proximal da ramificação da ACE não é apresentada, uma vez que a sua detecção é difícil devido à proximidade anatómica com a ASE.

4.2 Análise dos Resultados

Irá analisar-se qual dos dois métodos é o que mais se aproxima às medições fornecidas pelo hospital. Para tal, recorreu-se a um gráfico de dispersão e à análise estatística de *Bland-Altman* [35]. O gráfico de dispersão é feito entre as duas medidas com a recta diagonal de concordância. O gráfico de *Bland-Altman* é um gráfico de dispersão que relaciona as médias dos dois métodos no eixo do X, com a diferença entre eles no eixo do Y. Permite avaliar a relação das discordâncias com as medidas avaliadas. A média dos erros (viés) analisa a concordância dos dois métodos. Os limites de concordância superior (LSC) e inferior (LIC) servem para concluir se as diferenças entre os métodos são, ou não, relevantes.

Ao comparar as medidas do maior diâmetro obtidas pelo método da elipse com as medidas do hospital, verifica-se que as medidas têm uma forte correlação uma vez que o coeficiente de correlação (r) é 0.99 (figura 4.1 (a)). Apresentam, também, uma

boa concordância, uma vez que a média dos erros (viés) é próxima de 0 não sendo estatisticamente significativa. Os limites de concordância apontam que a diferença entre a maior parte das medidas não é maior que 2.92 mm (figura 4.1 (b)).

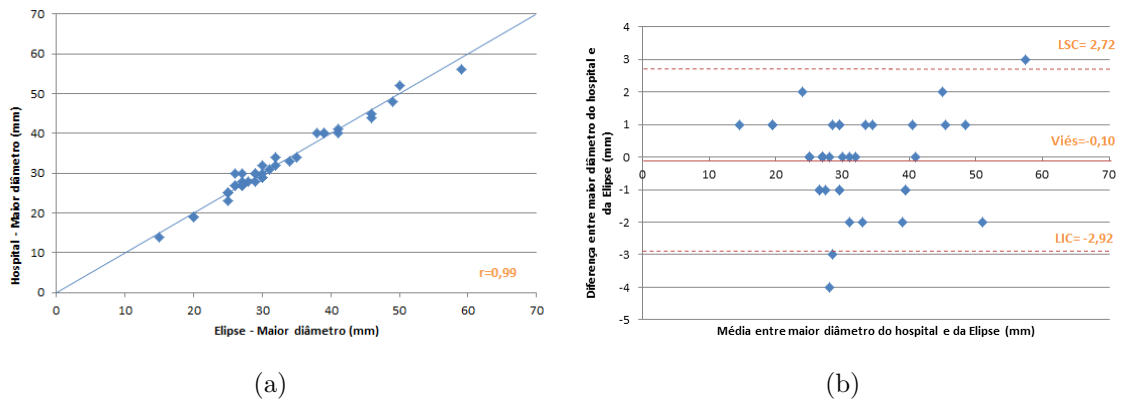


Fig. 4.1: Gráfico de dispersão para o maior diâmetro medido pela elipse e pelo hospital em (a) e para a diferença e média entre as medidas do maior diâmetro medido pela elipse e pelo hospital em (b).

Para o mesmo método mas com as medidas do menor diâmetro, as medições do hospital e as medições da aplicação possuem uma correlação de 0.98. A média dos erros é de 0.5 mm e o máximo de diferença entre as medições é de 3.75 mm (figura 4.2).

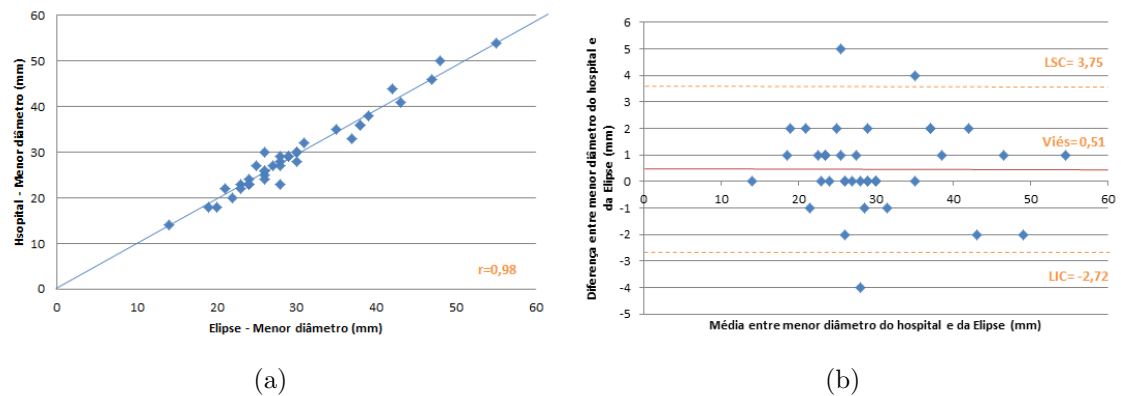


Fig. 4.2: Gráfico de dispersão para o menor diâmetro medido pela elipse e pelo hospital em (a) e para a diferença e média entre as medidas do menor diâmetro medido pela elipse e pelo hospital em (b).

Analisando as medições do maior diâmetro da aplicação com o método de *Feret* e as medições do hospital, vê-se que possuem uma correlação forte de 0.97. O viés já é significativo, 1.08 mm e a diferença máxima apresentada foi de 4.09 mm (fig. 4.3).

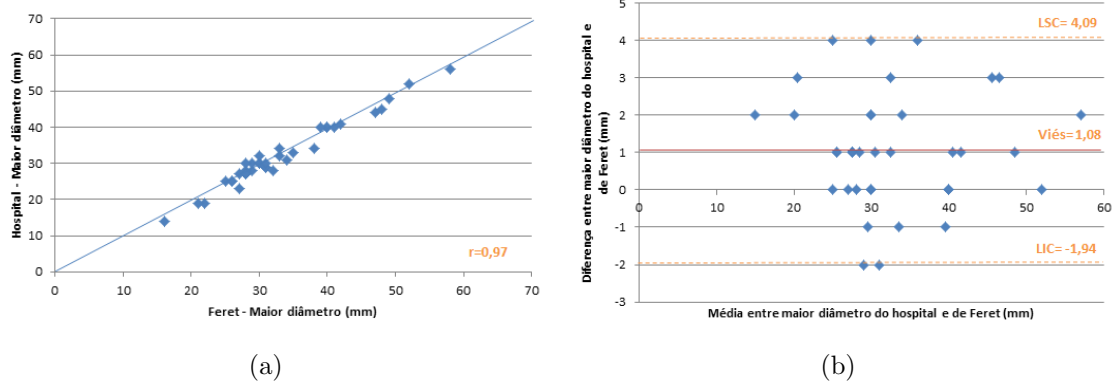


Fig. 4.3: Gráfico de dispersão para o maior diâmetro medido pelo método de *Feret* e pelo hospital em (a) e para a diferença e média entre as medidas do maior diâmetro medido pela *Feret* e pelo hospital em (b).

Para o menor diâmetro, a correlação é de 0.98, forte, mas o viés é estatisticamente significativo, 1.05 mm. A diferença máxima entre as medições da aplicação com este método e as medições do hospital foi de 4.06 mm (figura 4.4).

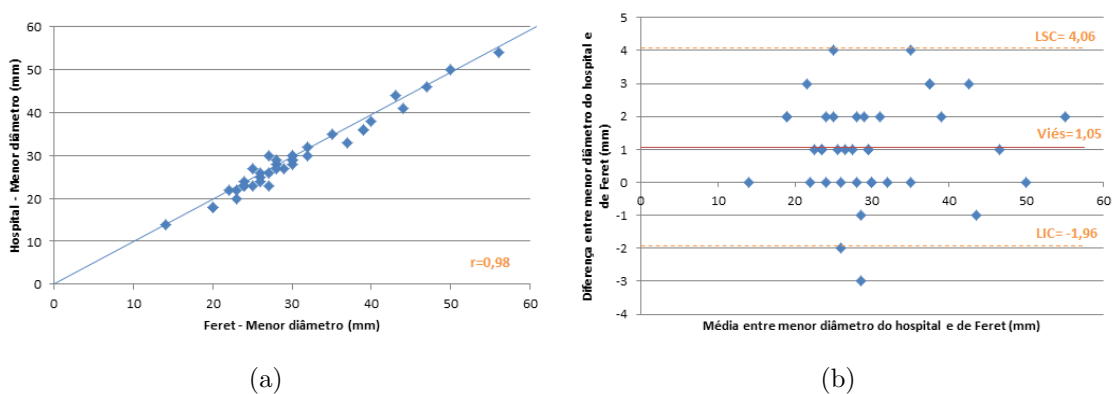


Fig. 4.4: Gráfico de dispersão para o menor diâmetro medido pelo método de *Feret* e pelo hospital em (a) e para a diferença e média entre as medidas do menor diâmetro medido pela *Feret* e pelo hospital em (b).

Por tudo isto se conclui, que o método mais concordante é o método da elipse, pois tem uma correlação muito forte, 0.99 para o maior diâmetro, e 0.98 para o menor diâmetro e pode-se considerar um método concordante com o método do

hospital, uma vez que o viés é próximo de 0 para o maior e menor diâmetro. Na tabela 4.5 estão apresentados os resultados obtidos pela aplicação com o método da elipse e aqueles obtidos no hospital.

4.3 Discussão dos Resultados

O caso 2 foi alvo de um erro técnico e parte da sua informação foi apagada, pelo que não foi possível efectuar qualquer medição.

No caso 7, apesar de existir uma visível patologia (figura 4.5 (a) e (b)), a cen-

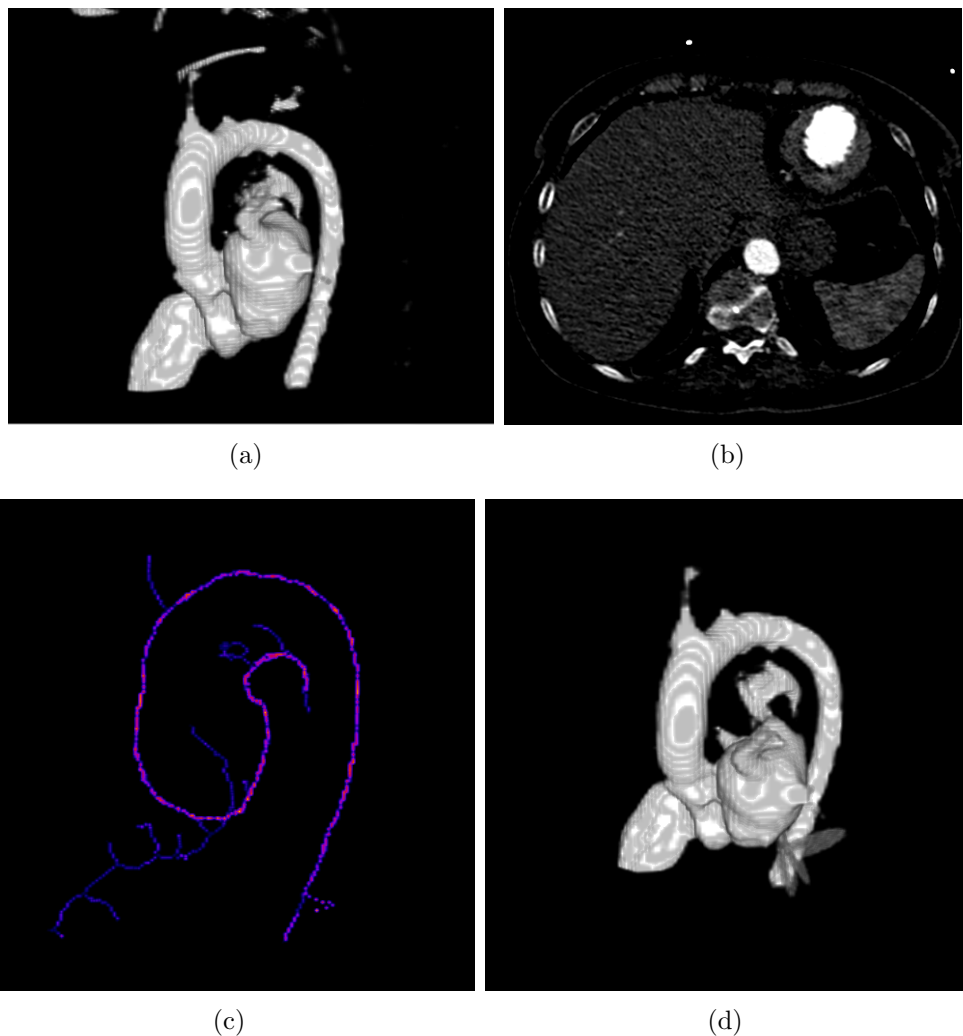


Fig. 4.5: Erro no caso 7: em (a) imagem tridimensional do resultado da segmentação; em (b) imagem 2D correspondente à última *slice* adquirida pelo TC; em (c) reconstrução 3D da linha central e em (d) imagem volumétrica dos planos de corte adquiridos.

Tab. 4.5: Diâmetros da aorta - Medição efectuada em milímetros pela aplicação com o método da elipse e pelo hospital

Caso Clínico	Ao Asc	TBC	ACE	ASE	Istmo	Ao Desc
Caso 1 (Elipse)	41 × 38	40 × 35	—	29 × 24	30 × 26	29 × 26
Caso 1 (Hospital)	41 × 36	40 × 33	— — —	28 × 23	30 × 24	30 × 26
Caso 2 (Elipse)	—	—	—	—	—	—
Caso 2 (Hospital)	26 × 25	27 × 22	22 × 21	20 × 18	17 × 16	19 × 18
Caso 3 (Elipse)	46 × 42	39 × 38	—	34 × 31	30 × 28	29 × 28
Caso 3 (Hospital)	45 × 44	40 × 36	—	33 × 32	29 × 27	28 × 28
Caso 4 (Elipse)	30 × 27	27 × 24	—	25 × 21	20 × 19	15 × 14
Caso 4 (Hospital)	30 × 27	27 × 23	—	23 × 22	19 × 18	14 × 14
Caso 5 (Elipse)	49 × 47	38 × 35	—	32 × 30	30 × 29	27 × 26
Caso 5 (Hospital)	48 × 46	40 × 35	—	34 × 30	29 × 29	28 × 25
Caso 6 (Elipse)	31 × 30	32 × 30	—	26 × 24	25 × 23	20 × 20
Caso 6 (Hospital)	31 × 30	32 × 28	30 × 27	27 × 24	25 × 22	19 × 18
Caso 7 (Elipse)	34 × 33	33 × 32	25 × 23	28 × 25	23 × 21	22 × 21
Caso 7 (Hospital)	34 × 33	31 × 30	—	28 × 25	22 × 21	—
Caso 8 (Elipse)	30 × 29	29 × 28	—	27 × 25	26 × 24	25 × 23
Caso 8 (Hospital)	32 × 29	30 × 29	29 × 27	30 × 27	27 × 23	25 × 23
Caso 9 (Elipse)	35 × 30	31 × 28	—	28 × 25	26 × 25	22 × 21
Caso 9 (Hospital)	34 × 30	—	—	—	—	—
Caso 10 (Elipse)	59 × 55	41 × 39	—	31 × 26	27 × 22	25 × 24
Caso 10 (Hospital)	56 × 54	40 × 38	—	—	27 × 20	25 × 23
Caso 11 (Elipse)	50 × 48	46 × 43	—	34 × 31	27 × 26	27 × 26
Caso 11 (Hospital)	52 × 50	44 × 41	—	—	27 × 26	27 × 26
Caso 12 (Elipse)	—	—	—	—	—	—
Caso 12 (Hospital)	41 × 39	34 × 32	—	26 × 23	19 × 19	18 × 15

terline seguia dois caminhos como se pode verificar na figura 4.5 (c). Este erro é facilmente corrigido aumentando o número de erosões (figura 4.6 (a) e (b)). Contudo, não se pode aumentar desmesuradamente o número de erosões pois cada erosão retira 2 vóxeis a cada diâmetro da elipse. Ao aplicar 8 erosões, por exemplo, vão ser erodidos cerca de 16 mm do diâmetro da elipse, tendo em atenção as dimensões dos vóxeis da tabela 4.1. Nos casos em que existem secções da aorta com diâmetro inferior a 16 mm, consecutivas erosões iriam quebrar a ligação da *centerline*.

O número de erosões foi aumentado corrigindo o erro deste caso e não comprometendo nenhum dos outros casos de teste.

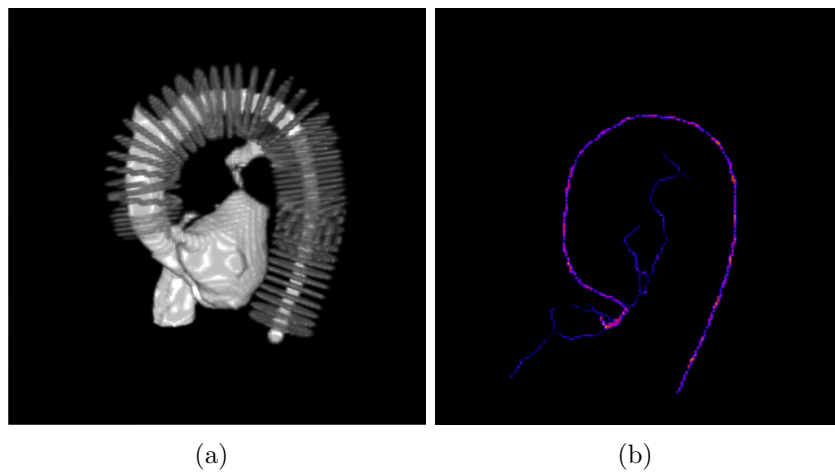


Fig. 4.6: Correção do erro no caso 7: em (a) imagem tridimensional dos planos de corte e em (b) reconstrução 3D da linha central

O caso 12 é um exemplo da incompatibilidade desta aplicação com casos clínicos com patologia grave. Não foi possível extrair qualquer medição, pois o algoritmo perdia-se ao longo da aorta descendente, como é possível ver no traçado da *centerline* (figura 4.7). Ao efectuar uma reconstrução 3D deste exame, detectou-se uma coartação na aorta descendente, com um estreitamento de cerca de 2-3mm, que era a razão pela qual o algoritmo falhava, uma vez que comprometia o livre fluxo do sangue e contraste (figura 4.8).

As medições provenientes da aplicação foram testadas manualmente numa imagem original onde o corte tivesse sido horizontal e na imagem final reconstruída correspondente e, os valores eram coincidentes. Segue, na figura 4.11, um exemplo. Para que a medição possa ser efectuada na imagem original, teve que ser seleccionado, através da imagem volumétrica dos planos de corte, um corte que fosse horizontal. Esse plano encontrava-se ao longo da aorta descendente. Através da

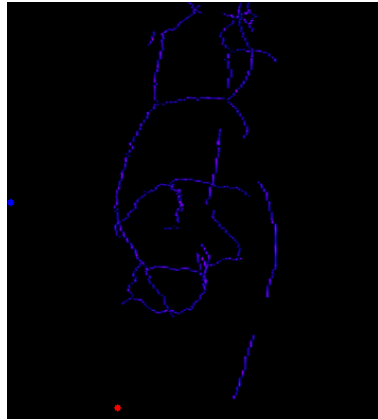


Fig. 4.7: *Centerline* anómala

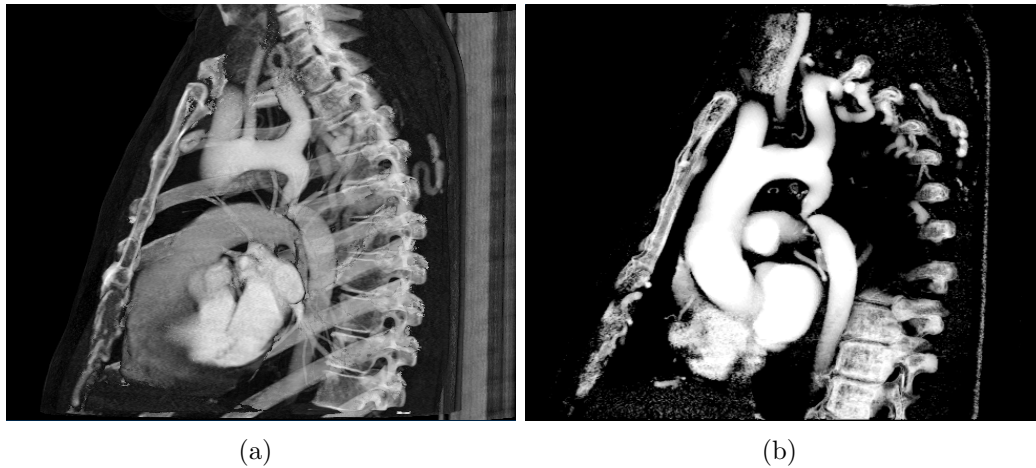


Fig. 4.8: Coartação Aórtica. Imagem original reconstruída em 3D em (a) e imagem original segmentada e reconstruída em 3D (b). De notar o estreitamento na aorta descendente, que compromete o fluxo sanguíneo.

coordenada z , identificou-se esse corte no *stack* original e procedeu-se à medição manual do seu diâmetro maior e o perpendicular a este. Como se pode verificar na imagem (a), a medida extraída é de 29,57 mm. A imagem (b) mostra o diâmetro perpendicular ao maior e tem uma medida de 27,41 mm. Seguidamente, efectua-se a mesma medição mas na imagem reconstruída do plano perpendicular da aorta. Identificou-se a *slice* com a coordenada z correspondente e efectuou-se a medição. O eixo maior (imagem (c)) tem um valor de 29,41 mm e o eixo perpendicular (imagem (d)) tem um valor de 27,50 mm. Os resultados da aplicação são correctos.

A discrepância das medições da aplicação em alguns casos, deve-se ao facto de corresponderem a medições em pontos com uma extensão considerável de cortes possíveis para medição, como é o caso da aorta ascendente e descendente. Nos

pontos que são definidos por uma só zona, isto é, em pontos que só têm um local definido para a sua medição, como é o caso dos pontos imediatamente antes das bifurcações e no istmo aórtico a diferença não é tão considerável.

Os valores apresentados anteriormente estão sujeitos a um erro, como está implícito em todas as aplicações. O máximo erro inerente é quando o vóxel é cortado na diagonal, na imagem original. Isto provoca um erro de cerca de 1,5mm para o conjunto de exames de TC da amostra.

O tempo total de processamento ronda os 2 minutos e 30 segundos por TC, o que ainda é bastante elevado. Na tabela 4.6 é possível ver o tempo de processamento sem redução e com redução de 50% para cada etapa. Os valores desta tabela são referentes ao processamento num computador portátil normal e para um exame de TC de cerca de 500 cortes.

Tab. 4.6: Tempo de processamento de cada etapa, em segundos

Etapas	Sem redução	Com redução de 50%
Carregar a sequência de Imagens Dicom	16	16
Reduzir a imagem e suavizá-la	1	12
Segmentar a aorta	167	12
Desenhar a linha central	316	24
Criar a projecção YZ	434	43
Segmentar os planos de corte	66	31
Tempo Total	1000	138

As medidas do diâmetro na aorta foram extraídas através da escolha visual do plano de corte que mais se aproximava ao ponto a medir. Em falta está a automatização da escolha da medição somente para os pontos descritos anteriormente.

4.4 Optimização da Aplicação

Para tornar a aplicação mais amigável visualmente, a mesma foi optimizada. Desta forma só aparecem as janelas estritamente necessárias: a projecção YZ com os planos de corte e respectivas medições, a imagem da aorta segmentada com os planos de corte perpendiculares, caso se necessite de alguma confirmação e a tabela de resultados (figura 4.9).

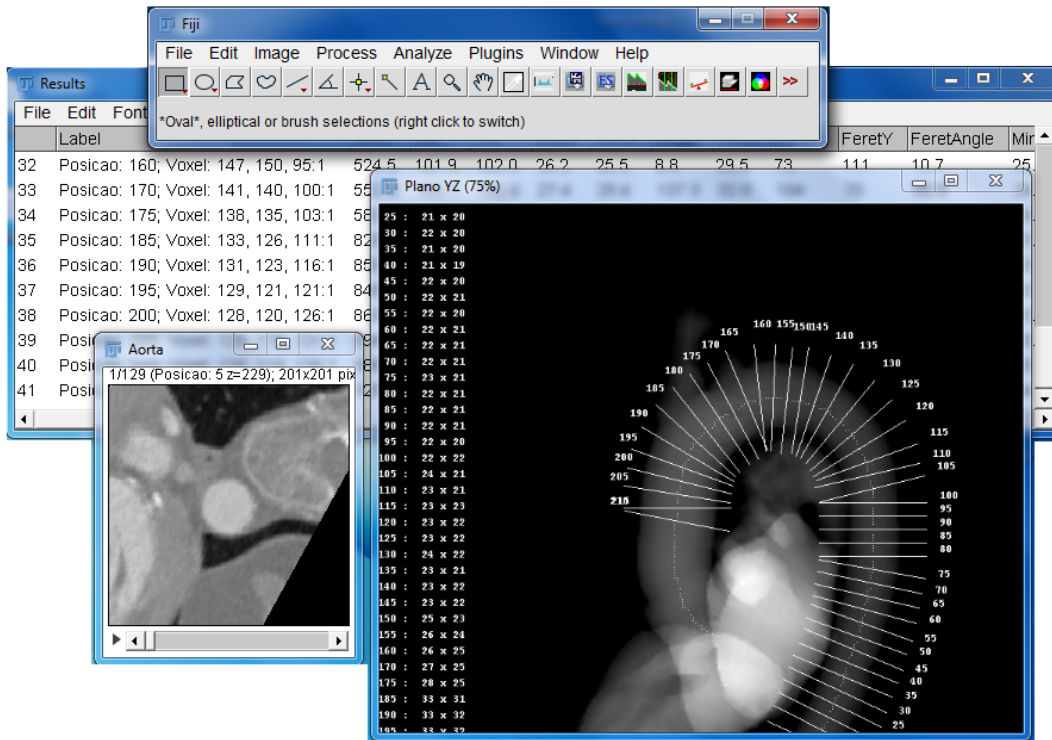


Fig. 4.9: Optimização da aplicação

4.5 Integração com um Visualizador

A integração desta aplicação com um visualizador de imagens médicas já existente, vem com o intuito de tornar a sua utilização mais amigável para um utilizador habituado a trabalhar com o visualizador.

Uma vez que o desenvolvimento desta aplicação foi sugerido pela equipa de Angio-TC do CHVNG, o *software* escolhido para a integrar foi o *OsiriX*¹.

O *OsiriX*   um *software* de processamento de imagem dedicado a imagens de formato DICOM produzidas pelos vários equipamentos de imagens médicas (TC, RM, PET, SPECT, ...) [36].

Este *software* foi desenvolvido para uma navegação e visualização de imagens 2D, 3D, 4D e 5D [37].

O *OsiriX* suporta uma completa arquitectura de *plugins* que permite expandi-lo em função das necessidades individuais.

Este *software* possui uma versão comercial e uma versão *open-source*, limitado para uso acad mico, e só se encontra disponível para o sistema operativo *MacOSX*

¹ www.osiriX-viewer.com/index.html acedido dia 07/07/2012

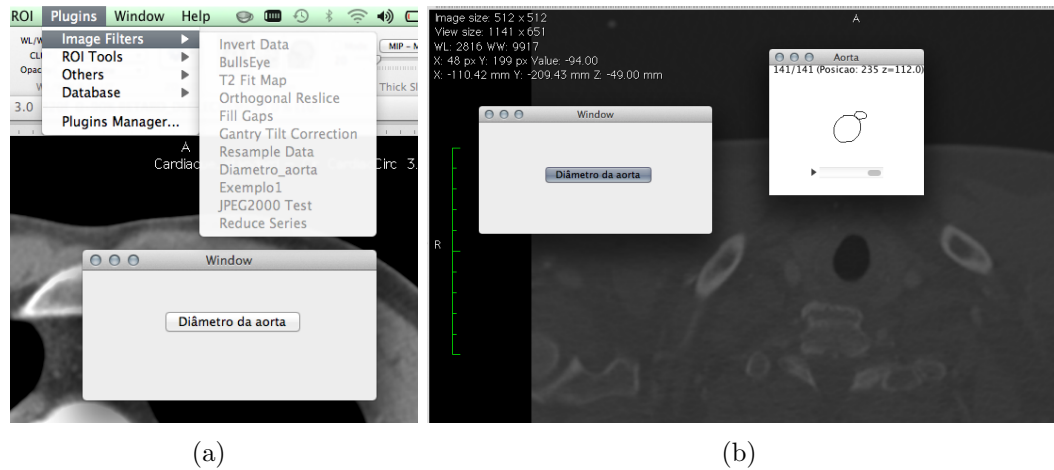
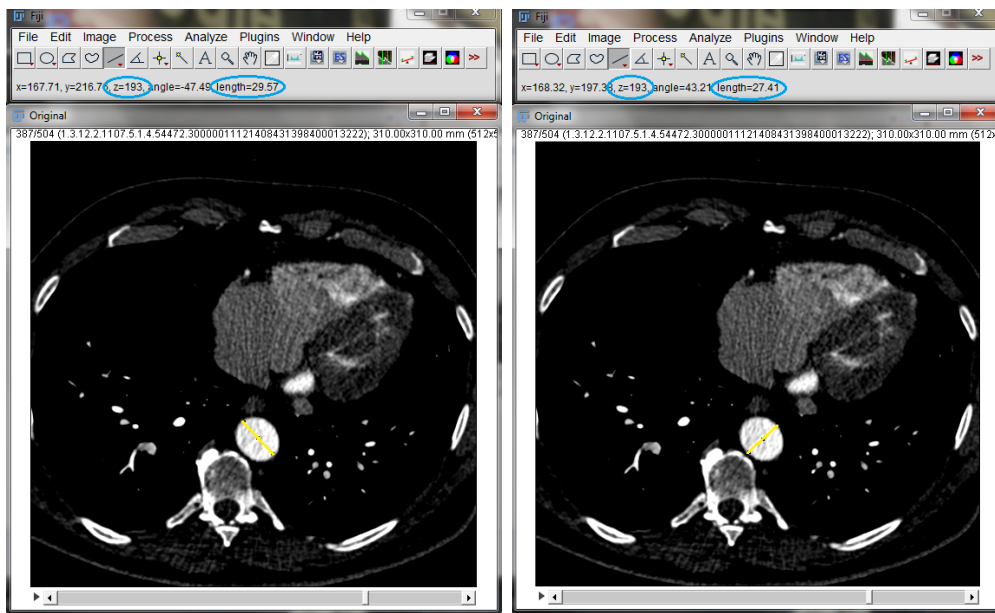


Fig. 4.10: Interface da aplicação no OsiriX em (a) e o resultado final em (b).

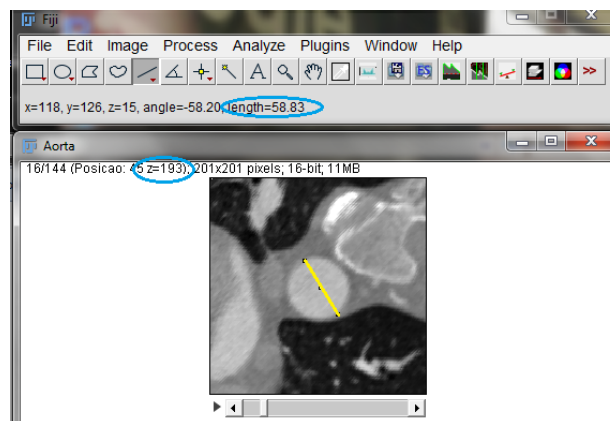
com versão igual ou superior a 10.5 [38].

A integração da aplicação de medição do diâmetro da aorta torácica no *OsiriX* está documentada num outro projecto intitulado “Integração Modular em Visualizadores Médicos e Certificação do Produto como Dispositivo Médico” [39].

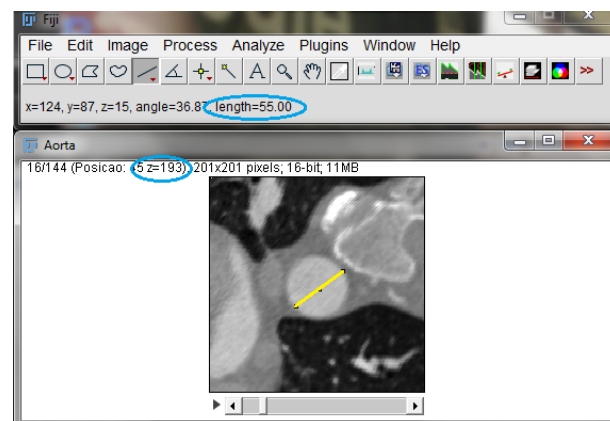


(a)

(b)



(c)



(d)

File	Edit	Font	Results									
Label	Area	xM	yM	Major	Minor	Angle	Feret	FeretX	FeretY	FeretAngle	MinFerret	
6	Posicao: 45; Voxel: 129, 171, 193:1	602.2	100.5	102.9	28.0	27.4	132.5	29.4	86	77	125.3	27.5

(e)

Fig. 4.11: Verificação manual dos valores do diâmetro.

Conclusão

Desde o final do século XIX, com a descoberta dos raios X, a tecnologia tem evoluído no sentido de otimizar os vários métodos de diagnóstico por imagem.

A tomografia computadorizada vem, desde cedo, a mostrar avanços significativos no que diz respeito à imagiologia médica. A angiografia por tomografia computadorizada, veio revolucionar a visualização de estruturas vasculares, com a injeção de produto de contraste no sistema circulatório. Com a opacificação dos vasos é possível efectuar uma análise criteriosa dos vasos e identificar eventuais sinais de patologia.

A artéria aorta, sendo a maior e mais importante do corpo humano, é alvo constante de avaliação em pacientes com suspeita de patologia ou naqueles que têm pré-disponibilidade a desenvolverem doenças vasculares.

A aplicação desenvolvida aqui descrita, veio no sentido de facilitar o processo manual levado a cabo pela equipa de Angio-TC do CHVNG, na medição do diâmetro da aorta torácica em exames de TC.

Revelou-se um projecto audaz e ambicioso, com uma utilidade futura irrepreensível no meio hospitalar, mas limitado pela falta de tempo para colmatar algumas falhas e otimizar alguns processos.

A continuação do desenvolvimento desta aplicação, vai torná-la apta para uso no meio clínico, propriedade que não é satisfeita no momento e vai constituir mais um avanço na tecnologia da imagem médica.

Os resultados constituíram um importante avanço na avaliação do calibre da aorta torácica mas existe um importante trabalho futuro a ser desenvolvido. A obtenção das medidas no anel valvular, seios de Valsalva e junção sinotubular tem que ser abordada e executada no futuro. O desenvolvimento de um método que permita apurar a validade da *centerline* tem que ser produzido para dar mais fiabilidade aos

valores das medições, que dela dependem.

A determinação automática do número de erosões possíveis é um assunto a ser desenvolvido, para que não ocorram erros por excesso ou falta delas.

A localização automática dos pontos-chave foi o problema que mais atenção mereceu, mas que infelizmente não se resolveu. Os pontos carecem de uma caracterização em termos computacionais de forma a ser possível a implementação da sua localização no traçado dos planos de corte. A funcionalidade desta aplicação prende-se com a automatização desta última etapa e por isso é importante a satisfação desta condição para que possa ser utilizado a nível clínico.

É impreterível que haja uma verificação prévia e uma possibilidade de ajuste dos valores das medições por parte do médico/técnico. Este requisito não foi muito explorado devido à escassez de tempo que o não permitiu. Contudo, convém salientar, que esta etapa é essencial para a optimização desta aplicação e que será, certamente, abordada no futuro.

O desenvolvimento de novas metodologias que permitam abranger uma maior variabilidade de casos clínicos pode passar pela utilização da ferramenta *Fiji* uma vez que permite a manipulação da imagem obtida e permite estender a metodologia de forma rápida e objectiva.

Bibliografia

- [1] N. Schwenzer, F. Springer, C. Schraml, N. Stefan, J. Machann, and F. Schick. Non-invasive assessment and quantification of liver steatosis by ultrasound, computed tomography and magnetic resonance. *Journal of Hepatology*, 51:433–445, 2009.
- [2] C. Santos. Avaliação dimensional e do coeficiente de atenuação de ameloblastomas e tumores odontogênicos queratocísticos em imagens axiais por tomografia computadorizada. *Universidade Federal da Bahia*, 2008.
- [3] P. Ballinger and E. Frank. *Merrill's Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Procedures*. Mosby, 2003.
- [4] L. Goldman. Principles of ct: Multislice ct. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, (36):57–68, 2008.
- [5] M. Kalra, S. Saini, and G. Rubin. *MDTC From Protocols to Practice*. Milão, 2008.
- [6] L. Goldman. Principles of ct: Multislice ct. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36:57–68, 2008.
- [7] J. Hsieh. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. SPIE, 2003.
- [8] E. Braunwald, D. Zipes, and P. Libby. *Braunwald - Tratado de Medicina Cardiovascular*, volume I. 6^a edition, 1996.
- [9] P. Arpasi, K. Bis, and A. Shetty. Mr angiography of the thoracic aorta with an electrocardiographically triggered breath-hold contrast-enhanced sequence. *Radiographics*, 20:107–120, 2000.
- [10] H. Posniak and M. Olson. Ct of thoracic aortic aneurysms. *Radiographics*, 10:839–855, 1990.
- [11] R. Drake and W. Vogl et al. *Gray's Atlas of Anatomy*. Churchill Livingstone Elsevier, 2008.

-
- [12] E. Kimura-Hayama and G. Meléndez et al. Uncommon congenital and acquired aortic diseases: Role of multidetector ct angiography. *Radiographics*, 30:79–98, 2010.
- [13] J. Putnoki. *Elementos de Geometria e Desenho Geométrico*. Scipione, 1989.
- [14] A. Brandão, S. Nabais, and N. Salomé et al. Aneurisma trombosado do seio de valsalva esquerdo. *Rev Port Cardiol*, 27:485–491, 2008.
- [15] P. Ribeiro and P. Évora et al. Cirurgia conservadora da valva aórtica. *Arquivo Brasileiro de Cradiologia*, pages 459–466, 2000.
- [16] H. Gray and L. Bannister. *Gray’s anatomy:the anatomical basis of medicine and surgery*. 1995.
- [17] C. Tri-Linh and E. Rizzo et al. Variability of ascending aorta diameter measurements as assessed with electrocardiography-gated multidetector computerized tomography and computer assisted diagnosis software. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 10:217–221, 2010.
- [18] R. Gonzalez and R. Woods. *Digital Image Processing*. 2002.
- [19] L. Avila and S. Barre et al. *The VTK User’s Guide*. Kitware, Inc, 1998.
- [20] L. Ibáñez and W. Schroeder et al. *The ITK Software Guide*. 2005.
- [21] I. Wolf, M. Vetter, and I. Wegner et al. The medical imaging interaction toolkit. *Medical Image Analysis*, 6:594–604, 2005.
- [22] D. Maleike and M. Nolden et al. Interactive segmentation framework of the medical imaging interaction toolkit. *Elsevier*, 96:72–83, 2009.
- [23] D. Stein and K. Fritzsche et al. The extensible open-source rigid and affine image registration module of the medical imaging interaction toolkit (mitk). *Pubmed*, 1:79–86, 2010.
- [24] S. Silva and B. Sousa Santos et al. Processing, visualization and analysis of medical images of the heart: An example of fast prototyping using mevislab. Technical report, Universidade de Aveiro, 2009.
- [25] D. Hähn. *Centerline Extraction of Coronary Arteries in 3D Slicer Using VMTK Based Tools*. PhD thesis, University of Heidelberg, Germany, 2010.
- [26] L. Antiga and M. Piccinelli et al. An image-based modeling framework for patient-specific computational hemodynamics. *Medical and Biological Engineering*, pages 1097–1112, 2008.
- [27] J. Schindelin and I. Arganda-Carreras et al. Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*, 9(7):676–682, Junho 2012.

-
- [28] A. Cardona and R. Douglas. *TrakEM2 0.9a User Manual*, 2011.
- [29] P. Morais and J. Pires. *Python - Curso Completo*. FCA, 2002.
- [30] C. Reis. Python na prática: Um curso objetivo de programação em python, Abril 2004.
- [31] Guido van Rossum. Tutorial de python. Technical report, 2004.
- [32] A. Kanavin. An overview of scripting languages. Technical report, Lappeenranta University of Technology, Finland, 2002.
- [33] A. Djahromi. Binary image processing. Technical report, Universitu of Texas at Arlington.
- [34] Lee et al. Building skeleton models via 3-d medial surface/axis thinning algorithms. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, (56):462–478, 1994.
- [35] V. Hirakata and S. Camey. Análise de concordância entre métodos de bland-altman. *HCPA*, (29), 2009.
- [36] A. Rosset. *OsiriX Manual*. Pixmeo.
- [37] A. Rosset and L. Spadola et al. Navigating the fifth dimension: Innovative interface for multidimensional multimodality image navigation. *Informatics in Radiology*, 26:299–308, 2006.
- [38] A. Rosset et al. Osirix:an open source software for navigating in multidimensional dicom images. *Journal of Digital Imaging*, 17:205–216, 2004.
- [39] Martinha Alves. Integração modular em visualizadores médicos e certificação do produto como dispositivo médico. Master’s thesis, Insituto Superior de Engenharia do Porto, Outubro 2012 - (a ser submetida).

Apêndice **A**

Fluxograma

A imagem de seguida apresentada corresponde ao fluxograma detalhado da metodologia utilizada.

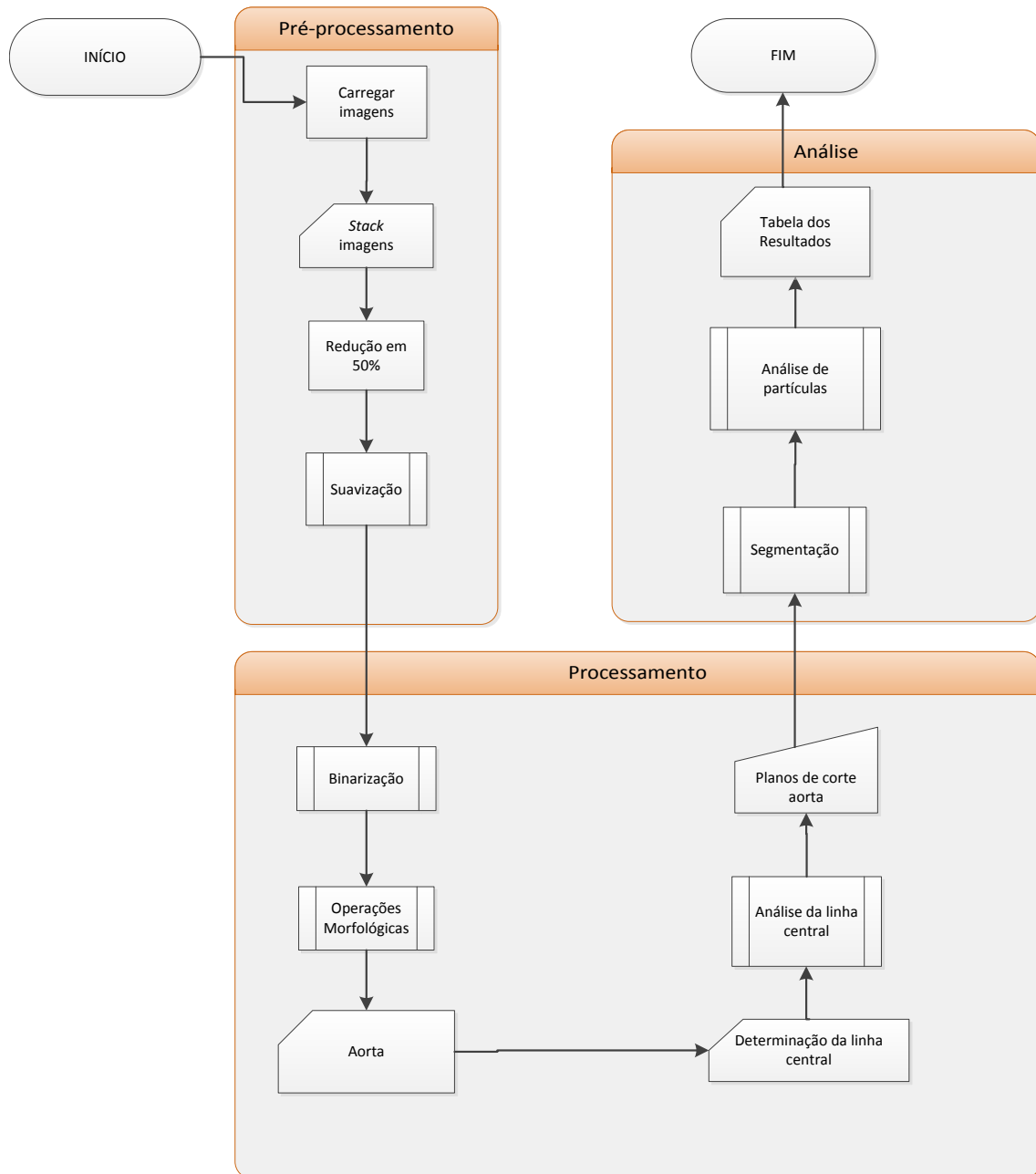


Fig. A.1: Fluxograma

Instalação e Apresentação do *Fiji*

A instalação do *Fiji* está dependente do tipo de sistema operativo que se vai utilizar¹.

- *Linux*

Se se estiver a utilizar o sistema *Debian* ou *Ubuntu*, deve-se acrescentar as seguintes linhas a `/etc/apt/sources.list`:

```
deb http://fiji.sc/downloads/apt/ ./
deb-src http://fiji.sc/downloads/apt/ ./
```

A seguir insere-se:

```
sudo apt-get update
sudo apt-get install fiji
```

Caso o utilizador não tenha privilégios de administrador pode-se descarregar a aplicação portátil, o que significa que não é necessário instalar o programa, só descompactá-lo é suficiente.

Para tal, só é necessário ir ao *site* do *Fiji* e fazer o *download* do pacote para o *Linux* para 32 bits ou 64 bits, dependendo do computador. De seguida, basta abrir o pacote com o *Archive Manager* (figura B.1(a)), extrair o pacote *Fiji.app* (figura B.1(b)) e iniciar o *Fiji-linux* executável (figura B.1(c)).

- *MacOSX*

Para instalar o *Fiji* num sistema *MacOSX* basta ir à página da aplicação e fazer o *download* do pacote para este sistema operativo. De seguida, abre-se o pacote descarregado (figura B.2(a)), arrasta-se o *fiji.app* para o ambiente de trabalho (a fim de receber actualizações) e é só começar a utilizar (figura B.2(b)).

- *Windows*

Para utilizar o *Fiji* no *Windows* não é necessária nenhuma instalação. Basta descarregar o pacote para *Windows* do site do *Fiji*, descompactá-lo e começar a utilizar.

¹<http://fiji.sc/wiki/index.php/Fiji> acessado dia 15/07/2012

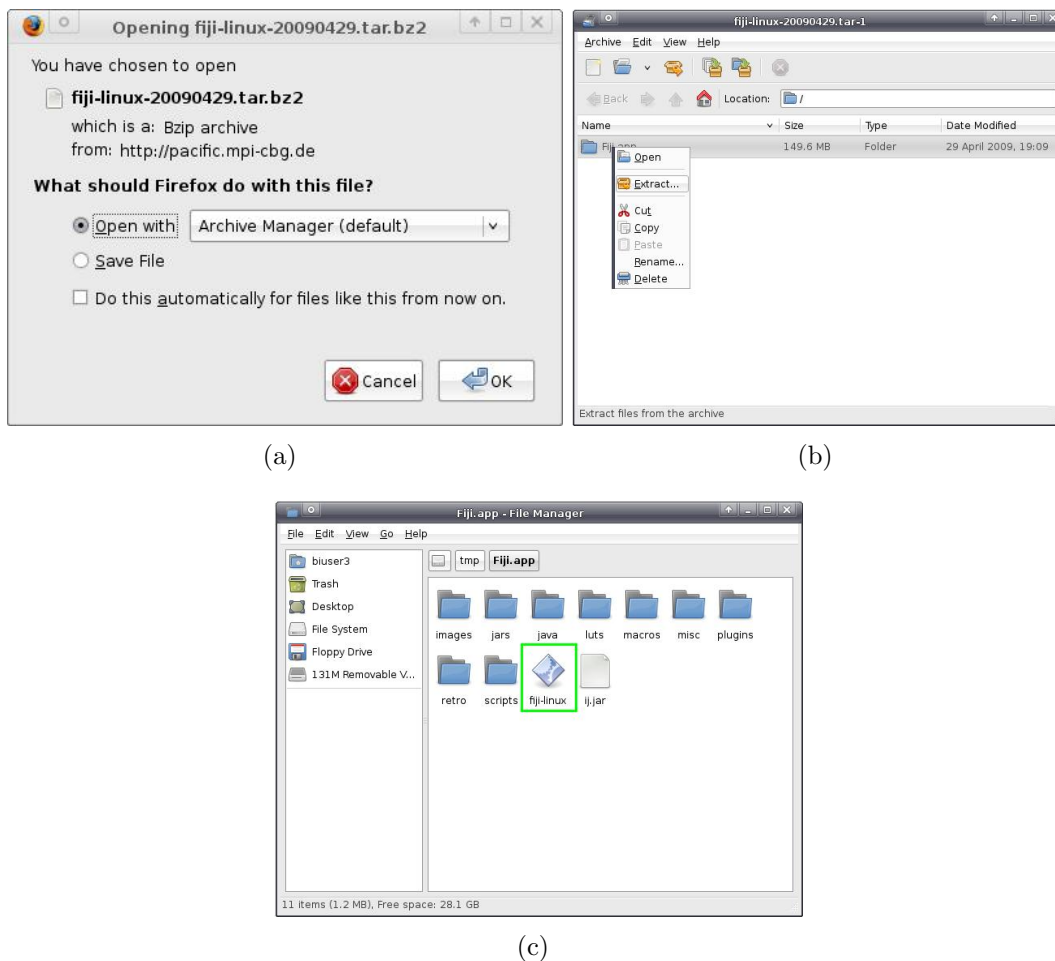


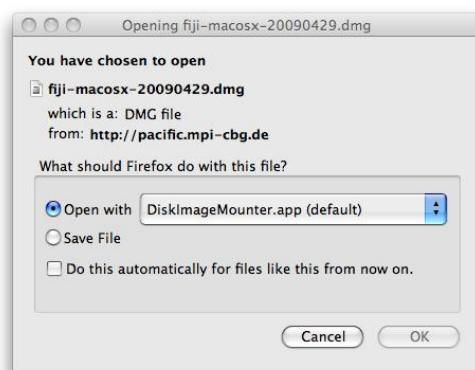
Fig. B.1: Instalação em *Linux*.

B.0.1 Apresentação do *Software*

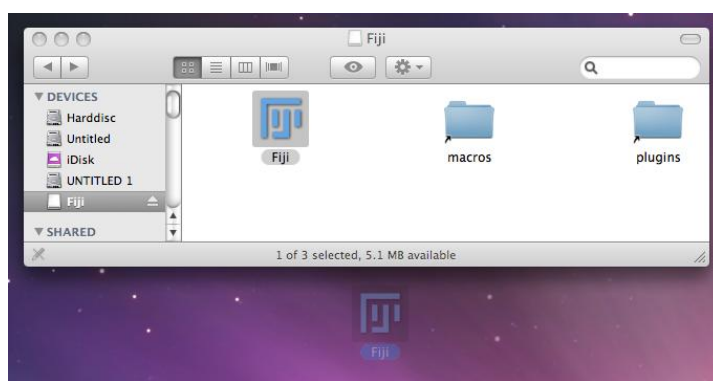
Após a instalação do *Fiji*, quando se abre a aplicação, é apresentada a janela principal (figura B.3). Esta possui uma barra de menu, barra de ferramentas e barra de estado.

É na barra de menu que se encontram a maioria das funcionalidades: no separador *File* é possível aceder ao comando para abrir uma imagem ou uma sequência de imagens, visualizar propriedades, entre outras. O separador *Edit* oferece funções para seleccionar e editar a imagem. O separador *Image* tem funcionalidades para aplicar *threshold* à imagem, para duplicar, rodar, inverter, cortar, entre outras. Os diversos filtros existentes encontram-se no separador *Process*. No separador *Analyse* tem-se acesso às estatísticas das imagens. O separador *Plugins* contém os *plugins*, *macros* e outras utilidades. No separador *Help* encontram-se listadas as várias fontes de informação que possam ser úteis ao utilizador.

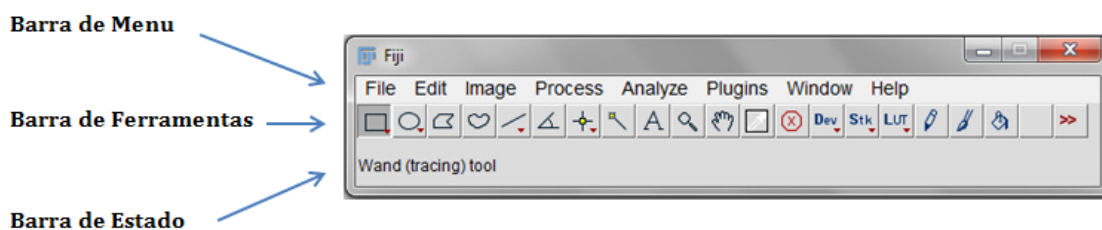
A barra de ferramentas contém as várias ferramentas de selecção e edição de imagem: rectângulo, elipse, polígono, linha recta, entre outras, que se activam com um simples clique.



(a)



(b)

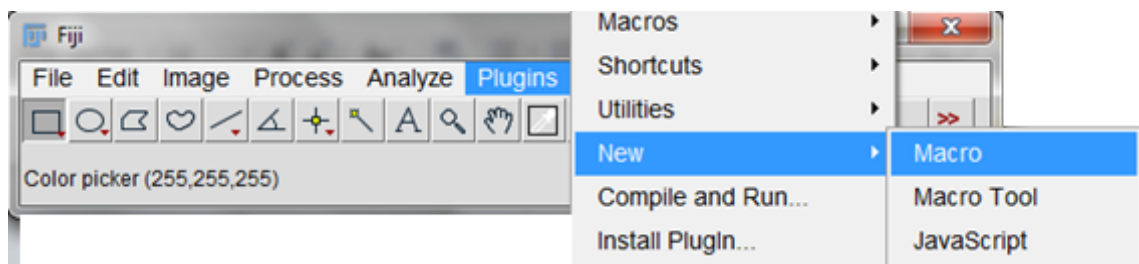
Fig. B.2: Instalação em *MacOSX*.Fig. B.3: Janela principal do *Fiji*.

A barra de estado fornece informações importantes durante a utilização de *plugins* ou *macros*, o tempo de processamento e consumo de memória.

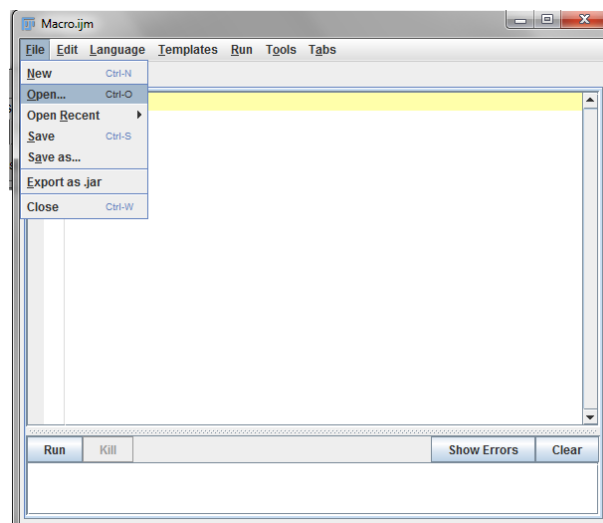
B.0.2 Execução do *Script*

Tal como já foi referido anteriormente, o *Fiji* permite a criação de novos *scripts* e executa-os através da janela principal (figura B.3). Para tal é necessário abrir o

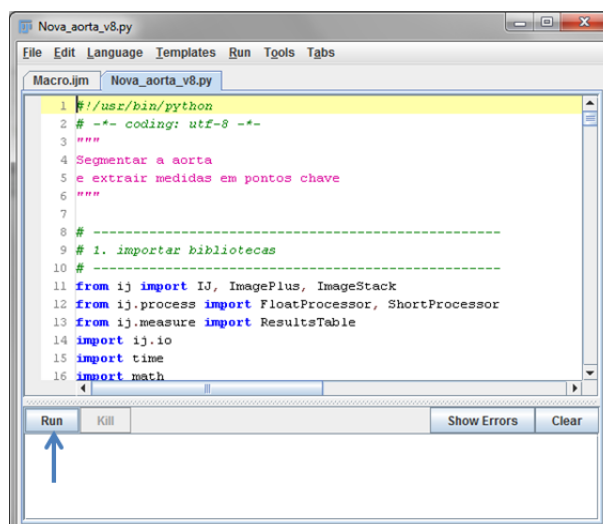
programa, aceder ao marcador *Plugins, New, Macro* (figura B.4(a)). É apresentada uma nova janela com várias funcionalidades e, entre elas, há uma que permite abrir uma *macro* ou *script* já escrito e guardado. Basta aceder a *File, Open* e escolher o directório onde se encontra gravado o nosso código (figura B.4(b)). Uma vez aberto, clicar no botão *Run* da mesma janela e ela iniciar-se-á (figura B.4(c)).



(a)



(b)



(c)

Fig. B.4: Processo de execução do *script*.