



UNIVERSIDADE DE COIMBRA
FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Técnicas Imagiológicas para Tele-Ecografia Assistida por Robô

SIMONE PEREIRA RODRIGUES

COIMBRA, 2010



UNIVERSIDADE DE COIMBRA
FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores



Instituto de Sistemas e Robótica

Técnicas Imagiológicas para Tele-Ecografia Assistida
por Robô

SIMONE PEREIRA RODRIGUES

Orientadores:

Doutor Rui Pedro Duarte Cortesão

Doutor Jaime Batista dos Santos

Júri:

Doutor Mário João dos Santos

Doutor João Pedro Barreto

SETEMBRO, 2010



À memória dos meus avós,

José Maria Pereira de Carvalho e Adelino Rodrigues.

(2009)



RESUMO

O objectivo deste trabalho consiste na reconstrução tridimensional (3D) de objectos a partir de um conjunto de imagens ecográficas obtidas a partir de movimentos de rotação de uma sonda ecográfica, acoplada na extremidade de um robô manipulador. A cada imagem adquirida foi extraída a sua matriz de transformação respectiva que dá a informação da sua posição e orientação relativamente à base do robô. O objecto de estudo foi um balão convencional em forma de coração, cheio de água que por sua vez foi mergulhado em água.

Como estudo inicial, foi tida em conta informação acerca da manipulação robótica e controlo da sonda ecográfica no seu espaço de tarefa. Seguidamente, foram abordadas temáticas de processamento de imagem médica ecográfica, nomeadamente ecocardiográfica, e assim o levantamento das características e problemáticas que esse tipo de imagem implicava. Foram estudados vários métodos de segmentação de imagem bidimensional de ecocardiografia, entre eles, o método de *level set* de Chan e Vese e o método de Kass e Terzopoulos baseado em modelos de *snakes*. O modelo de Chan e Vese não foi completamente satisfatório para a segmentação das cavidades cardíacas, não fornecendo cavidades cardíacas fechadas. Por sua vez, o modelo *snake* funcionou muito bem na segmentação das imagens ecográficas do balão, induzindo uma reconstrução 3D *offline* de uma estrutura.

Este trabalho passou também por um abrangente estudo científico que levou à implementação e simulação de um algoritmo de reconstrução 3D *offline* em linguagem *Matlab*^{2009b}, fazendo uso das posições dos contornos obtidos da segmentação de Kass e Terzopoulos. Foram ainda realizados vários testes experimentais que validaram o método de reconstrução 3D proposto. Estes resultados abrem caminho para uma reconstrução 3D em tempo real de imagens ecográficas, utilizando um sistema robótico.

PALAVRAS-CHAVE: *Matlab*^{2009b}, reconstrução 3D, manipulador robótico, tele-ecografia, segmentação ecográfica bidimensional, ecocardiografia.

ABSTRACT

This work consists of a three-dimensional reconstruction (3D) oriented to objects using a set of ultrasound images obtained from rotational movements of an ultrasound probe, which is coupled at the end-effector of a robot manipulator. Together with each acquired image it was extracted its respective transformation matrix that gives information about its position and orientation relative to the robot basis. The object of study it was a conventional balloon-shaped heart, filled with water which in turn was immersed in water.

As the initial study, it was taken into account information about the robotic manipulation and the control of the ultrasound probe on its work space. Furthermore, it was studied subjects as medical ultrasound image processing, including echocardiography, and thus the lifting of issues and characteristics that this type of image involved. A set of image segmentation methods was studied and applied to two-dimensional echocardiography. Among them, the level set method of Chan and Vese and the method of Kass and Terzopoulos model-based snakes were tested.

The model of Chan and Vese has not been completely satisfactory for the segmentation of heart cavities, and not providing cardiac cavities closed. However, the snake model worked very well in the segmentation of ultrasound images of the balloon, inducing an offline 3D reconstruction of a structure.

This work has also gone through an extensive scientific study, that led to the implementation and simulation of a 3D offline reconstruction algorithm in Matlab^{2009b} language, using the positions of contours obtained from the Kass and Terzopoulos segmentation. They were also performed several experimental tests to validate the proposed 3D reconstruction method. These results open the way for a real-time 3D reconstruction of ultrasound images, using a robotic system.

KEYWORDS: *Matlab*^{2009b}, robotic manipulator, tele-echography, bidimensional echography segmentation, echocardiography.

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho de mestrado integrado em engenharia biomédica apresentou-se como um grande desafio na área do processamento de imagem médica. Como tal, e não sendo a minha área de especialização, este projecto levantou algumas dificuldades, dando origem a inúmeros debates. Desta forma, quero agradecer a todas as pessoas que, de alguma forma, contribuíram para a sua realização com sucesso.

Em primeiro lugar, dou o meu profundo agradecimento aos meus pais pela oportunidade que me deram, pelo esforço e sacrifício que passaram pelo meu bem estar, pela confiança depositada em mim apoiando-me e encorajando-me constantemente. Ao meu irmão agradeço toda a compreensão, as discussões e companheirismo académico que partilhámos ao longo do comum percurso na Universidade de Coimbra.

Quero agradecer fortemente a todos os colegas do Instituto de Sistemas e Robótica pela excelente integração que me deram, pelo apoio na área de processamento de imagem, pela sua compreensão, paciência e acima de tudo pelas importantes discussões para a realização do meu projecto. Um sincero agradecimento em especial para o engenheiro mestre Paulo Drews do laboratório de Robótica Móvel, que sempre me ajudou nas minhas dificuldades técnicas, incentivando-me sempre no percurso do meu trabalho de aprendizagem.

Agradeço ao Prof. Doutor Rui Pedro Duarte Cortesão pela oportunidade que me deu em poder realizar projecto com a sua equipa, pela oportunidade de aprendizagem na área de manipulação robótica e processamento de imagem. Agradeço toda a sua disponibilidade, as críticas, sugestões e orientações durante a elaboração do projecto. Ao Prof. Jaime Batista dos Santos agradeço todo o material cedido para a realização do meu trabalho, bem como, todas as discussões e dicas importantes para a sua realização. Ainda ao Prof. Mário João dos Santos, quero agradecer a sua disponibilidade no que diz respeito à calibração do dispositivo de ultras-sons utilizado, e ainda as ideias sugeridas na atenuação da reflexão do som. De referir que, este trabalho foi parcialmente suportado pelo projecto de referência PTDC/EEA-ACR/72253/2006.

Agradeço aos meus colegas de equipa todo o companheirismo demonstrado. A aquisição das imagens obtidas para o meu projecto, agradeço-a ao engenheiro mestre Luís Santos.

Ao Serviço de Ecocardiografia dos Hospitais da Universidade de Coimbra, agradeço ao especialista António José pela amabilidade e disponibilidade em me receber no serviço, dando assim pois explicações importantes relativamente à técnica e vantagens do eco 3D, bem como, o conjunto de imagens que me forneceu para efectuar testes em processamento de imagem, nomeadamente, a segmentação de imagem.

Em nome de futura engenheira que serei, quero agradecer também à equipa do secretariado do Departamento de Física por toda a disponibilidade demonstrada para informações e esclarecimento de dúvidas. Um especial agradecimento a todos os docentes da engenharia biomédica pela formação académica dada, em especial ao coordenador do curso do departamento, o Prof. Miguel Morgado.

Por último, mas sem menor valor, quero agradecer a todos os meus amigos a paciência, os desabafos, a camaradagem e convívio que tivemos em conjunto ao longo destes anos, que demonstraram ser realmente de uma forte amizade.

Ao meu namorado, um abraço especial por toda a amizade, paciência e positivismo que me incutiu durante os meus dois anos de mestrado. Agradeço-lhe também todos os momentos de alegria que partilhámos.

Sem me querer estender mais, quero deixar aqui um enorme abraço de agradecimento à família acolhedora em Coimbra, com quem tive a oportunidade de viver durante os últimos três anos. Agradeço-vos toda a vossa amizade, motivação e ajuda na execução do meu projecto.

Agradeço a todos com muita alegria!

CONTEÚDO

RESUMO	i
ABSTRACT.....	ii
AGRADECIMENTOS	iii
CONTEÚDO.....	v
INDÍCE DE FIGURAS.....	viii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. MOTIVAÇÃO DO TRABALHO.....	2
1.2. ESTADO DA ARTE	3
1.3. OBJECTIVOS.....	7
2. O SISTEMA DE TELE-ECOGRAFIA NO ISR.....	8
2.1. A ROBÓTICA E MANIPULAÇÃO MECÂNICA ASSOCIADA.....	9
2.2. TEORIA DE CONTROLO ASSOCIADA PARA CONTROLO DA POSIÇÃO E ORIENTAÇÃO DA SONDA ECOGRÁFICA	11
3. A IMAGEM DE ULTRA-SONS.....	13
3.1. FÍSICA DAS ONDAS ACÚSTICAS.....	13
3.2. FENÓMENOS FÍSICOS NA PROPAGAÇÃO DAS ONDAS ULTRA-SÓNICAS NUM MEIO	14
3.2.1. ATENUAÇÃO	15
3.2.2. REFLEXÃO E REFRACÇÃO.....	16
3.2.3. DISPERSÃO OU <i>SCATTERING</i>	17
3.3. GERAÇÃO E DETECÇÃO DOS ULTRA-SONS	18
3.4. TIPOS DE VISUALIZAÇÃO DA IMAGEM ULTRA-SÓNICA	18
3.4.1. IMAGIOLOGIA MODO A E MODO M	19
3.4.2. IMAGIOLOGIA MODO B E DOPPLER.....	20
3.5. CARACTERÍSTICAS DAS IMAGENS MODO B BIDIMENSIONAIS	21
3.5.1. RESOLUÇÃO ESPACIAL E RUÍDO SPECKLE.....	21

3.6. APLICAÇÕES DOS ULTRA-SONS NA MEDICINA.....	22
4. A ECOCARDIOGRAFIA E O PROCESSAMENTO DE IMAGEM ECOGRÁFICA BIDIMENSIONAL.....	24
4.1. IMPORTÂNCIA DO PROCESSAMENTO DA IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA NO DIAGNÓSTICO MÉDICO.....	24
4.2. MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO DE IMAGEM 2D TESTADOS	25
4.2.1. MÉTODO BASEADO NA DETECÇÃO RADIAL A PARTIR DA LIMIAZIZAÇÃO DE OTSU.....	26
4.2.2. MÉTODO DE CONTORNO ACTIVO POR LEVEL SET – APROXIMAÇÃO DE CHAN E VESE.....	28
4.2.3. MÉTODO DE KASS E TERZOPOULOS BASEADO EM <i>SNAKES</i>	30
5. RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO 2D.....	33
5.1. RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO DE <i>CHAN E VESE</i>	33
5.2. RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO DE <i>KASS E TERZOPOULOS</i>	36
6. RECONSTRUÇÃO 3D	40
6.1. APARATO EXPERIMENTAL PARA AQUISIÇÃO DAS IMAGENS TELE- ECOGRÁFICAS DO BALÃO	40
6.2. PROCESSO DE RECONSTRUÇÃO 3D	41
7. RESULTADOS DA RECONSTRUÇÃO 3D.....	45
8. CONCLUSÕES.....	48
8.1. PROPOSTAS FUTURAS.....	49
9. REFERÊNCIAS.....	50
ANEXOS	1
ANEXO A – METODOLOGIA DE UM EXAME DE ECOCARDIOGRAFIA.....	- 1 -
ANEXO B – RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO RADIAL DE OTSU.....	- 1 -
ANEXO C – MÉTODO DE <i>WATERSHED</i> E OUTROS PRÉ-PROCESSAMENTOS.....	- 1 -
ANEXO D – IMAGENS ECOGRÁFICAS OBTIDAS DO BALÃO DURANTE A EXECUÇÃO EXPERIMENTAL.....	- 1 -

ANEXO E – MATRIZES DE TRANSFORMAÇÃO DE CADA IMAGEM QUE
RELACIONAM A POSIÇÃO DA SONDA ECOGRÁFICA RELATIVAMENTE À BASE DO
ROBÔ MANIPULADOR - 1 -

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.2.1 : Modos volumétricos apresentados por transdutores 2D: (a) volume piramidal, (b) volume rectangular, (c) volume esférico, (d) volume curvilíneo/cilíndrico e (e) volume curvilíneo/rectangular.(22).....	6
Figura 1.2.2 : Tipos de movimento mecânico da sonda: (a) rotacional, (b) em declive e (c) linear. (22).....	6
Figura 2.1 : Componentes necessários à execução da tele-ecografia: (a) Manipulador robótico 7-DOF WAM™ da Barrett Technology® Inc com a sonda ecográfica acoplada, (b) Ecógrafo TITAN™ da SonoSite®, (c) dispositivo haptico Phantom Desktop.	8
Figura 2.1.1 : Exemplos de referenciais cartesianos. (25).....	9
Figura 2.1.2 : Esquema de geração de trajectória de um manipulador robótico, sendo θ_1 , θ_2 e θ_3 as rotações em causa, das juntas do robô no trajecto AB do espaço de tarefa.(25).....	10
Figura 2.2.1 : Imagens representativas: (a) do simulador da sonda e (b) da imagem possível adquirida pela web cam presente na sala remota. (24).....	12
Figura 2.2.2 : Sonda ecográfica 2D utilizada para aquisição das imagens para a reconstrução 3D.....	12
Figura 3.1.1 : Direcção de propagação de uma onda longitudinal de compressão: zona de rarefacção A e zona de compressão B. (28)	14
Figura 3.2.1.1 : Atenuação das ondas quando se propagam num meio: (a) Decaimento exponencial da intensidade da onda com a distância e (b) Gráfico ilustrativo da variação da atenuação nos tecidos com o aumento da frequência. (28)	15
Figura 3.2.2.1 : Representação esquemática da reflexão e da refacção de uma onda incidente numa interface planar de dois meios diferentes. (28).....	16
Figura 3.4.1.1 : Modo de visualização da imagiologia ultra-sónica: (a) Imagiologia Modo A visualizada num osciloscópio e (b) Imagiologia Modo M numa avaliação do movimento do músculo cardíaco. (28).....	19
Figura 3.4.2.1 : Modo de visualização da imagiologia ultra-sónica: (a) Imagiologia Modo B e (b) imagiologia Modo B (seta a amarelo) e Modo Doppler (seta a verde). (28).....	20
Figura 3.5.1.1 : Nomenclatura relacionada com a resolução espacial, F – Direcção do Feixe e 1 - Resolução em elevação. (28).....	21
Figura 4.2.1.1 : Resultado obtido em (17) por aplicação do método radial ao ventrículo esquerdo baseado no algoritmo de OTSU.....	26

Figura 4.2.2.1 : Evolução de um contorno activo (a branco) e detecção de diferentes objectos de uma imagem com ruído. (34)	28
Figura 4.2.3.1 : Ilustração interactiva do posicionamento dos pontos iniciais da <i>snake</i> com um cursor, por parte do utilizador, manobrando o rato do computador.	30
Figura 4.2.3.2 : Evolução da segmentação realizada pela <i>snake</i> numa imagem ecográfica: (a) numa fase inicial e (b) numa fase final.	31
Figura 5.1.1 : Resultados da segmentação do modelo de Chan e Vese com um contorno inicial circular: (a) contorno inicial na parte interna do objecto de interesse e (b) contorno inicial na parte externa.	33
Figura 5.1.2 : Resultados da segmentação do modelo de Chan e Vese com um contorno inicial rectangular: (a) contorno inicial na parte interna do objecto de interesse e (b) contorno inicial na parte externa.	34
Figura 5.1.3 : Resultados da segmentação do modelo de Chan e Vese com contornos iniciais a preencher completamente a imagem: (a) contorno inicial maior e (b) contorno inicial menor aplicado a uma imagem ruidosa.	35
Figura 5.1.4 : Exemplos de resultados da segmentação de Chan e Vese a imagens do balão.	35
Figura 5.2.1 : Imagens reais do balão usado na experimentação: (a) forma do balão e (b) posição estática do balão dentro da tina com água.....	36
Figura 5.2.2 : Resultados da segmentação de <i>Kass e Terzopoulos</i> aplicada a 70 imagens do balão imerso numa tina com água.	39
Figura 6.1.1 Aparato experimental usado para aquisição das imagens do balão dentro da tina com água: (a) robô manipulador no espaço de tarefa, (b) sonda ecográfica acoplada na extremidade do robô, dentro da tina com água e (c) formato da interface desenvolvida na estação de um especialista fictício.	41
Figura 6.2.1 : Ilustração dos sistemas de coordenadas mais importantes e das posições dos componentes, sendo θ o ângulo de rotação.....	42
Figura 6.2.2 : Representação do ponto p de intersecção.....	43
Figura 6.2.3 : Ilustração das matrizes de transformação associadas a cada posição da sonda e assim, de cada imagem respectiva.	43
Figura 6.2.4 : Representação da função (a) <i>mesh</i> e (b) <i>surf</i> do Matlab, usadas para reconstrução da superfície do balão.	44

Figura 7.1 : Resultados da reconstrução 3D do balão: (a) reconstrução dos pontos de segmentação, (b) reconstrução 3D da superfície do balão usando a função <i>surf</i> e (c) reconstrução 3D da superfície do balão usando a função <i>mesh</i>	45
Figura 7.2 : Outras vistas laterais do resultado da reconstrução 3D do balão (a) aplicando a função <i>surf</i> e (b) aplicando a função <i>mesh</i>	46
Figura 7.3 : Resultados de outras vistas da reconstrução 3D do balão: (a) vista de cima por aplicação da função <i>surf</i> , (b) vista segundo um ângulo lateral do balão usando a função <i>surf</i> , (c) e (d) usando a função <i>mesh</i>	47
Figura A.1 : Janelas acústicas ecocardiográficas. (39)	- 1 -
Figura A.2 : Algumas orientações da sonda transdutora sobre várias janelas acústicas cardíacas. (40)	- 2 -
Figura B.1 : Pré-processamentos aplicados a uma imagem ecocardiográfica sintética: (a) imagem inicial; (b) redução do tamanho da imagem; (c) separação da imagem nas quatro cavidades e (d) aplicação do filtro de mediana 3x3.	- 1 -
Figura B.2 : Resultados da aplicação do método de limiarização de Otsu e da janela de limiares adaptativos à imagem sintética das cavidades cardíacas: (a), (b), (c) e (d) mostram as elipses de diferentes tamanhos desenhadas em cada uma das fictícias cavidades; (e), (f), (g) e (h) mostram a vermelho todos os pontos borda detectados na fronteira de cada cavidade; (i) a imagem inicial e (j) o conjunto dos quatro contornos obtidos para as quatro cavidades.	- 2 -
Figura B.3 : Resultado da aplicação do método de Otsu a uma imagem cardíaca real: (a), (b), (c) e (d) mostram a vermelho todos os pontos borda detectados na fronteira de cada cavidade, (e) a imagem real inicial e (f) a delineação do contorno final.	- 3 -
Figura C.1 : Esquema em que se baseia o algoritmo watershed. (19)	- 1 -
Figura C.2 : Aplicação do método de <i>watershed</i> a uma imagem de ultra-sons: (a) imagem ecocardiográfica e (b) resultado da segmentação com zonas de vales a azul mais escuro e zonas de picos a amarelo e azul claro, A – pico mal definido.	- 2 -
Figura C.3 : Detecção da simetria de fase de Kovesi de uma imagem ecográfica: (a) imagem ecocardiográfica inicial e (b) resultado da simetria com detecção significativa das bordas.	- 3 -

1. INTRODUÇÃO

No contexto do mundo desenvolvido actual que se vive, depara-se frequentemente com a existência acentuada de robôs pequenos, médios ou grandes, que em muito facilitam as tarefas do quotidiano humano. As principais razões para o crescimento do uso de robôs, estão principalmente relacionadas com a sua diminuição de custo comparativamente à mão-de-obra humana e, com a tendência de se tornarem mais eficazes para realizar cada vez mais tarefas, que à mão humana se poderiam tornar perigosas, aborrecidas ou mesmo impossíveis de executar. Estas duas razões fazem com que rapidez, precisão e flexibilidade sejam características essenciais de um dispositivo robótico.

No que diz respeito às aplicações dos robôs, estas estão viradas principalmente para o fabrico industrial, montando, embalando e transportando objectos, para a exploração do espaço e da terra, para a área militar, investigação laboratorial e para a medicina (robótica médica), esta última, alvo de estudo neste trabalho.

Actualmente, o mundo da robótica é já, em muito aplicada no campo da medicina, podendo-se, por exemplo, realizar cirurgias e fazer o diagnóstico a um paciente. Dentro da área da robótica médica, o presente projecto visa abordar uma técnica remota de imagem médica denominada por tele-ecografia assistida por robô. No âmbito deste projecto, começaram por ser estudadas noções de manipulação robótica e controlo da sonda ecográfica pela interface criada para o sistema de tele-ecografia. Ao mesmo tempo foram analisadas em ambiente *Matlab*^{2009b}, técnicas de processamento de imagem médica ecográfica bidimensional, nomeadamente métodos de segmentação de imagem médica bidimensional ecocardiográfica. A concretização final passou pela implementação e teste de um algoritmo de reconstrução tridimensional a um objecto, ao qual foram adquiridas ecografias através de uma sonda ecográfica, acoplada na extremidade de um manipulador robótico (*end-effector*). Juntamente com as imagens adquiridas do objecto, foram também extraídas as suas respectivas informações matriciais, que traduzem a posição e orientação relativamente à base do robô.

A reconstrução 3D *offline* implementada teve por base o processamento de imagem ecográfica, nomeadamente, segmentação 2D.

1.1. MOTIVAÇÃO DO TRABALHO

A telemedicina surge como uma nova modalidade de especialização médica que tem merecido especial atenção durante os últimos anos, sendo definida como um conjunto de tecnologias e aplicações que possibilitam a realização de acções médicas à distância. Esta modalidade começou pela simples monitorização de sistemas de saúde, sendo maioritariamente aplicada na consulta e troca de informação entre hospitais e instituições de saúde. Mais tarde, surge a discussão de casos clínicos através dos sistemas de vídeo-conferência, que começaram a auxiliar no diagnóstico, podendo dar mesmo assistência a pacientes crónicos, idosos, esclarecimento de dúvidas sobre medicamentos ou intoxicações, e até gestações de alto risco, podendo ser dada a assistência devida ao paciente na sua própria casa.

Os sistemas de vídeo-conferência vieram revolucionar com a sua aplicação, na medida que, a assistência médica possa ser facultada a pequenas regiões ou comunidades deslocadas dos grandes centros urbanos, onde a distância é um factor crítico entre o profissional de saúde e o paciente, facilitando um eficaz intercâmbio de informação indutor de um diagnóstico mais preciso. São criados então, os chamados sistemas de vídeo-conferência remota, permitindo não só, realizar consultas remotas, como também, permitir que um especialista consiga coordenar exames ecográficos, dando ordens a um assistente do lado do paciente e assim, receber as imagens em tempo real. Contudo, este tipo de arquitectura requer algum nível de conhecimento da parte do assistente, de modo a mover correctamente a sonda ecográfica.

No âmbito do presente projecto pretende-se dar a conhecer a arquitectura de um sistema que, vai mais longe e ultrapassa a necessidade de haver um assistente do lado do paciente, ou seja, um sistema de tele-ecografia assistida por robô. A telemedicina robotizada oferece grandes vantagens médicas, pois permite que pacientes localizados remotamente, tenham acesso a cuidados médicos que de outra forma poderiam ser complicados de prestar.

Neste contexto, a motivação para a ecografia surge como uma técnica cuja implementação remota se torna essencial uma vez que, de entre as técnicas imagiológicas, o exame ecográfico, é aquele que permite um diagnóstico rápido, fiável, e não invasivo em várias situações patológicas, possibilitando que um especialista avalie correctamente o grau de emergência médica do utente, adicionando-se ainda o baixo custo da técnica.

Ainda assim, sistemas destes como a tele-ecografia assistida por robô, necessitam de ser completados e melhorados com técnicas de processamento de imagem médica. De entre essas técnicas, salientam-se a segmentação 2D e a reconstrução 3D ecográfica de determinados órgãos ou objectos de estudo, que podem fornecer ao especialista dados que auxiliam a um diagnóstico quase automático da situação do paciente. Dada a qualidade das imagens ecográficas obtidas na área médica, nomeadamente na área de cardiologia, onde se encontra um órgão dinâmico, pode-se entender como um desafio, o alcance da segmentação automática perfeita das quatro cavidades cardíacas. Quando alcançada assim uma segmentação quase perfeita, a segmentação pode render uma melhor reconstrução 3D de um órgão/objecto, quando por exemplo, se faz inferência à posição e orientação da sonda ecográfica, acoplada na extremidade de um robô controlado remotamente.

No caso da ecocardiografia 3D, esta pode dar um melhor entendimento da complexidade anatómica, relacionando espacialmente as estruturas cardíacas. Este tipo de técnica imagiológica consegue dar uma melhor interpretação da complexidade de uma determinada patologia, possibilitando medidas mais precisas das áreas valvulares ou volumes das cavidades. Existe portanto, uma grande motivação em criar este tipo de técnica imagiológica 3D de objectos/órgãos aplicada remotamente.

1.2. ESTADO DA ARTE

Nesta secção será dada uma abordagem sobre o actual estado da arte no desenvolvimento de sistemas tele-ecográficos e, o como têm vindo a contribuir para a assistência médica remota a pacientes. Por outro lado, pretende-se também referir o estado da arte relativamente ao processamento de imagem médica ecográfica, no que diz respeito à segmentação 2D de imagens ecocardiográficas e reconstrução 3D de objectos usando informação manipulador robótico.

Relativamente ao desenvolvimento de sistemas tele-ecográficos, ir-se-á expor abreviadamente os principais aspectos das referências mais importantes.

MUSTPACTM (1) é um sistema de imagem médica ultra-sónica portátil, o qual consegue fazer um varrimento ao corpo do paciente, de modo a gerar conjuntos de dados digitais volumétricos 3D, para que possam mais tarde ser analisados por um especialista entendido. O operador do lado do paciente não necessita de elevado grau de conhecimento no diagnóstico médico, apenas coloca a sonda sobre o paciente, que

mecanicamente varre o paciente na região de interesse. Os conjuntos de dados guardados, que dão a reflectividade do corpo humano, são posteriormente enviados através de uma rede digital para que uma análise remota *offline* seja feita pelo especialista, que usa os dados volumétricos para obter ele próprio imagens 2D desejadas, como se de uma técnica *free-hand* se tratasse. Um outro exemplo deste tipo de arquitectura é o projecto EU-TeleInViVo (2).

Nos sistemas de tele-ecografia é pois comum verem-se pequenos robôs portáteis, os quais conseguem realizar algumas rotações e pequenos movimentos da sonda ecográfica mas, esta solução necessita de um assistente na estação remota para posicionar e segurar a sonda contra o corpo do paciente, de acordo com as ordens dadas pelo especialista por tele-conferência. Mais exemplos destes sistemas são o sistema OTELO (3), o projecto ARTIS (4) e o produto comercial ESTELE (5). K. Masuda *et al.* (6) desenvolveram um robô com braços paralelos que não necessitava de um assistente a segurar a sonda.

O sistema robótico tele-ecográfico TER (7) possui pequenos dispositivos de rotação a segurar uma sonda adicionados de cabos para realizar a translação, sendo controlados já com sensor de força. N. Koizumi *et al.* (8) têm vindo também a desenvolver um sistema tele-ecográfico completo com controlo de força.

O desenvolvimento mais recente de procedimentos de ecografia remota, está assente no uso de um tipo de manipulador robótico segurando a sonda ultra-sónica que é tele-controlada por um especialista em posição e orientação. C. Sousa *et al* (9) têm trabalhado na área do controlo da postura do robô sobre o objecto/órgão em estudo, através da computorização de binários ao sistema de tele-ecografia assistida por robô. O sistema trabalhado por estes últimos autores será a arquitectura disponível para realização deste trabalho de projecto, esquematizada no capítulo seguinte. Esse tipo de configuração já permitiu a realização de uma tele-ecografia intra-continental.

Relativamente ao processamento de imagens médicas virado para imagens ecocardiográficas, muitos trabalhos têm vindo a melhorar a segmentação 2D das cavidades cardíacas.

O processamento de imagem, no caso de imagens ecográficas, tem como principais métodos de segmentação bidimensional, os métodos de detecção de bordas (10), os métodos de crescimento de regiões (10), os métodos de level set (10), a

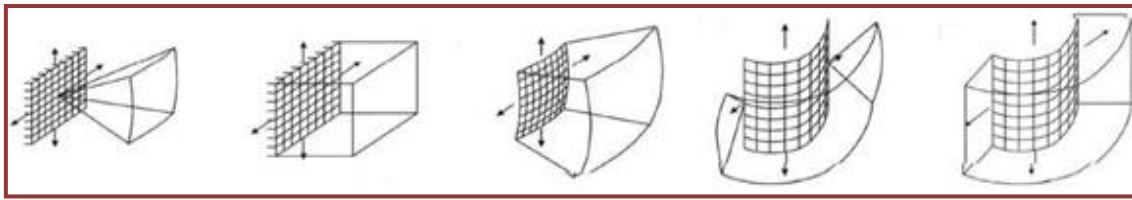
transformada de *watershed* (11) (12) (13) (14) e até de redes neuronais (15). De entre os trabalhos realizados para segmentação 2D de imagens ecocardiográficas, grande parte incidiu apenas sobre a segmentação do ventrículo esquerdo (16) (17) (18) (19). Apenas um estudo recente (20) mostrou um estudo comparativo entre duas aproximações de *level set* aplicadas à segmentação 2D das quatro cavidades cardíacas. Uma pesquisa um tanto alargada acerca da segmentação de imagem de ultra-sons, encontra-se documentada em (21).

No que diz respeito ao estado da arte para reconstrução 3D de órgãos/objectos a partir da aquisição de imagens ecográficas 2D com um robô manipulador, portador da sonda ecográfica na sua extremidade, para aplicação em tele-ecografia, pouca informação está ainda disponível. Embora pouca informação acerca deste tipo de sistema, deverão ser tidas em conta as metodologias e processos de reconstrução 3D ultra-sónicas existentes, bem como, fazer referência a alguns métodos e algoritmos aplicados.

A imagiologia médica ultra-sónica tridimensional existe em quatro métodos de aquisição (22):

1. Uso de um conjunto de transdutores 2D: Ao invés dos sistemas de ultra-sons usarem sequências unidimensionais de transdutores, também designados por lineares; neste caso, as sondas ultra-sónicas 3D consistem aqui, de uma sequência 2D de elementos de transdutor. O tipo de varrimento que executam está demonstrado na figura 1.2.1. Este tipo de sondas dá uma avaliação volumétrica completamente em tempo real da região de interesse, embora, o número de elementos de transdutor 2D acarrete muito mais elementos de pequenas dimensões, comparativamente aos transdutores 1D. Assim, os transdutores 2D tornam-se mais morosos e difíceis de ligar electronicamente fazendo deles elementos dispendiosos e com menor aceitação.

2. Uso de sensor no modo ultra-sónico de mãos livres “freehand”: Nesta aproximação, faz-se uso de um sensor de posição e orientação de uma sonda ecográfica bidimensional, relativamente a um sistema externo de coordenadas no mundo. Neste caso, um processo de calibração (23) é também necessário para obter a transformação matemática dos pixéis de cada imagem 2D relativamente ao referencial de coordenadas 3D do dispositivo sensor de posição, fixo à sonda ecográfica. Estes parâmetros obtidos são então usados para encontrar a localização de cada pixel de cada imagem 2D relativamente ao sistema de coordenadas do mundo.

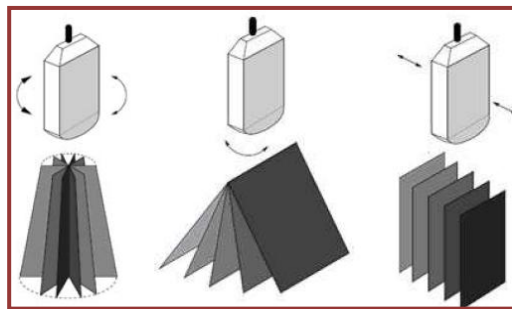


(a) (b) (c) (d) (e)

Figura 1.2.1 : Modos volumétricos apresentados por transdutores 2D: (a) volume piramidal, (b) volume rectangular, (c) volume esférico, (d) volume curvilíneo/cilíndrico e (e) volume curvilíneo/rectangular.(22)

3. Modo mãos livres “freehand” sem uso de sensor: Alternativa ao uso do dispositivo sensor é saber a posição baseada na informação das próprias imagens. A partir de duas ou mais imagens é possível fazer uma aproximação estatística do nível do ruído de imagem para imagem. A reconstrução 3D assenta nesta metodologia da chamada decorrelação do ruído *speckle*. (22).

4. Dispositivos mecânicos: Nesta metodologia são adquiridas uma série de imagens ecográficas bidimensionais pelo movimento mecânico da sonda sobre uma região anatómica de interesse, usando motores. Esse movimento pode ser tanto de rotação sobre um eixo fixo ou uma translação em qualquer direcção, ver figura 1.2.2. Uma vez definido o protocolo do movimento a seguir, a orientação geométrica de cada imagem adquirida é definida no espaço com precisão.



(a) (b) (c)

Figura 1.2.2 : Tipos de movimento mecânico da sonda: (a) rotacional, (b) em declive e (c) linear. (22)

Os sistemas mecânicos produzem um conjunto de dados regulares, que simplificam o processamento posterior, e asseguram uma cobertura uniforme adquirida. Neste trabalho faz-se uso de um manipulador robótico para mover a sonda mecanicamente, fazendo-se uso apenas do tipo de movimento rotacional em torno do eixo longitudinal da sonda ecográfica.

1.3. OBJECTIVOS

Neste trabalho de projecto de mestrado integrado pretende-se primeiramente estudar e analisar, toda a mecânica e arquitectura envolvida num sistema de tele-ecografia assistida por robô, disponível no instituto de sistemas e robótica, compreendendo-se o modo como é controlado em posição e orientação.

Numa fase seguinte, estudar-se-ão técnicas de processamento de imagem médica, nomeadamente segmentação de imagens ecocardiográficas. Após esse estudo, um dos objectivos passa pela implementação e teste de algoritmos de segmentação de imagem ecográfica 2D em linguagem *Matlab*^{2009b}.

A etapa seguinte será usar os contornos dessa segmentação bidimensional, para uma melhor reconstrução tridimensional. Far-se-á inferência à posição e orientação da sonda ecográfica acoplada ao robô manipulador, sendo esta controlada remotamente no seu espaço de tarefa por movimentos de rotação.

Os principais objectivos deste trabalho passaram então pela aplicação de técnicas de processamento de imagem médica ultra-sónica, nomeadamente, segmentação 2D e, posterior reconstrução 3D *offline* de objectos a partir dos respectivos contornos de segmentação obtidos. O trabalho realizado contribui para o melhoramento do sistema de tele-ecografia assistida por robô em causa, facilitando cada vez mais o diagnóstico clínico a um paciente remoto.

2. O SISTEMA DE TELE-ECOGRAFIA NO ISR

Neste capítulo, será esquematizado o sistema de tele-ecografia assistida por robô existente no laboratório do ISR, sistema este usado para a execução deste projecto. Serão expostos todos os seus componentes e requisitos necessários à execução de uma acção remota, para que assim se entenda o seu princípio de funcionamento.

Sendo assim, para realizar exames ecográficos remotamente terão de existir dois ambientes separados, ou seja, a sala ou gabinete do médico com um dispositivo haptico ou, apenas com um computador (fazendo uso do teclado e do rato) e, a estação remota onde se encontra o robô manipulador e o paciente. O médico na sua sala é provido de um sistema que lhe permite pois, efectuar todos os movimentos da sua mão e ainda, um sistema de visualização 3D da estação remota. Nessa estação remota, existe então a sonda sectorial ultra-sónica incorporada na extremidade do robô que será controlada em posição e orientação pelo médico especialista à distância. Os dados são transmitidos quase em tempo real sofrendo atrasos estocásticos.

A arquitectura do sistema em causa e a pormenorização dos seus principais componentes encontra-se detalhado na figura seguinte.

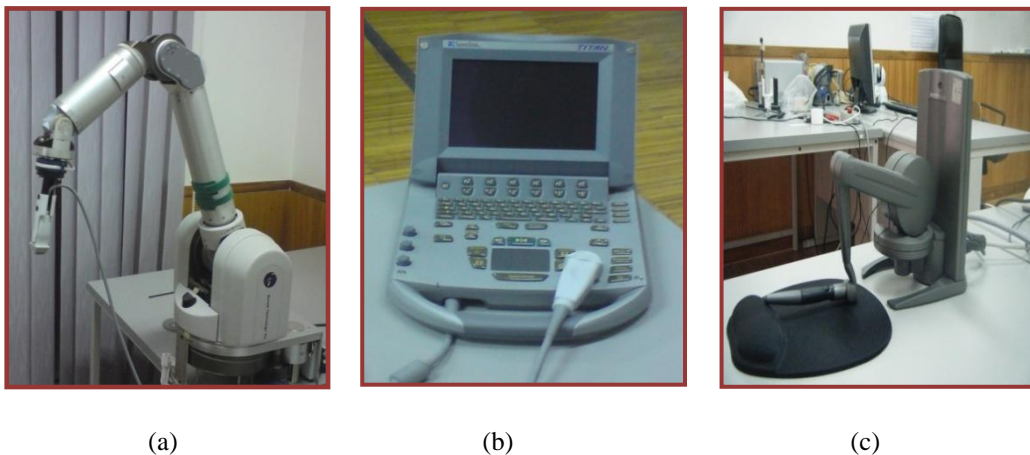


Figura 2.1 : Componentes necessários à execução da tele-ecografia: (a) Manipulador robótico 7-DOF WAM™ da Barrett Technology® Inc com a sonda ecográfica acoplada, (b) Ecógrafo TITAN™ da SonoSite®, (c) dispositivo haptico Phantom Desktop.

O manipulador robótico é leve, pesando cerca de 27 kg, consistindo de sete juntas de revolução que são controladas em binário e com a transmissão de forças entre os motores e as juntas a ser feita por cabos, o que leva a que tenha coeficientes de atrito baixos.

Em alternativa ao dispositivo haptico, como já foi referido, podem ser enviados comandos de controlo da posição e orientação da sonda no robô, apenas com o teclado e o rato. O tipo de protocolo de transmissão dos dados, o modo da aquisição das imagens e todo o interface criado para este sistema de tele-ecografia já está implementado e pode ser analisado em (24). De qualquer modo, não faz parte dos principais objectivos do presente projecto, pelo que não irá ser abordada.

2.1. A ROBÓTICA E MANIPULAÇÃO MECÂNICA ASSOCIADA

Para um sistema desta natureza, facilmente se deduz que ele engloba áreas de trabalho importantes e que, estão em constante processo de investigação para o seu melhoramento. Faz pois parte dos objectivos deste trabalho de mestrado, compreender também, toda a mecânica do sistema de tele-ecografia em questão, nomeadamente, a robótica e toda a sua manipulação mecânica associada no processo da geometria e geração de trajectória do braço robótico. (25)

Ao descrever a manipulação mecânica, assume-se sempre que cada objecto no espaço é descrito por uma posição e orientação, e portanto, a cada objecto no espaço é-lhe indexado um sistema de coordenadas cartesiano (x, y, z) . Essas posições e orientações são frequentemente descritas, relativamente a um sistema de coordenadas de referência. Mais especificamente e para exemplificar, considere-se que à sonda ecográfica acoplada à extremidade do robô, é-lhe indexado um sistema de coordenadas cartesiano representado por $\{C\}$, conforme figura 2.1.1. A sua representação estática no espaço de tarefa é descrita em relação ao referencial cartesiano da base do robô representado por $\{A\}$ na figura 2.1.1.

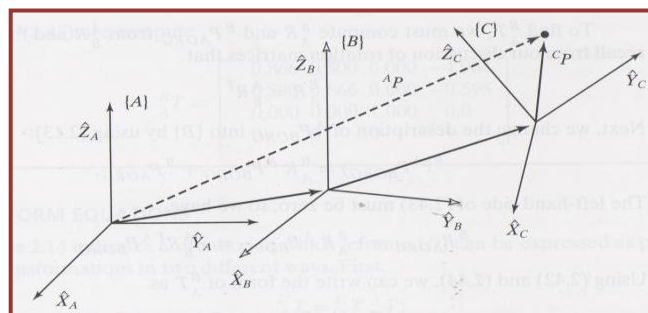


Figura 2.1.1 : Exemplos de referenciais cartesianos. (25)

Ao querer que um robô execute determinada tarefa, são as ciências matemáticas que se reúnem de modo a descreverem modelos matemáticos passíveis de serem

computorizados, para assim poder traduzir a geometria e a cinemática da trajectória desejada. (25)

De um modo esquemático na figura 2.1.1, entenda-se um ponto P (ex: extremidade da sonda), a negro na figura, no qual a sua posição e orientação podem ser descritas relativamente a qualquer eixo de coordenadas, {A}, {B} ou {C}. Estas transformações de translação e rotação de ponto para ponto são descritas matricialmente segundo multiplicações de matrizes P, T e R:

$${}^B P = {}^B T {}^C P \quad (2.1)$$

$${}^A P = {}^A T {}^B P \quad (2.2)$$

$${}^A P = {}^A T {}^B T {}^C P \quad (2.3)$$

$${}^A T = \begin{bmatrix} {}^A R {}^B R & {}^A R {}^B P_C + {}^A P_B \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

onde T representa uma matriz de transformação, que pode não só englobar uma translação, como também uma rotação e, R representa apenas descrição de rotação. A matriz P representa a posição.

Resumindo, o movimento da sonda de uma determinada posição para outra, é conseguido representando a sonda em várias posições intermédias até atingir a posição desejada. A representação da sonda numa nova posição é conseguida especificando uma matriz 4x4 (2.4), a qual representa a transformação que o sistema de eixos solidário à sonda {C} sofreu, no sistema de eixos da antiga posição da sonda {B}.

Quando se pretende colocar o manipulador em movimento, ver figura 2.1.2, a sua dinâmica é descrita pelo Jacobiano, que é a entidade matricial que relaciona não só, a velocidade das juntas com a velocidade no espaço de tarefa, mas também, os binários (forças) aplicados nas juntas com as forças geradas no espaço de tarefa.

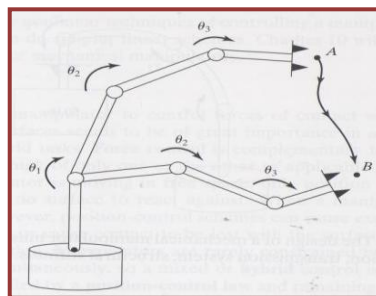


Figura 2.1.2 : Esquema de geração de trajectória de um manipulador robótico, sendo θ_1, θ_2 e θ_3 as rotações em causa, das juntas do robô no trajecto \overline{AB} do espaço de tarefa.(25)

2.2. TEORIA DE CONTROLO ASSOCIADA PARA CONTROLO DA POSIÇÃO E ORIENTAÇÃO DA SONDA ECOGRÁFICA

A teoria de controlo revela-se importante e fundamental para controlar a postura do robô no espaço de tarefa. No entanto, para este trabalho de mestrado, apenas interessa saber um pouco acerca da forma como é controlada a sonda, em posição e orientação sobre um objecto de estudo, fazendo uso do rato e do teclado.

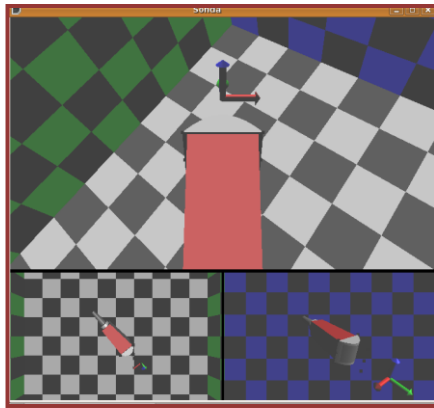
No controlo do sistema robótico, faz-se uso do *feedback* dos sensores de posição nas juntas do robô, daí que se diga que se tem um sistema de controlo de malha fechada, e assim, essa informação dá conta de quanto se deve aplicar de binário nos actuadores das juntas. Todo este esquema é modelizado por equações diferenciais lineares ou não lineares e, para o sistema robótico em causa, toda essa programação está desenvolvida em programação C++. Outro parâmetro a ter em consideração no controlo é a problemática da estabilidade. Um sistema será estável se os erros permanecerem pequenos ao executar uma trajectória desejada, mesmo na presença de perturbações.

Em (24) é desenvolvida a estratégia de como o especialista deve manipular o rato e o teclado de forma a movimentar a sonda em posição e orientação, respectivamente. O botão do lado esquerdo do rato permite o movimento da sonda no plano XOY do referencial da posição anterior da sonda. O botão do lado direito do rato permite o movimento da sonda no plano XOZ. E, o botão do meio do rato permite o movimento no plano YOZ. De notar que, o eixo Z está orientado numa direcção paralela à sonda ecográfica.

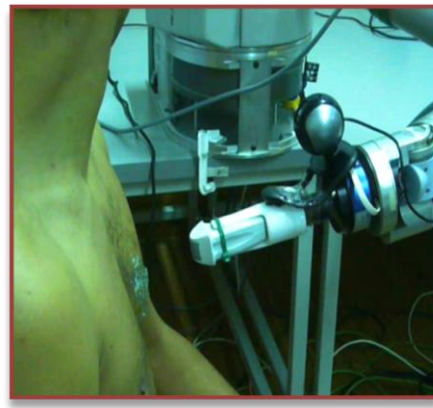
Relativamente à orientação da sonda, faz-se uso do teclado e do rato para efectuar uma rotação segundo um qualquer eixo de coordenadas. Sendo assim, se se manter pressionada a tecla *Ctrl* do teclado, juntamente com o botão do lado direito do rato pressionado e, com o seu movimento horizontal; consegue-se efectuar uma rotação segundo o eixo Z solidário à sonda. Por outro lado, se for pressionado o botão esquerdo do rato, efectuar-se-á uma rotação sobre os outros dois eixos, selecção essa realizada por cálculo de diferenças entre as coordenadas do rato entre a *frame* actual e a anterior.

(24)

O simulador da sonda que já foi implementado (24), permite ao especialista na estação remota, a visualização da posição e orientação da sonda, e também, a visualização da área de interesse do paciente através de uma *web-cam*, ver figura 2.2.1.



(a)



(b)

Figura 2.2.1 : Imagens representativas: (a) do simulador da sonda e (b) da imagem possível adquirida pela *web cam* presente na sala remota. (24)

Relativamente ainda ao aparato experimental, a sonda ecográfica utilizada é uma sonda apropriada para imagem transtorácica. O modelo é o C15, representado na figura 2.2.2, actuando numa gama de frequências de 2-4 MHz, com 15 *mm* de largura de banda e com 25 *cm* de profundidade de varrimento.



Figura 2.2.2 : Sonda ecográfica 2D utilizada para aquisição das imagens para a reconstrução 3D.

3. A IMAGEM DE ULTRA-SONS

Os ultra-sons em muito começaram a ser usados em testes a diversos materiais, como por exemplo, para detectar a profundidade e tamanho de defeitos estruturais, usados também para localizar peixes ou submarinos no oceano e ainda, usados em estudos de sismologia.

No entanto, a imagem obtida por uso de ultra-sons tem vindo a ser, hoje em dia, muito usada na prática clínica. A primeira aplicação dos ultra-sons como ferramenta de diagnóstico é datada de 1940, quando dois irmãos austríacos utilizaram a transmissão de ultra-sons através do crânio humano para localizar tumores (26). A primeira imagem 2D do tipo *grayscale* foi produzida em tempo real em 1965 por um scanner desenvolvido pela Siemens (27).

A imagiologia ultra-sónica é caracterizada como não invasiva e de baixo custo. Os seus dispositivos associados podem ser transportados e, são característicos por apresentar uma excelente resolução temporal (capacidade em determinar em que posição se encontram reflectores em diferentes instantes no tempo), quando comparada com outras técnicas de imagiologia médica.

O princípio básico de funcionamento de imagem ultra-sónica é simples. Baseia-se numa onda a propagar-se que se reflecte parcialmente numa interface entre dois meios diferentes. Contudo, num meio, vários fenómenos físicos podem ocorrer, derivados da propagação das ondas nesse meio, sendo os mais importantes, a reflexão, a refacção, a atenuação e a dispersão ou *scattering*.

3.1. FÍSICA DAS ONDAS ACÚSTICAS

Ondas ultra-sónicas não são mais do que ondas longitudinais de compressão. Para ondas longitudinais, o deslocamento das partículas no meio é paralelo à direcção de propagação da onda, que se opõe às ondas transversais, para as quais esse deslocamento é perpendicular à direcção de propagação dessas ondas. Para ondas de compressão, regiões de alta e baixa densidade de partículas são geradas pelo deslocamento local de partículas. Têm-se então regiões de compressão e rarefacção que correspondem a áreas de alta e baixa pressão, respectivamente.

A propagação de uma onda é possível graças à elasticidade e inércia do meio. Um meio tende sempre para um estado de equilíbrio mas, a sua elasticidade e inércia são

propriedades que promovem zonas de rarefacção e compressão locais que levam a que ondas de compressão se propaguem.

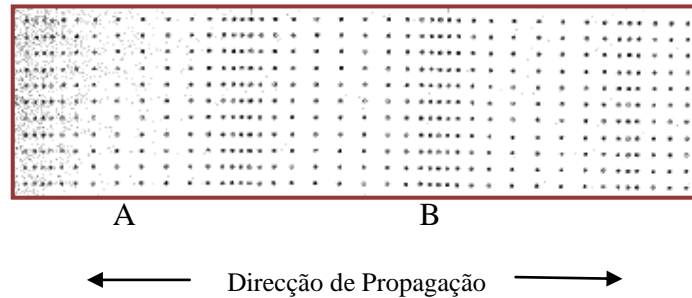


Figura 3.1.1 : Direcção de propagação de uma onda longitudinal de compressão: zona de rarefacção A e zona de compressão B. (28)

A palavra “ultra-sónica” está relacionada com as frequências das ondas. As ondas acústicas em geral, são divididas em três categorias: subsónica, sónica e ultra-sónica. A onda acústica é dita sónica, se a sua frequência está entre o espectro audível do ouvido humano, que varia entre 20 a 20 000 Hz (20kHz). A frequência das ondas subsónicas é menor que 20 Hz e a das ondas ultra-sónicas maior que os 20 kHz. As frequências usadas para imagiologia médica ultra-sónica são cerca de 100 vezes maior que esses 20 kHz, ou seja, tipicamente igual ou acima dos 2,5 MHz, maiores que as frequências detectadas por animais.

3.2. FENÓMENOS FÍSICOS NA PROPAGAÇÃO DAS ONDAS ULTRA-SÓNICAS NUM MEIO

As ondas ultra-sónicas são geralmente geradas e detectadas por um cristal piezoeléctrico. Este tipo de cristais têm a capacidade de se deformarem sob influência de um campo eléctrico e vice-versa, conseguem induzir um campo eléctrico se sobre o cristal for aplicada uma deformação. Como consequência, quando uma tensão alternada é aplicada sobre o cristal, uma onda mecânica com a mesma frequência é gerada. O dispositivo conversor de uma forma de energia noutra (neste caso de energia eléctrica em energia mecânica) é designado por transdutor.

Os fenómenos físicos associados à propagação de uma onda num meio estão relacionados com a velocidade de propagação do som no meio e com a densidade do próprio meio. A propriedade que relaciona essas duas características é denominada de impedância acústica específica Z :

$$Z = \rho c, \tag{3.1}$$

onde ρ é a densidade do meio e c é a velocidade de propagação do som no meio. Por exemplo, a impedância acústica da água a 20°C tem um valor de $1,483 \times 10^6 \text{ kg/m}^2 \cdot \text{s}$ (29).

Seguidamente, irão ser detalhados alguns dos fenómenos físicos que podem ocorrer na propagação de uma onda acústica num meio.

3.2.1. ATENUAÇÃO

Esta propriedade importante refere-se à perda de energia acústica da onda ultra-sónica durante a sua propagação. Nos tecidos, a atenuação é principalmente devida à conversão da energia acústica em calor, devido à viscosidade. Isto resulta num decaimento exponencial da amplitude da onda de propagação.

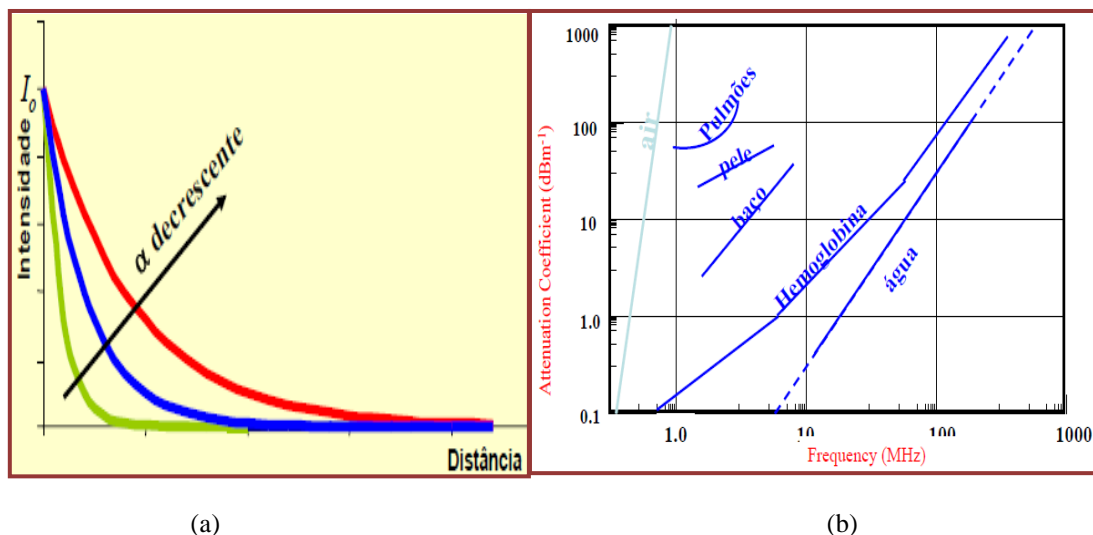


Figura 3.2.1.1 : Atenuação das ondas quando se propagam num meio: (a) Decaimento exponencial da intensidade da onda com a distância e (b) Gráfico ilustrativo da variação da atenuação nos tecidos com o aumento da frequência. (28)

Da observação do gráfico (a) da figura 3.2.1.1 verifica-se que, quanto maior o coeficiente de atenuação do meio α , mais rapidamente a intensidade da onda se dissipa e consequentemente, menor distância percorrerá a onda.

Da observação do gráfico (b) da figura 3.2.1.1, verifica-se que, dentro da escala de frequência usada para imagiologia médica ultra-sónica, a maioria dos tecidos tem um coeficiente de atenuação que é linearmente proporcional à frequência.

A atenuação da onda no meio está então relacionada com a sua frequência, sendo que geralmente essa atenuação vem modelada como uma função da forma:

$$A(f, d) = A_0 e^{-\alpha d}, \quad (3.2)$$

onde f é a frequência, A_0 é a amplitude inicial da onda e d a distância propagada através do meio com coeficiente de atenuação α , expresso em unidades *neper* por centímetro (Np/cm).¹

Tendo em conta a atenuação demonstrada pelos tecidos biológicos, a frequência dos transdutores usados na imagiologia médica ultra-sónica varia entre cerca de 2,5 MHz a 10 MHz. Assim, se se quiser observar ou inspeccionar um órgão mais superficial, como sejam veias superficiais, tiróide e o tecido mamário, devem ser usados transdutores de frequência de 7,5 a 10 MHz. Por outro lado, se se quiserem inspeccionar áreas mais profundas como sejam, o abdómen profundo (ex. obstetrícia) ou foro cardíaco, devem ser usadas frequências de transdutor mais reduzidas, na ordem dos 2,5 a 6 MHz, para que consigam atingir maiores profundidades.

3.2.2. REFLEXÃO E REFRAÇÃO

Os tecidos são caracterizados por serem um tipo de meio não homogéneo, que favorece o número de reflexões e refrações das ondas que se propagam.

Para uma onda plana a propagar-se num determinado meio 1, com densidade ρ_1 e velocidade c_1 , e encontra um outro meio 2 com densidade ρ_2 e velocidade c_2 , parte da sua energia é reflectida e parte é transmitida ou refractada. Se a interface entre esses dois meios for planar, existe relação angular entre a onda incidente, a onda reflectida e a onda refractada.

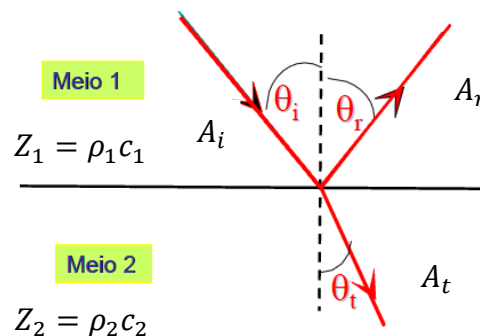


Figura 3.2.2.1 : Representação esquemática da reflexão e da refração de uma onda incidente numa interface planar de dois meios diferentes. (28)

¹ $1 \text{ neper} = \ln\left(\frac{A_d}{A_0}\right)$, onde A_d e A_0 são as amplitudes da onda nas distâncias d e 0 , respectivamente.

$$1 \text{ dB} = 20 \log_{10}\left(\frac{A_d}{A_0}\right), \text{ logo } 1 \text{ Np} = 8,686 \text{ dB.}$$

A relação angular existente é denominada por Lei de Snell e segue a seguinte proporção:

$$\frac{\sin\theta_i}{c_1} = \frac{\sin\theta_r}{c_1} = \frac{\sin\theta_t}{c_2} \quad (3.3)$$

sendo θ_i , θ_r e θ_t os ângulos de incidência, reflexão e transmissão, respectivamente. Pelo facto da onda transmitida não seguir a mesma direcção que a onda incidente, ela é por isso chamada de onda refractada e segue uma orientação que pode ser então dada por:

$$\text{sen}\theta_t = \frac{c_2}{c_1} \sin\theta_i. \quad (3.4)$$

A relação de amplitudes entre os três tipos de ondas em causa dá origem aos bem conhecidos coeficientes de transmissão e de reflexão, respectivamente:

$$T \equiv \frac{A_t}{A_i} = \frac{2\rho_1 c_2 \cos\theta_i}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t} \quad (3.5)$$

$$R \equiv \frac{A_r}{A_i} = \frac{Z_2 \cos\theta_i - Z_1 \cos\theta_t}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t} \quad (3.6)$$

onde A_i , A_r , e A_t são as amplitudes incidente, reflectida e transmitida e, Z_1 e Z_2 são as impedâncias acústicas específicas dos dois meios. Os parâmetros T e R seguem a relação:

$$R = \frac{\rho_2}{\rho_1} T - 1. \quad (3.7)$$

De notar que, quando uma onda se propaga do meio 1 para o meio 2, T e R são diferentes relativamente ao mesmo conjunto de ondas quando viaja no sentido inverso, do meio 2 para o meio 1. A ambos coeficientes podem ser adicionalmente indexados índices para indicar em qual direcção a onda se propaga (T_{12} ou T_{21}).

3.2.3. DISPERSÃO OU *SCATTERING*

Normalmente pensa-se que as reflexões só ocorrem nas fronteiras dos tecidos mas, na prática, alguns tecidos individuais podem ser tecidos não homogéneos com desvios locais de densidade e compressibilidade. Este facto dá origem a reflexões de dispersão que adicionalmente contribuem para o sinal.

A não homogeneidade mais pequena possível pode ser considerada como um ponto, o ponto de dispersão, o qual re-transmite igualmente a onda incidente em todas as direcções como se fosse uma fonte de ondas ultra-sónicas (princípio de Huygens).

O padrão de interferência criado por vários pontos de dispersão num meio depende da forma e do tamanho do ponto dispersor. Se o ponto dispersor for muito mais pequeno que o comprimento de onda, todas as contribuições interferem construtivamente (dispersão fraca) mas se, o seu tamanho for comparável ao comprimento de onda, existe uma mudança de fase entre o conjunto de ondas re-transmitidas e o padrão de interferência depende da forma do dispersor.

3.3. GERAÇÃO E DETECÇÃO DOS ULTRA-SONS

Os ultra-sons usam então ondas acústicas de altas frequências (MHz) para visualizar tendões, músculos ou outros órgãos internos, o seu tamanho, a estrutura ou qualquer lesão patológica. Estas ondas acústicas são geradas usando um transdutor piezoeléctrico², o qual converte o sinal eléctrico em ondas acústicas. As ondas acústicas são também detectadas através desse cristal piezoeléctrico que se encontra embebido numa das camadas do transdutor, servindo assim de transmissor e detector.

As ondas ultra-sónicas quando viajam no corpo são reflectidas nas fronteiras entre diferentes tecidos. As ondas reflectidas são recebidas pelo transdutor que as converte em sinais eléctricos de radiofrequência. A amplitude do sinal acústico é atenuado à medida que a onda viaja ao longo do tecido, e por isso, o sinal devolvido é primeiro amplificado em proporção à distância percorrida. Como já anteriormente referido, quanto mais alta for a frequência das ondas sonoras, maior será a atenuação e por exemplo, frequências de cerca de 50 MHz conseguem apenas 1 *cm* de profundidade de penetração, no entanto, possuem uma maior resolução. E, na imagiologia médica ultra-sónica as frequências usadas permitem uma profundidade de penetração a variar entre 10-30 *cm*.

3.4. TIPOS DE VISUALIZAÇÃO DA IMAGEM ULTRA-SÓNICA

² Os dois materiais piezoeléctricos que são mais frequentemente usados são o PZT (titanato zirconato de chumbo) e o PVDF (fluoreto de polivinilideno) que são dois tipos de polímeros. (29)

Diferentes modos de apresentação da imagem são usados em sistemas de imagiologia ultra-sónica que seguidamente se desenvolvem. A informação espacial dos dados pode ser feita em Modo A, Modo B, Modo M e Doppler.

3.4.1. IMAGIOLOGIA MODO A E MODO M

No Modo A, a amplitude do eco é visualizada como uma função de profundidade numa direcção de propagação ou, pode também ser visualizada como função do tempo, pois considera-se a velocidade do som aproximadamente constante através dos tecidos. Este método, também denominado de pulso-eco, não é muito usado na prática clínica, sendo só particularmente usado em medições precisas de distâncias dentro do globo ocular.

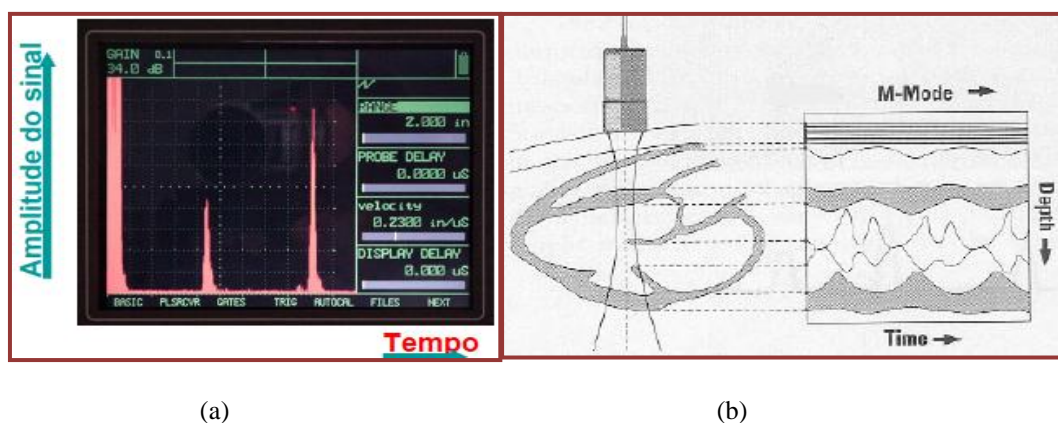


Figura 3.4.1.1 : Modo de visualização da imagiologia ultra-sónica: (a) Imagiologia Modo A visualizada num osciloscópio e (b) Imagiologia Modo M numa avaliação do movimento do músculo cardíaco. (28)

Se o transdutor e o objecto forem estáticos, todas as linhas adquiridas são idênticas, mas se o objecto se move, o sinal muda, e assim já se tem uma imagem do Modo M (movimento). Uma importante aplicação deste tipo de imagiologia vira-se para o estudo do movimento das válvulas cardíacas e contracção do miocárdio. A sua elevada resolução temporal, acima dos 1000 pulsos por segundo, faz da imagiologia Modo M um tipo de imagem útil.

Normalmente, o Modo M aparece completado pela visualização Modo B. A variável tempo é mostrada no eixo horizontal e a profundidade reflectora no eixo vertical, conforme figura 3.4.1.1 (b).

3.4.2. IMAGIOLOGIA MODO B E DOPPLER

Neste método de visualização, os sinais eco detectados são processados e convertidos em níveis de luminância (*B-brightness*), ou seja, as estruturas mais reflectoras aparecem mais brilhantes e as estruturas menos reflectoras aparecem mais escuras, ver figura 3.4.2.1 (a).

O osso apresenta alto coeficiente de atenuação e por isso a transmissão das ondas acústicas através do osso é mínima. Este facto, dificulta particularmente a imagiologia cardíaca que é realizada através dos pequenos espaços entre as costelas, espaços estes denominados por janelas acústicas. Por causa destas janelas serem relativamente pequenas para o coração, a técnica de translação não pode ser aplicada ao coração, ou seja, a solução passa por fazer o varrimento de um sector apenas por rotação do transdutor numa dada posição.

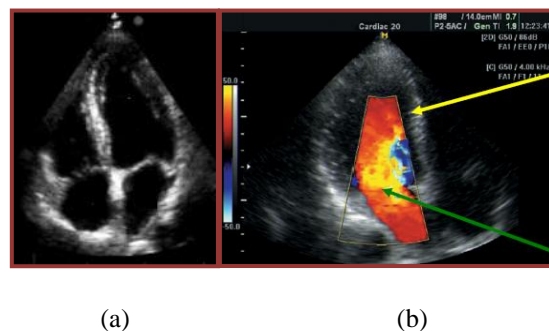


Figura 3.4.2.1 : Modo de visualização da imagiologia ultra-sónica: (a) Imagiologia Modo B e (b) imagiologia Modo B (seta a amarelo) e Modo Doppler (seta a verde). (28)

Outra particularidade interessante da imagem por ultra-sons é que esta não dá só informação visual anatómica ou morfológica, mas pode também ser como uma função da medida da velocidade do sangue ou mesmo do miocárdio quando bate. Este princípio de que se fala é chamado princípio Doppler, que deu o nome de imagem tipo Doppler. Esta técnica é importante para determinar a direcção dos fluxos sanguíneos dentro do coração, para assim apurar o seu diagnóstico.

3.5. CARACTERÍSTICAS DAS IMAGENS MODO B BIDIMENSIONAIS

3.5.1. RESOLUÇÃO ESPACIAL E RUÍDO SPECKLE

A resolução espacial é entendida como a distância mínima entre dois pontos vizinhos que podem ser distinguidos como objectos separados. No domínio da imagem que se tem vindo a referir, a resolução espacial de imagiologia ultra-sónica distingue-se entre, resolução axial, lateral e em elevação. A resolução espacial axial é a resolução na direcção paralela de propagação do feixe. A resolução espacial lateral é a resolução perpendicular à direcção axial no plano da imagem, e a resolução espacial em elevação é a resolução perpendicular ao plano da imagem, e pode ser entendida como a espessura da zona a ser diagnosticada.

Na imagiologia médica ultra-sónica, reflexão e dispersão da onda acústica incidente são os fenómenos mais importantes a ter em consideração na formação da imagem ecográfica dos tecidos biológicos. Reflexão e dispersão são conceitos relacionados e, se as dispersões são mais pequenas que o comprimento de onda do som, então o fenómeno ocorrente é denominado de reflexão. Essa dispersão ou reflexão das ondas acústicas é devida à não homogeneidade na densidade ou compressibilidade do meio (30). Quando os pulsos dispersos chegam de novo ao transdutor, eles podem estar em fase ou não. A energia acústica completa recebida exhibe interferência tanto construtiva como destrutiva, dando aumento a um padrão granular a que se chama *speckle*. No entanto, alguns padrões de *speckle* são usados pelos clínicos para distinguir diferentes regiões tecidulares, como a gordura e músculo.

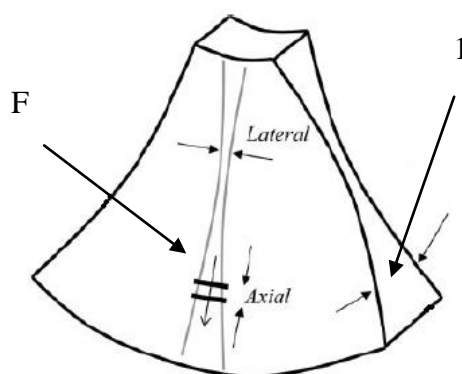


Figura 3.5.1.1 : Nomenclatura relacionada com a resolução espacial, F – Direcção do Feixe e 1 - Resolução em elevação. (28)

Este tipo de ruído degrada ainda assim a resolução espacial e o contraste podendo mesmo obscurecer ou sobrepor áreas anatómicas de interesse num diagnóstico. Na

imagiologia por ultra-sons, a redução ou eliminação do ruído *speckle* é considerado um dos maiores desafios para quem desenvolve equipamentos desta categoria. Normalmente, usam-se técnicas de processamento de imagem numa tentativa de o reduzir, passando por aplicação de filtros espaciais de mediana, filtros de *Weiner*, etc.

Embora esta forma de ruído seja indesejável, ele é considerado também como uma característica significativa para a reconstrução 3D de modo *freehand*. Nesta aproximação imagiológica, o ruído *speckle* é modelado, estimando-se o seu padrão entre imagens adjacentes e por isso se desenvolvem reconstruções 3D baseadas na chamada decorrelação do ruído *speckle*, já citado anteriormente.

3.6. APLICAÇÕES DOS ULTRA-SONS NA MEDICINA

A ecografia é uma modalidade de imagem pulso-eco não invasiva, de baixo custo, portátil, de tempo real e não ionizante que é predominantemente usada como ferramenta de diagnóstico na medicina. Surge como modo válido para examinar muitos órgãos internos humanos, mais frequentemente, tecidos moles, fluidos ou pequenas calcificações que estão preferencialmente na zona superficial do corpo do paciente, não escondidas por estruturas ósseas e, permite guiar procedimentos com agulhas de biópsias, que são usadas para extrair amostras de células de áreas anormais para teste laboratorial. Os ultra-sons são usados para obter imagem mamária, examinar fetos e diagnosticando grande variedade das condições cardíacas.

É possível obter imagens da retina com uma sonda ecográfica de baixa frequência. Na zona do pescoço, como os tecidos são moles na sua superfície, faz-se muitas vezes uso dos ultra-sons para inferir sobre a tiróide, as glândulas salivares e os nodos linfáticos. Na zona do abdómen, os rins, o pâncreas e o fígado podem ser analisados utilizando os ultra-sons e daí obter imagens com alguma qualidade. O sistema vascular, nomeadamente dilatações e obstruções podem ser identificados através da imagiologia ultra-sónica assim como a bexiga e a próstata.

Com a introdução da ultrassonografia 3D, não só se passou a ter informação qualitativa, mas também se passou a ter informação quantitativa acerca de um órgão em questão, podendo-se ter uma vista tridimensional que permite ver comprimento, largura e profundidade das imagens. Na obstetrícia, a ultrassonografia 3D ajuda a visualizar a face do feto incluindo as suas características faciais anormais. Na examinação cardíaca, conseguem-se detectar anormalidades que de outra forma poderiam ser invisíveis. A

ecocardiografia permite dar informação acerca do movimento particular do endocárdio e miocárdio e permite que se estimem áreas ou volumes do ventrículo esquerdo. Permite também que sejam medidas as fracções de ejeção de sangue. Os ultra-sons vindos do coração permitem então formar imagens vindas dos ventrículos, aurículas, da artéria aorta e válvulas.

Contudo, os sistemas eco 3D ainda não são muito alargados devido a razões económicas e tecnológicas. E, a maioria dos scanners de ultra-sons são sistemas *freehand* que adquirem imagens Modo B 2D. Portanto, uma metodologia de software para obtenção de uma reconstrução 3D é altamente desejável.

4. A ECOCARDIOGRAFIA E O PROCESSAMENTO DE IMAGEM ECOGRÁFICA BIDIMENSIONAL

Os ultra-sons não utilizam radiação ionizante, possibilitam a aquisição de imagens em tempo real e permitem o estudo da morfologia, da patologia e função de estruturas corporais como o coração. Para inspecionar o coração deve-se colocar a sonda ecográfica sob o toráx. O exame ecográfico que inspeciona o coração denomina-se de ecocardiografia. O exame ecocardiográfico envolve vários métodos de inspecção que se encontram disponíveis no Anexo A deste documento.

No presente trabalho, serão testados métodos de processamento de imagem em imagens adquiridas do ponto de vista da janela acústica apical de quatro câmaras do coração. Esta secção aborda vários métodos de segmentação testados de imagem ecocardiográfica e ecográfica.

4.1. IMPORTÂNCIA DO PROCESSAMENTO DA IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA NO DIAGNÓSTICO MÉDICO

A qualidade da imagem adquirida através da técnica de ultrasonografia, nem sempre torna a tarefa fácil ao especialista de identificar manualmente, determinadas regiões de interesse médicas. Nomeadamente, a segmentação da imagem é fortemente influenciada pelos artefactos característicos da própria imagem, como a atenuação, o ruído, sombras e perda de sinal devido à dependência da orientação na aquisição da imagem, que pode resultar na falta de partes das fronteiras.

Mais especificamente referindo a importância do processamento da ecocardiografia, nomeadamente a avaliação clínica da função do ventrículo esquerdo, esta é essencial para a avaliação da função do coração de um paciente. A função do ventrículo esquerdo é grandemente avaliada através de ecocardiografias 2D. Mas, a análise automática das imagens ecocardiográficas torna-se um desafio, pois o ruído e outros artefactos fazem com que a detecção de determinadas características seja bastante difícil.

Traçar as fronteiras do epicárdio ou do endocárdio do ventrículo esquerdo em ecocardiografias é de importância fundamental para quantificação da função cardíaca. O

traçado do contorno em imagens correspondentes à diástole final e sístole final permite a computadorização de medidas clínicas importantes, como a fracção de ejeção e estimativa da espessura do músculo cardíaco. Também, a detecção dos contornos em todas as imagens que cubram o completo ciclo cardíaco permite uma interpretação quantitativa da dinâmica do ventrículo esquerdo. A segmentação de imagens ecocardiográficas de recém-nascidos pode também ajudar os especialistas a identificar malformações congénitas, defeitos do septo cardíaco, malformações valvulares e coarctação da aorta³. Contudo, o traçado manual de bordas requer um especialista, que consome tempo, pois torna-se uma tarefa morosa quando são precisas analisar muitas imagens.

Portanto, a extracção automática das fronteiras em imagens ecocardiográficas, surge como importante necessidade clínica para produzir resultados cada vez mais efectivos e fiáveis. Além de já muitos autores terem tentado identificar as fronteiras do ventrículo esquerdo em imagens 2D, de forma automática ou semi-automática, o desafio interessante passaria pela segmentação das quatro cavidades cardíacas. Esse resultado, quando perfeito, poderá futuramente induzir uma melhor reconstrução 3D para tele-ecografia assistida por robô.

A limitada aplicabilidade clínica de certos métodos está relacionada, como já se viu, com a pobre qualidade de imagem e com o conseqüente baixo contraste nas fronteiras ou mesmo descontinuidade nas fronteiras de algumas imagens. Quase todas as aproximações para extracção de fronteiras do ventrículo esquerdo usaram os mesmos procedimentos mais comuns de processamento de imagem, já referidos no estado da arte.

Na secção seguinte, serão expostos alguns algoritmos de segmentação de imagem ecocardiográfica e imagem ecográfica 2D testados.

4.2. MÉTODOS DE SEGMENTAÇÃO DE IMAGEM 2D TESTADOS

A segmentação consiste em extrair regiões homogéneas de uma imagem de acordo com alguma característica que dá informação sobre um objecto.

Após um estudo exaustivo acerca dos vários métodos existentes para segmentação 2D de imagens ecocardiográficas, pretenderam-se testar alguns métodos

³ Estreitamento da aorta que dificulta a irrigação das partes cardíacas inferiores.

de modo a conseguir uma progressão relevante neste tipo de processamento. Uma vez alcançada uma segmentação de cavidades fechadas, estar-se-á no bom caminho para a reconstrução 3D. De entre os métodos de segmentação, começou-se pelo método de segmentação radial de Otsu, depois pelo método de segmentação *Level Set* na aproximação dos autores Chan e Vese e por último, o método de Kass et al baseado em *snakes*, este último usado para a reconstrução 3D.

4.2.1. MÉTODO BASEADO NA DETECÇÃO RADIAL A PARTIR DA LIMIAZIZAÇÃO DE OTSU

Na aplicação cardíaca, este método ainda só foi aplicado à extracção das fronteiras do ventrículo esquerdo, (17) e (16). Este método toma vantagem por ter conhecimento prévio da geometria do objecto que vai analisar, pois assenta no princípio da construção de uma elipse sobre esse mesmo objecto que vai analisar, ou seja, o ventrículo esquerdo.

No caso do movimento das fronteiras do ventrículo esquerdo, sabe-se que é um movimento orientado radialmente, sendo o seu movimento quase paralelo aos raios. A própria orientação dessas fronteiras é quase perpendicular aos raios em qualquer direcção e em qualquer instante do batimento cardíaco. Então, se se considerarem linhas radiais a emanar do centro do ventrículo esquerdo para a periferia, a detecção ou procura pela fronteira é feita ao longo de cada linha radial. O resultado obtido por este método aplicado ao ventrículo esquerdo em (17) mostra-se na figura 4.2.1.1.

Este método foi aplicado neste trabalho, não apenas à segmentação do ventrículo esquerdo, mas sim a todas as cavidades cardíacas.

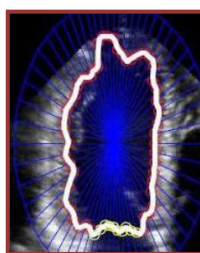


Figura 4.2.1.1 : Resultado obtido em (17) por aplicação do método radial ao ventrículo esquerdo baseado no algoritmo de OTSU.

Foram também manobradas sinteticamente algumas imagens ecocardiográficas, com o intuito de obter uma segmentação ideal das cavidades que pudesse traduzir a segmentação manual do especialista. Este resultado serviria de comparação com a segmentação real.

Uma vez que o resultado real ficou muito aquém do resultado ideal, este método não serviu de forma alguma como padrão para a posterior reconstrução 3D, sendo os seus resultados apresentados no Anexo B deste documento, pois constituíram trabalho de pesquisa.

O algoritmo de Otsu não se demonstrou interessante para a reconstrução 3D, daí que a sua explicação matemática não seja aprofundada neste trabalho, dando-se apenas a base do seu funcionamento e as respectivas referências.

A estratégia baseada na procura radial para extrair as fronteiras das cavidades cardíacas baseia-se numa sequência de passos que começa com um pré-processamento da imagem, seguida pela detecção de bordas (“*edges*”), ligação desses pontos borda e a final delimitação dos contornos.

A primeira parte do pré-processamento da imagem consistiu na redução do tamanho dos dados, e seguinte divisão da imagem em quatro posteriores imagens, que representariam as quatro cavidades cardíacas. Esta divisão permite um processamento mais particular a cada uma das regiões. A segunda parte deste pré-processamento esteve voltada para o realçar do contraste dos pontos fronteiros de cada cavidade. De modo a reduzir então o elevado nível de ruído, utilizou-se um filtro de mediana 3x3.

O segundo passo aplicado foi o algoritmo de limiarização de Otsu (31). Este algoritmo foi aplicado em cada uma das quatro imagens. Uma elipse é desenhada abrangendo toda a cavidade de interesse, sendo os seus parâmetros manualmente definidos. Desta forma, o algoritmo é aplicado numa área limitada pelo ponto central da elipse, que coincide com o centro de cada imagem, estando dentro da cavidade a ser segmentada, mas não coincide necessariamente com o centro da cavidade. No entanto, existem já estudos feitos para determinar automaticamente o ponto central, em particular, do ventrículo esquerdo, (32) e (33).

O método de Otsu é aplicado a todas as áreas até completar a elipse, tendo sido consideradas, em cada área, 80 linhas radiais que foram alvo de análise do perfil de intensidade. Após detectados os pontos de borda, são unidos de modo a traçar o contorno final.

Os dois problemas ou desvantagens relacionados com o método radial de Otsu aplicado em (17) manifestaram ser, a necessidade de uma definição automática do centro do ventrículo esquerdo quando se deseja uma aproximação automática e, também neste trabalho, a alta sensibilidade ao ruído na detecção das bordas ao longo das linhas

radiais. Outro aspecto relevante e inconveniente obtido nesse trabalho, foi o facto do traçado do contorno final incluir na sua detecção o músculo papilar, saliência essa que faz parte da parede do ventrículo esquerdo.

4.2.2. MÉTODO DE CONTORNO ACTIVO POR LEVEL SET — APROXIMAÇÃO DE CHAN E VESE

Os resultados obtidos com o método radial não se revelaram satisfatórios e assim, estudou-se outro método de segmentação que melhor evoluísse na detecção das fronteiras das cavidades cardíacas. Mediante esse estudo, os contornos activos são os que mais vezes vêm citados em artigos, tendo mostrado ser técnicas de segmentação de imagem com muito sucesso, em muito usados no processamento de imagem médica (21).

Geralmente, as imagens ecocardiográficas são de baixa qualidade e muito ruidosas, por isso se estudou neste trabalho um modelo de segmentação de contornos activos baseado em regiões. O modelo testado é um modelo de contorno activo definido por ramos na aproximação de Chan e Vese (34) que usa o modelo de segmentação de Mumford-Shah, (35) e (36).

Os contornos activos baseados em regiões usam a informação estatística da intensidade da imagem dentro de cada subconjunto. A maior parte dos modelos de contornos activos baseados em regiões consistem de duas partes, a parte regularizadora, a qual determina a forma suave dos contornos e, a parte de minimização de energia, a qual procura por uniformidade de uma característica pretendida dentro de um subconjunto.

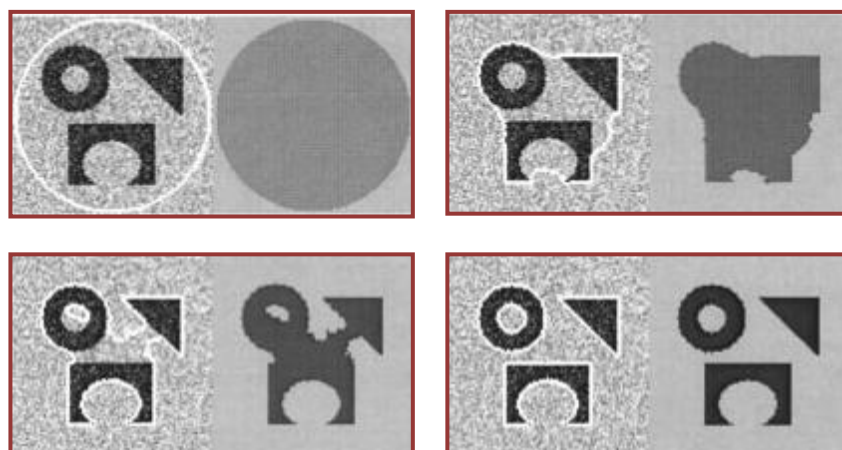


Figura 4.2.2.1 : Evolução de um contorno activo (a branco) e detecção de diferentes objectos de uma imagem com ruído. (34)

O modelo proposto por Chan e Vese assenta então no princípio de contornos activos definidos por ramos. Contornos activos não são nada menos que curvas fechadas que evoluem segundo determinados parâmetros, para minimizar uma função de energia. Relativamente aos ramos, tem-se uma constante que aproxima a informação estatística da intensidade da imagem dentro de um subconjunto e outra constante, que aproxima as estatísticas da intensidade da imagem ao longo de todo o domínio da imagem. A função de energia dada pela formulação *Level Set* (37) mede então a diferença entre o ramo constante e a intensidade da imagem actual em cada pixel da imagem. Este processo termina quando se dá a minimização da função de energia. Este modelo é capaz de detectar contornos de objectos com alguma suavidade nas suas fronteiras. Aspectos como a área interior do contorno inicial e o seu comprimento são tidos em conta na formulação do problema, assim como outros parâmetros.

Neste trabalho, parâmetros como a forma e o tamanho dos contornos iniciais foram testados. Assim, o algoritmo foi aplicado com contornos activos iniciais de forma rectangular e circular. Às formas rectangulares e circulares foram aplicados diversos tamanhos, bem como em quantidade que permitia abarcar todo o domínio da imagem.

A *performance* do algoritmo é feita em termos do tempo que o contorno toma para alcançar as fronteiras em diferentes condições e, se devolve ou não contornos finais fechados ideais, como na figura 4.2.2.1.

Este método revelou-se interessante na segmentação 2D das cavidades cardíacas, no entanto, para a reconstrução 3D, ainda não se revelou suficiente, não fornecendo contornos completamente fechados. Este facto levou a que menor importância fosse dada ao tipo de metodologia envolvente deste método de segmentação, deixando-se a descrição aprofundada do modelo e os detalhes em referência, já acima mencionada, caso desperte a curiosidade do leitor.

A segmentação de imagem médica ultra-sónica é um estágio importante para a imagiologia 3D por ultra-sons. Nesta tentativa de procura por um método de segmentação que forneça contornos finais fechados de objectos de interesse, foram também estudadas abordagens de *watershed* e outros pré-processamentos. Alguns resultados apresentam-se no Anexo C deste documento.

4.2.3. MÉTODO DE KASS E TERZOPOULOS BASEADO EM *SNAKES*

Kass e Terzopoulos descreveram um método de contornos activos diferente, a que chamaram modelo de *snake* (38). As *snakes* são então um modelo de contornos activos que conseguem estabilizar a sua evolução na proximidade de bordas, linhas ou terminações em imagens. A denominação *snake* está relacionado com a forma como o modelo de arrasta ou desenvolve, enquanto minimiza funções de energia.

Este modelo *snake* foi testado para segmentação das imagens ecográficas obtidas com o robô manipulador, nas quais os resultados demonstraram ser bastante satisfatórios.

As *snakes* são modelos que exibem comportamento dinâmico, baseadas em minimizações de funções de energia, que no caso, são guiadas por forças externas restritivas e influenciadas pelas forças da própria imagem, que empurram a *snake* em direcção a uma característica ou fronteira desejada. Este modelo foi testado de uma forma em que, as forças externas eram impostas pela interpretação interactiva restritiva por parte do utilizador com a própria imagem. Quer isto dizer que, as *snakes* não tentam resolver todo o problema sozinhas, o de encontrar contornos salientes numa imagem. E por isso, existe o utilizador que posiciona coordenadas de pontos iniciais da *snake* na imagem (fazendo uso dos botões do rato), ficando estes próximos do contorno desejado, conforme se ilustra na figura 4.2.3.1.

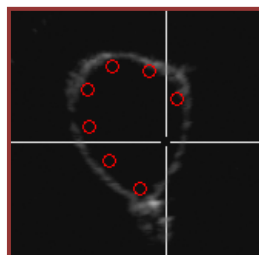


Figura 4.2.3.1 : Ilustração interactiva do posicionamento dos pontos iniciais da *snake* com um cursor, por parte do utilizador, manobrando o rato do computador.

Ao realizar esta tarefa, o utilizador empurra a *snake* para próximo do contorno pretendido e, a minimização de energia é responsável pelo facto da *snake* evoluir no resto do percurso de iteração. O modelo tende também a evoluir ou deformar-se em conformidade com o contorno saliente mais próximo.

Os termos relevantes da modelização do problema de minimização de energia são seguidamente citados, bem como, a descrição matemática básica da *snake*.



Figura 4.2.3.2 : Evolução da segmentação realizada pela *snake* numa imagem ecográfica: (a) numa fase inicial e (b) numa fase final.

Portanto, o modelo básico da *snake* em causa é como que uma curva interpoladora cuja sua continuidade de evolução é controlada pela influência de forças da imagem e de forças restritivas externas. Em causa estão também forças de interpolação internas, que impõem uma restrição da suavidade da curvatura da *snake*. As forças da imagem são responsáveis por empurrar o modelo em direcção à característica saliente da imagem. As forças restritivas externas são impulsionadas pelo utilizador e correspondem à colocação da *snake* próxima de locais pretendidos.

Se se representar a posição da *snake* parametricamente por $p(s) = (x(s), y(s))$, a sua função de energia pode vir escrita como:

$$E_{snake} = \int_0^1 (E_{Interna}(p(s)) + E_{Imagem}(p(s)) + E_{Rest.Ext.}(p(s))) ds, \quad (4.1)$$

onde $E_{Interna}$ representa a energia interna da *snake* devido à curvatura, E_{Imagem} representa as forças impulsionadoras da imagem que, com a $E_{Rest.Ext.}$, que representa as forças externas restritivas, representam a total força externa da *snake*.

A energia de interpolação interna é modelizada da seguinte forma:

$$E_{Interna} = (\alpha(s)|p_s(s)|^2 + \beta(s)|p_{ss}(s)|^2)/2, \quad (4.2)$$

onde se destacam dois termos controladores, um de primeira ordem $\alpha(s)$ e, outro de segunda ordem $\beta(s)$. O termo de primeira ordem é conhecido como controlador da tensão da curvatura da *snake*, fazendo com que ela actue como uma membrana. O termo de segunda ordem é conhecido como controlador da rigidez da curvatura, e actua de modo a que a *snake* se comporte como uma fina placa. Nos testes efectuados, o melhor valor encontrado para estes parâmetros foi de 0.1.

A $E_{Rest.Ext.}$ advém da interacção entre o utilizador com o rato a seleccionar pontos iniciais na imagem, colocados próximos de determinada característica. Uma vez a *snake*

próxima da fronteira desejada, a sua minimização de energia encarrega-se de a puxar no resto do percurso.

As forças da imagem desempenham também um papel importante na medida em que, as suas funções de energia atraem as *snakes* para a característica desejada na imagem, produzindo uma boa segmentação de regiões. São apresentadas três diferentes funções de energia que atraem ou puxam a *snake* para linhas, bordas ou terminações. Deste modo, a energia total da imagem vem expressa como uma combinação pesada de três funções de energia,

$$E_{Imagem} = w_{linha}E_{linha} + w_{borda}E_{borda} + w_{term}E_{term}, \quad (4.3)$$

e ao ajustar os respectivos pesos pode-se ter um comportamento muito diversificado da *snake*, nomeadamente, se o modelo evolui para o exterior ou interior da sua curvatura.

Relativamente à função linha, esta é mais simples e surge como sendo a própria intensidade da imagem, $E_{linha} = I(x, y)$.

A função borda, como função de energia, tenta encontrar bordas numa imagem através do gradiente de intensidade da imagem, $E_{borda} = -|\nabla I(x, y)|^2$, sendo a *snake* atraída rapidamente para contornos com grandes gradientes na imagem.

A última função de energia que compõe a energia da imagem é a função terminação. Esta actua de modo a encontrar terminações e cantos numa imagem, usando a curvatura de linhas de nível numa imagem suavizada. Se se definir a convolução,

$$C(x, y) = G_{\sigma}(x, y) * I(x, y), \quad (4.4)$$

como uma versão suavizada da imagem, com G_{σ} o desvio padrão Gaussiano e, $n = (\cos\theta, \sin\theta)$, $n_{\perp} = (-\sin\theta, \cos\theta)$ como sendo os vectores unitários perpendiculares à direcção do gradiente; então, a curvatura dos contornos de nível pode ser escrita da seguinte forma:

$$E_{term} = \frac{\partial\theta}{\partial n_{\perp}} = \frac{\partial^2 C}{\partial n^2} / \frac{\partial C}{\partial n} = \frac{C_{yy}C_x^2 - 2C_{xy}C_xC_y + C_{xx}C_y^2}{(C_x^2 + C_y^2)^{3/2}}. \quad (4.5)$$

Os valores usados nos testes que conduziram a melhores resultados foram, w_{linha} e w_{term} nulos e w_{borda} igual a 2.

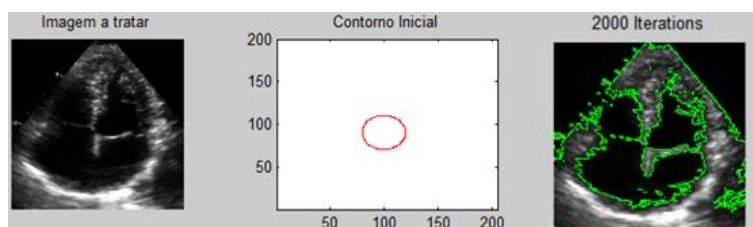
5. RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO 2D

O método de segmentação de Chan e Vese foi aplicado para a segmentação de imagens ecocardiográficas, e também, a imagens ecográficas do balão usado na execução experimental. Por outro lado, o método de segmentação de Kass et al., só foi aplicado à segmentação das imagens ecográficas do balão inspeccionado na execução experimental.

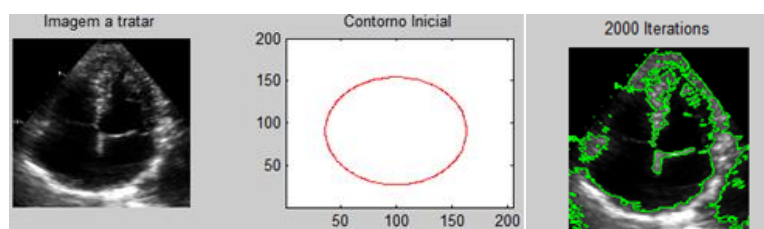
5.1. RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO DE *CHAN E VESE*

De modo a avaliar a qualidade do modelo de Chan e Vese na segmentação de imagens ecocardiográficas 2D, foram testados alguns parâmetros dos contornos activos iniciais. Parâmetros esses que passaram primeiro pela forma (circular e rectangular) e tamanho do contorno inicial, depois pela quantidade numérica de contornos activos a evoluir na imagem ao mesmo tempo, e por fim, pela aplicação do contorno activo a uma imagem com alto nível de ruído.

No decurso dos testes efectuados foi usado o mesmo número de iterações que facilitam o estudo comparativo qualitativo da segmentação entre parâmetros como a forma e o tamanho do contorno inicial, bem como, aferir sobre o tempo de processamento.



(a)

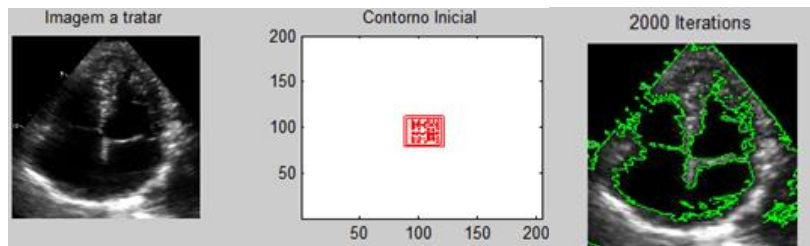


(b)

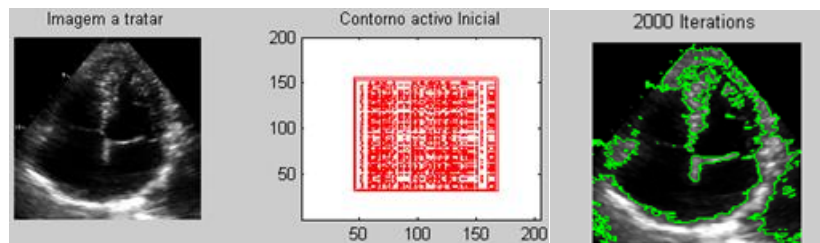
Figura 5.1.1 : Resultados da segmentação do modelo de Chan e Vese com um contorno inicial circular: (a) contorno inicial na parte interna do objecto de interesse e (b) contorno inicial na parte externa.

Pela observação dos resultados da figura 5.1.1, depara-se que a inicialização do contorno circular na parte interna do objecto a ser segmentado, fornece uma melhor

segmentação. Além do mais, a segmentação com o contorno circular mais pequeno demora ligeiramente menos tempo (85 segundos), quando comparado com o tempo que demora a segmentação com o contorno circular grande (91 segundos), para o mesmo número de iterações.



(a)

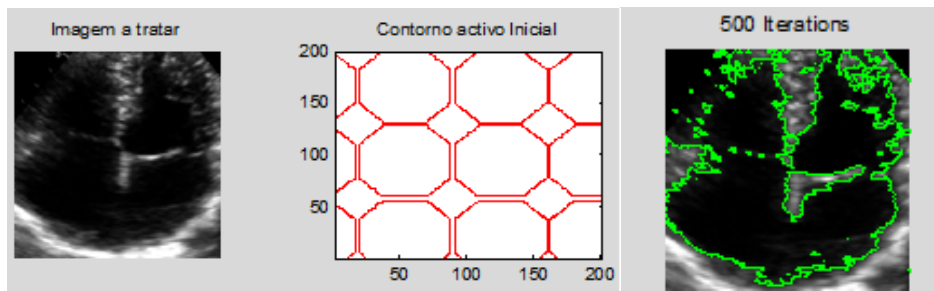


(b)

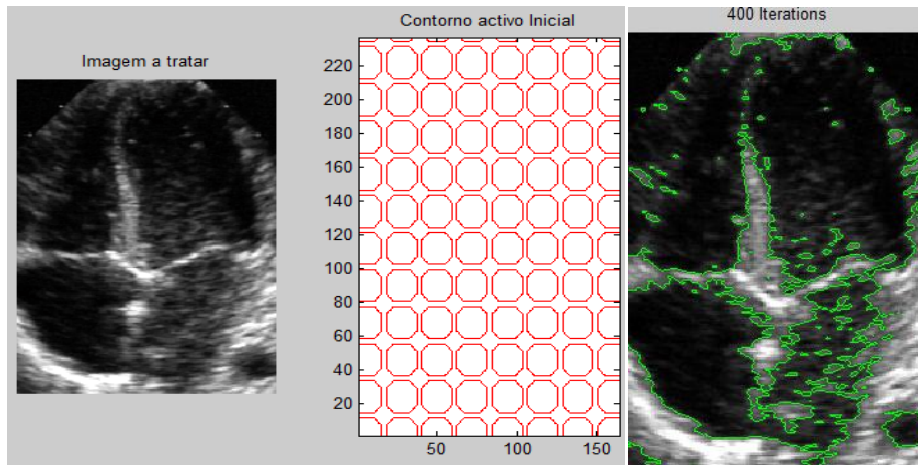
Figura 5.1.2 : Resultados da segmentação do modelo de Chan e Vese com um contorno inicial rectangular: (a) contorno inicial na parte interna do objecto de interesse e (b) contorno inicial na parte externa.

O resultado da figura 5.1.2, com um contorno inicial rectangular, tem resultados de segmentação muito semelhantes aos encontrados para o contorno circular. Os tempos de processamento também são muito próximos dos anteriores, na ordem dos 89 segundos.

A segmentação tem um papel fundamental na reconstrução 3D e só tem valor para diagnóstico médico, se realizada em tempo razoável. Desta forma, encontrou-se uma forma de aumentar a velocidade do processo de segmentação. Essa forma passou pela inclusão de contornos iniciais que preenchessem toda a imagem a tratar. O resultado obtido demonstrou que para atingir um mesmo nível de segmentação dos resultados anteriores, são necessárias muito menos iterações.



(a)



(b)

Figura 5.1.3 : Resultados da segmentação do modelo de Chan e Vese com contornos iniciais a preencher completamente a imagem: (a) contorno inicial maior e (b) contorno inicial menor aplicado a uma imagem ruidosa.

A ilustração (a) da figura 5.1.3 mostra uma clara vantagem na convergência do contorno activo traduzido num igual nível de segmentação relativamente às apresentadas pelas figuras 5.1.1 e 5.1.2. A imagem da ilustração (a) demorou 24 segundos a iterar 500 vezes, enquanto a imagem da ilustração (b) demorou 19 segundos a iterar 400 vezes.

O método de segmentação de Chan e Vese foi também aplicado às imagens ecográficas do balão, obtidas pelo robô manipulador na execução experimental. Contudo, os resultados dessa segmentação não se mostraram suficientes para uma reconstrução 3D aceitável.

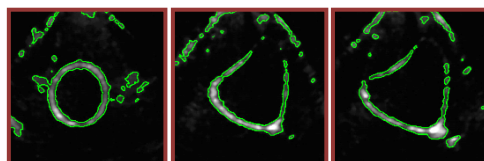


Figura 5.1.4 : Exemplos de resultados da segmentação de Chan e Vese a imagens do balão.

5.2. RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO DE *KASS* E *TERZOPOULOS*

O método de segmentação baseado num modelo de *snake* foi aplicado a um conjunto de imagens ecográficas de um balão mergulhado dentro de uma tina com água, conforme o aparato experimental apresentado no capítulo seguinte da reconstrução 3D. No entanto, aqui apenas se apresentam os resultados da segmentação aplicados ao último conjunto de imagens, as que conduziram à melhor reconstrução 3D. As imagens adquiridas em bruto do robô manipulador são apresentadas no Anexo D deste documento.

A título de comparação encontra-se disponível na figura 5.2.1 a imagem do balão real usado na experimentação.



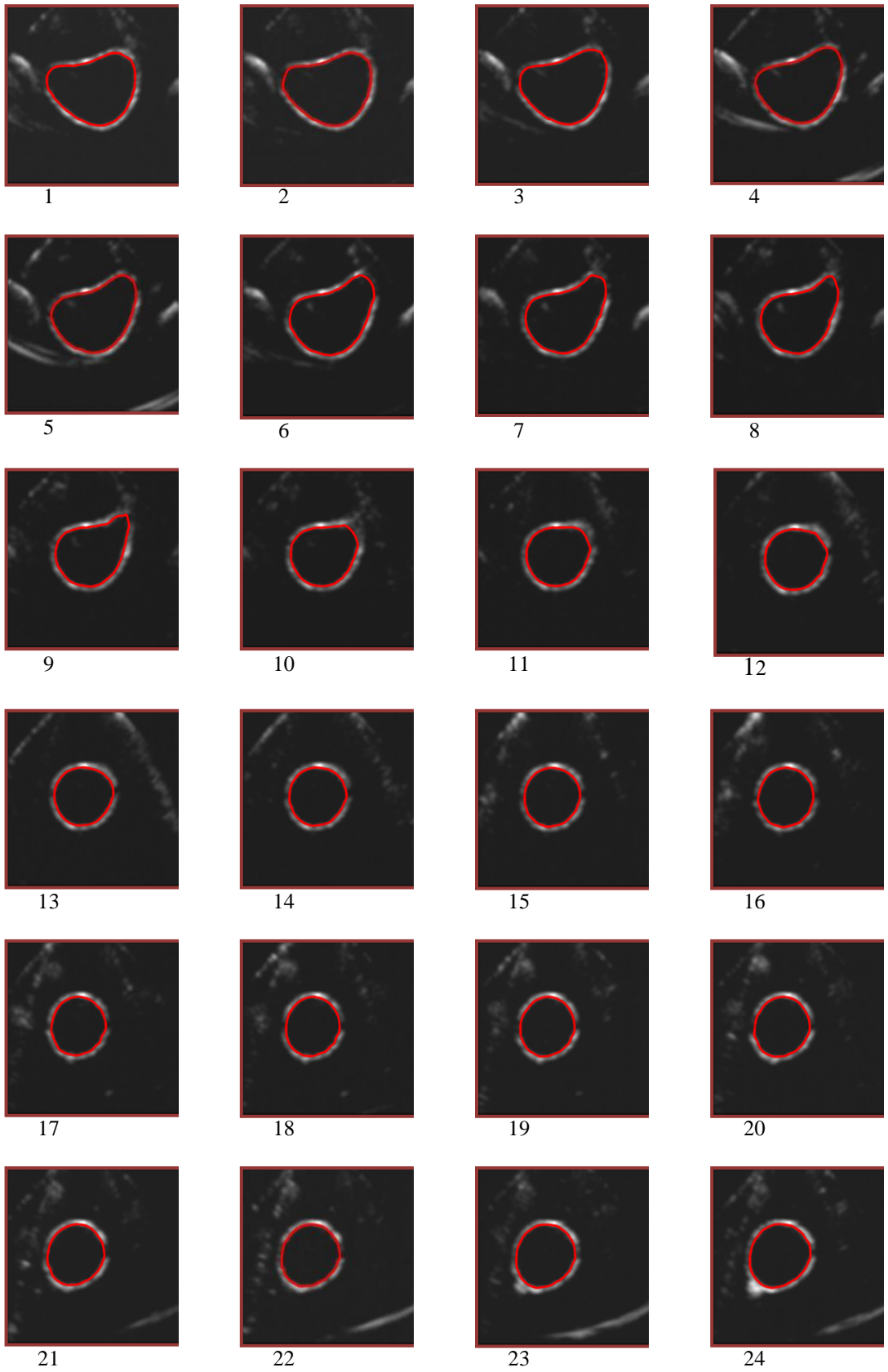
Figura 5.2.1 : Imagens reais do balão usado na experimentação: (a) forma do balão e (b) posição estática do balão dentro da tina com água.

As imagens do anexo D foram sujeitas a pré-processamentos e na figura 5.2.2 são apresentados os resultados da segmentação de *Kass* e *Terzopoulos* aplicada às imagens ecográficas do balão, representado na figura 5.2.1.

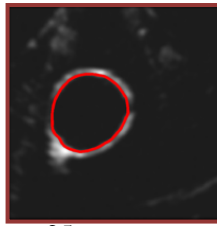
A segmentação foi aplicada a 70 imagens ecográficas de um balão normal em forma de coração, cujas suas imagens foram adquiridas com o robô manipulador controlado remotamente. As imagens obtidas resultaram do movimento de rotação da sonda em torno do seu eixo longitudinal.

Relativamente ao tempo de processamento de cada imagem, este algoritmo consegue segmentar a cavidade do balão em cerca de 4-6 segundos, o que se demonstra um resultado absolutamente desejável. No entanto, a aplicação deste método a várias cavidades seria um aspecto de futuro desafio.

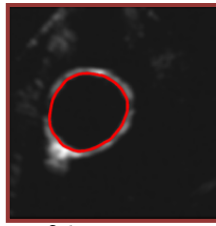
Estes resultados das 70 imagens conduziram à reconstrução 3D que se apresenta no capítulo 7, onde apenas interessam as posições dos pixéis a vermelho de cada imagem, ou seja, os pixéis do contorno da segmentação.



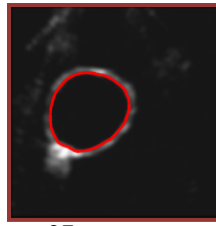
Continua...



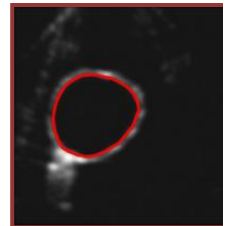
25



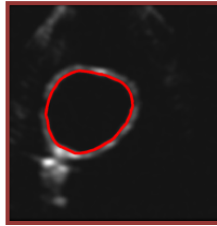
26



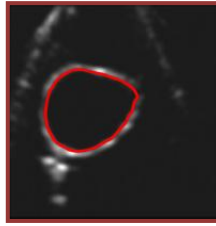
27



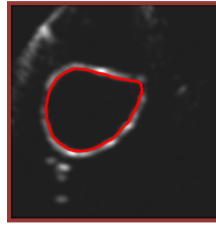
28



29



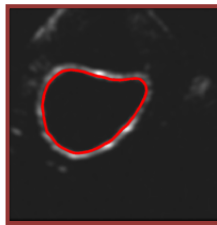
30



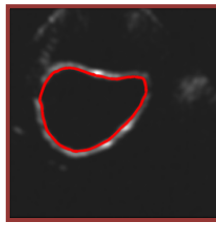
31



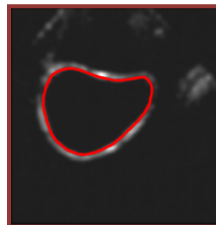
32



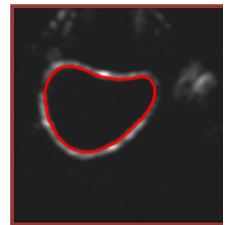
33



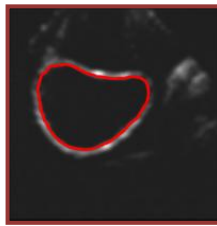
34



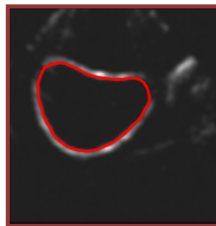
35



36



37



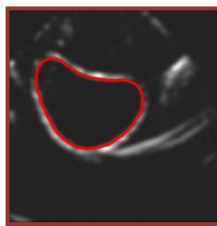
38



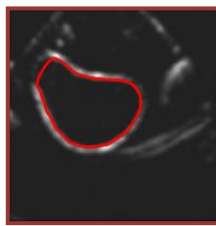
39



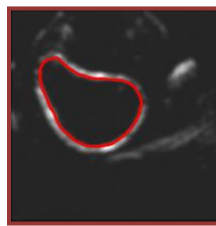
40



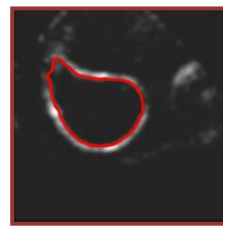
41



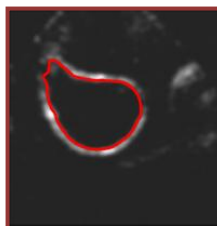
42



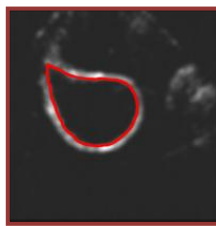
43



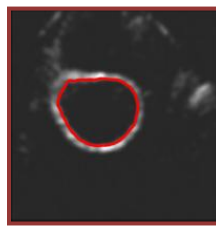
44



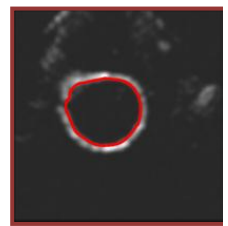
45



46



47



48

Continua...

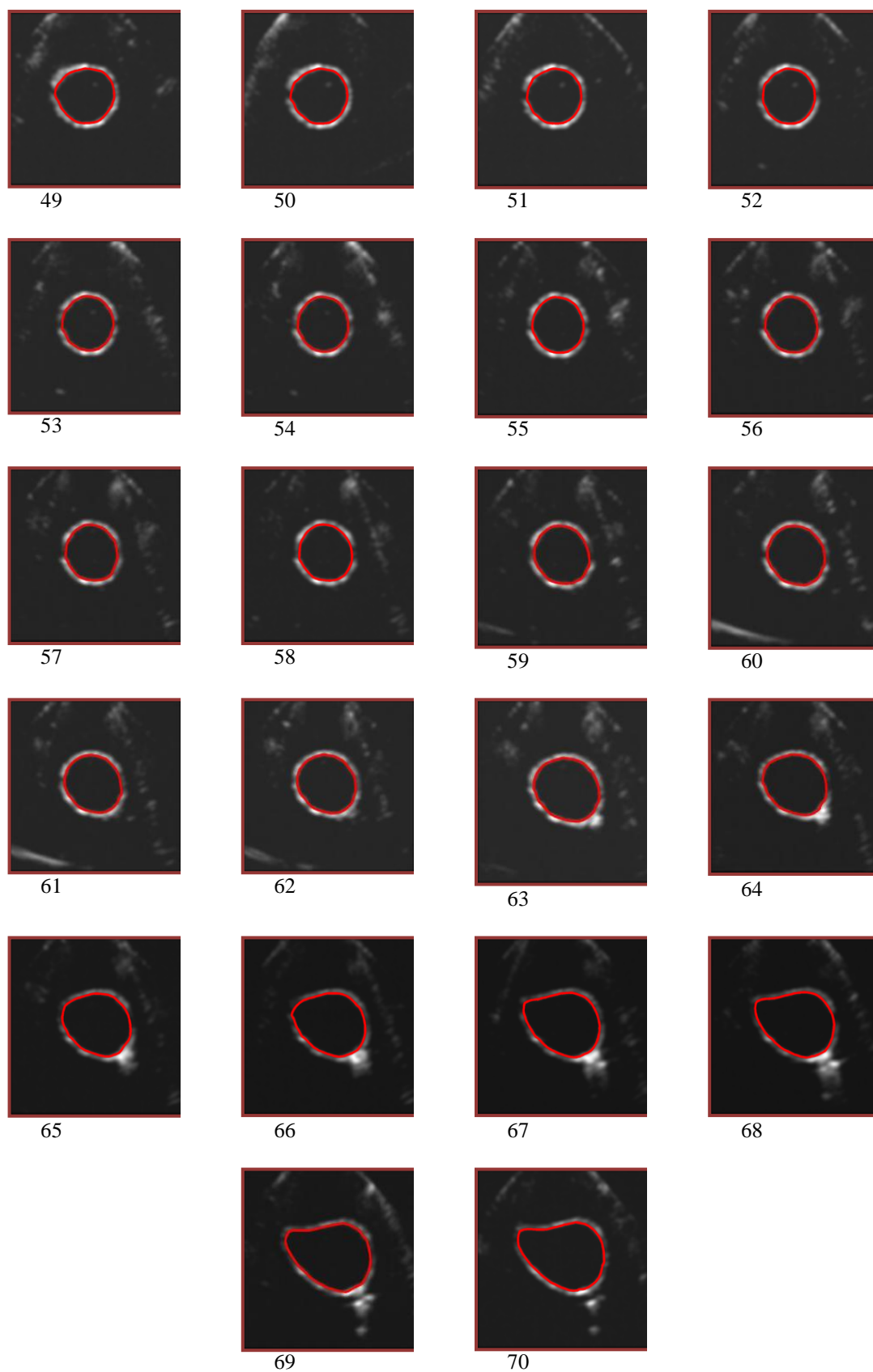


Figura 5.2.2 : Resultados da segmentação de *Kass* e *Terzopoulos* aplicada a 70 imagens do balão imerso numa tina com água.

6. RECONSTRUÇÃO 3D

Na teoria de visão computacional é comum abordar a reconstrução 3D em termos de conceitos de câmaras e seus respectivos parâmetros de calibração, estereoscopia, entre outros. Mas, os métodos mais desenvolvidos da reconstrução 3D baseiam-se frequentemente na aquisição de múltiplas imagens, de diferentes vistas de um mesmo objecto e, fazer corresponder pontos característicos entre as imagens. No meio desta técnica, estão envolvidas matrizes de transformação projectiva entre imagens e, como existem transformações entre o espaço 2D da imagem para o espaço desconhecido 3D do objecto, as chamadas coordenadas homogêneas são uma ferramenta importante que facilita esse cálculo matricial. (39)

Devido ao tipo de imagem que se trata e assim, à dificuldade em encontrar correspondências entre imagens, recorreu-se primeiramente à segmentação bidimensional de cada imagem, já apresentada no capítulo anterior. Esses contornos foram então chamados no algoritmo de reconstrução, e a reconstrução 3D abordada baseou-se em teorias de transformação geométrica 3D desses pontos.

6.1. APARATO EXPERIMENTAL PARA AQUISIÇÃO DAS IMAGENS TELE-ECOGRÁFICAS DO BALÃO

A execução experimental faz uso do robô manipulador que vem inserido com a sonda ecográfica na sua extremidade. Para a aquisição das imagens foi preparada uma caixa revestida com esferovite, de modo a atenuar o mais possível os efeitos de reflexão do som. Essa caixa foi depois preenchida com água, surgindo como meio acoplante, e nela imerso um balão convencional em forma de coração, também este com água no seu interior e fixo ao fundo da tina.

No que diz respeito ao controlo da posição e orientação do robô, este foi realizado numa estação remota próxima através de um computador portátil e de toda a interface já desenvolvida. Foram executados movimentos angulares de rotação, de aproximadamente 5° , segundo o eixo Z longitudinal da sonda ecográfica. A figura 6.1.1 demonstra as imagens de todo o aparato experimental usado.

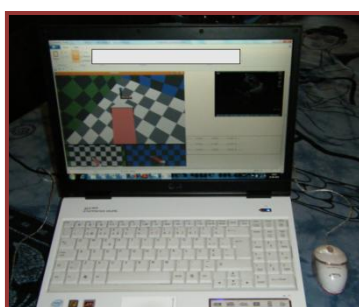
Relativamente à calibração do sistema, este já está devidamente calibrado, ou seja, pode-se saber a posição da sonda em cada momento, poupando assim muito trabalho do ponto de vista da reconstrução.



(a)



(b)



(c)

Figura 6.1.1 Aparato experimental usado para aquisição das imagens do balão dentro da tina com água: (a) robô manipulador no espaço de tarefa, (b) sonda ecográfica acoplada na extremidade do robô, dentro da tina com água e (c) formato da interface desenvolvida na estação de um especialista fictício.

A execução experimental forneceu um conjunto de imagens ecográficas do balão (Anexo D) e, um conjunto de matrizes de transformação relativas a cada uma das imagens respectivamente, apresentadas no Anexo E deste documento.

6.2. PROCESSO DE RECONSTRUÇÃO 3D

O algoritmo de reconstrução usado foi um método de tratamento de dados *off-line*, onde se usaram principalmente multiplicação de matrizes de transformação 3D.

A todos os pontos do robô são indexados sistemas de coordenadas, e por isso a posição e orientação da sonda ecográfica no mundo é traduzida por uma matriz, que se relaciona com o sistema de coordenadas da base do robô. Nos esquemas das figuras seguintes, pode ser visualizada a relação entre o sistema de coordenadas da sonda com o sistema de coordenadas de uma imagem. Uma vez que uma reconstrução 3D tem de ser referida a um ponto no espaço, tem que se aferir sobre o ponto de rotação da sonda, onde se assume ser o ponto de focalização da informação que irá depois gerar uma imagem no ecógrafo.

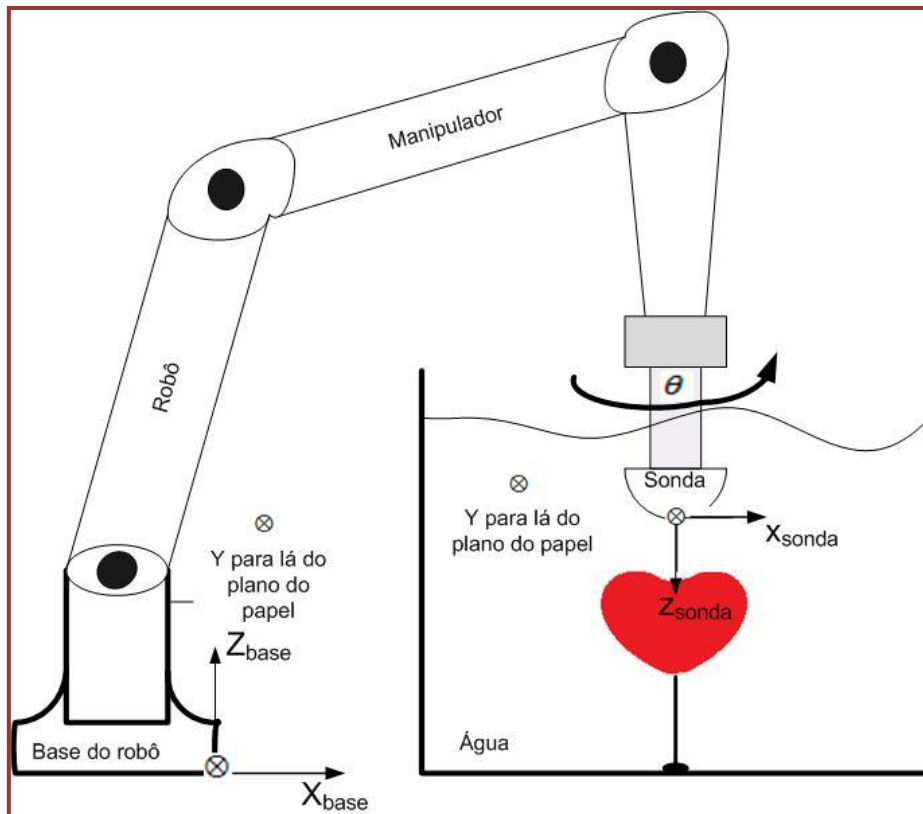


Figura 6.2.1 : Ilustração dos sistemas de coordenadas mais importantes e das posições dos componentes, sendo θ o ângulo de rotação.

No modelo de reconstrução 3D pretendeu-se fazer a reconstrução sobre um ponto p do espaço 3D, representado na figura 6.2.2. O ponto p é o ponto de rotação da sonda ecográfica e corresponde a um ponto específico na imagem. Esse ponto p na imagem nasce da intersecção de duas rectas laterais da abertura do feixe ultra-sónico.

As imagens que sofreram segmentação foram reduzidas a um tamanho quadrado 200x200 e por isso, os seus pixéis foram transformados relativamente ao ponto p de cada imagem original.

A sonda ecográfica e a base do robô são indexadas com sistemas de coordenadas cartesianos 3D. Posto isto, no passo seguinte da reconstrução 3D proposta, todas as posições da sonda são traduzidas por uma matriz de transformação relativamente à base do robô.

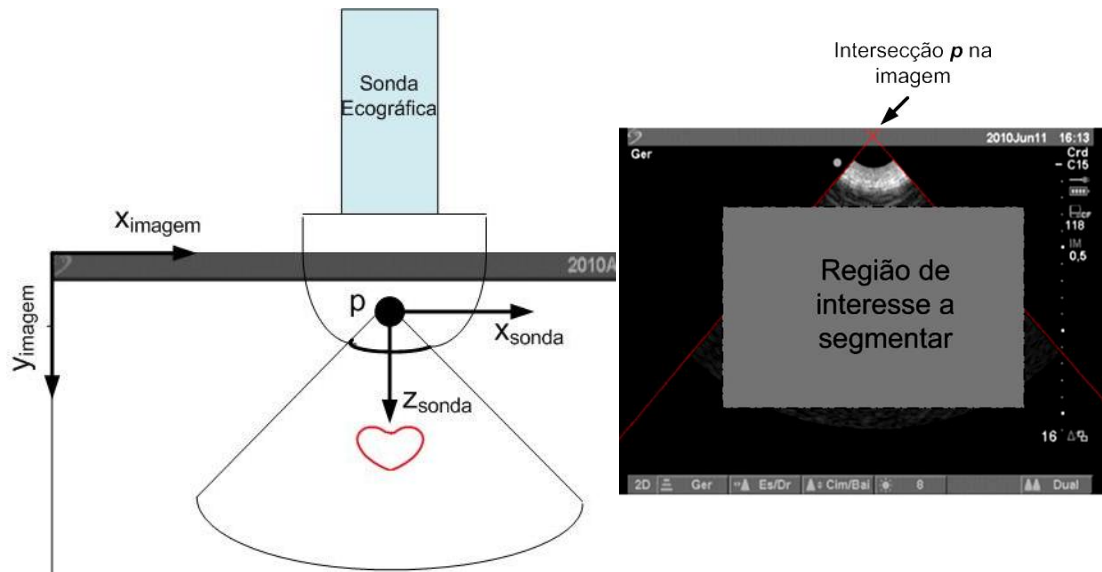


Figura 6.2.2 : Representação do ponto p de intersecção.

Entendam-se as transformações esquematizadas pelas matrizes 4×4 , ${}^A T_B$, ${}^A T_C$, e ${}^A T_D$, na figura 6.2.3. Estas podem por exemplo ser as denotações para a posição de uma imagem 1, uma imagem 2 e uma imagem 3, respectivamente.

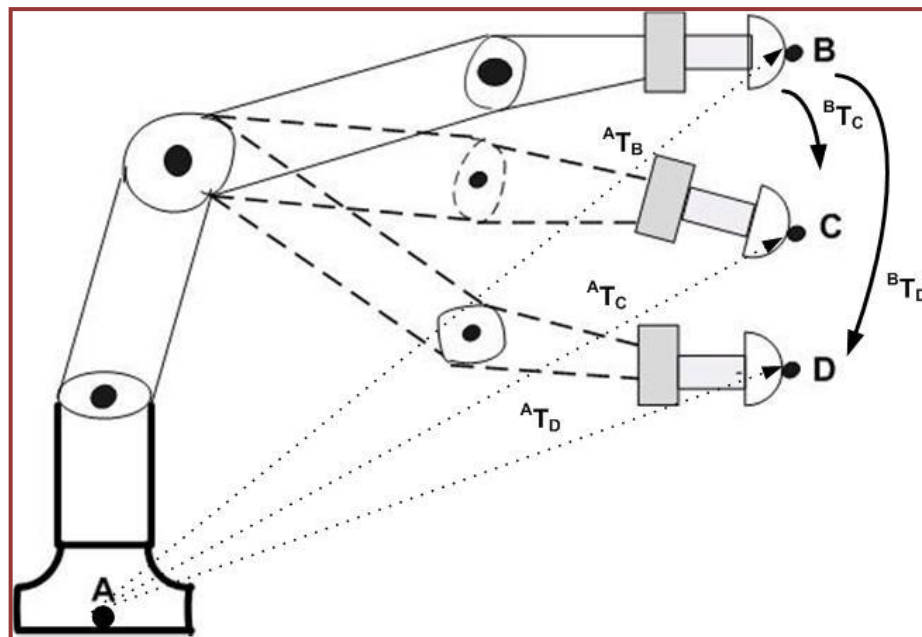


Figura 6.2.3 : Ilustração das matrizes de transformação associadas a cada posição da sonda e assim, de cada imagem respectiva.

O diagrama da figura anterior representa movimentos de translação do robô, no entanto, pretende-se explicar o que acontece na realidade quando se executam os movimentos de rotação. As matrizes ${}^A T_B$, ${}^A T_C$, e ${}^A T_D$ são o tipo de matrizes que foram obtidas com o robô e estão no anexo E.

Na obtenção da reconstrução, todas as posições das imagens são referidas em relação à posição da primeira imagem.

De um modo teórico e como ponto de partida, sabe-se da álgebra geométrica que a multiplicação de uma matriz pela sua inversa resulta na matriz identidade. Sendo assim, para a primeira imagem foi implementado ${}^A T_B \cdot {}^B T_A = 1$. Para a segunda imagem, teve-se que ${}^B T_C = {}^C T_A \cdot {}^A T_B$ ou, da mesma forma, ${}^B T_C = {}^B T_A \cdot {}^A T_C$, onde ${}^A T_C$ é dada e ${}^B T_A$ corresponde à inversa da primeira matriz de transformação. Da mesma forma para o posicionamento de uma terceira imagem, ${}^B T_D = {}^B T_A \cdot {}^A T_D$. E então, este processo é repetido até N número de imagens. No final só se representam graficamente e transformados, os pontos relativos aos pixéis que geraram o contorno de cada imagem, ou seja, os pixéis vermelhos das imagens segmentadas.

Neste ponto têm-se apenas as correctas posições dos pontos do contorno e, será pois necessário unir todos esses pontos na superfície de modo a ter realmente um sólido. As funções usadas para gerar essa malha interpoladora de superfície foram as funções *mesh* e *surf* do software utilizado. Estas duas funções gráficas de aplicação imediata, pela sua simplicidade conduziram a bons resultados. A função *mesh* funciona como uma malha envolvente que muda de cor consoante a sua distância varia em Z. Por sua vez, a função *surf*, esta já cria uma forma de superfície tridimensional, também colorida de acordo com a altura da superfície.

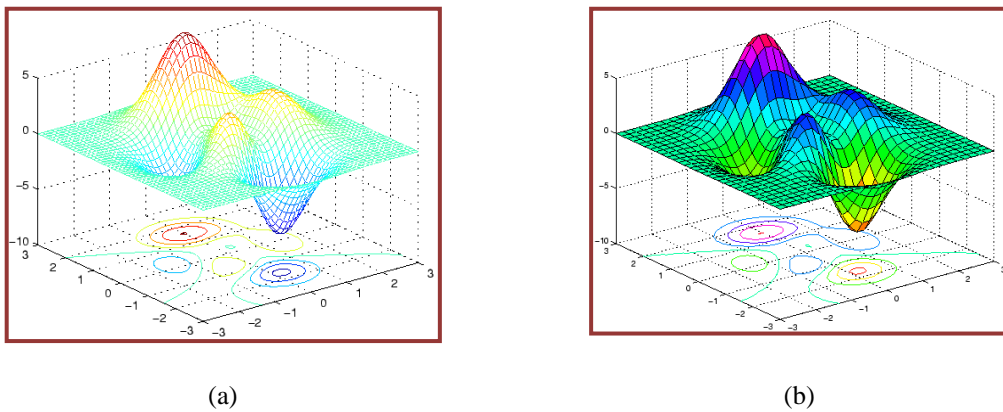
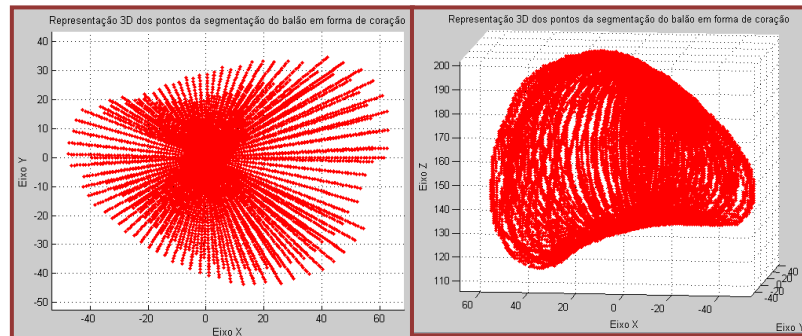


Figura 6.2.4 : Representação da função (a) *mesh* e (b) *surf* do Matlab, usadas para reconstrução da superfície do balão.

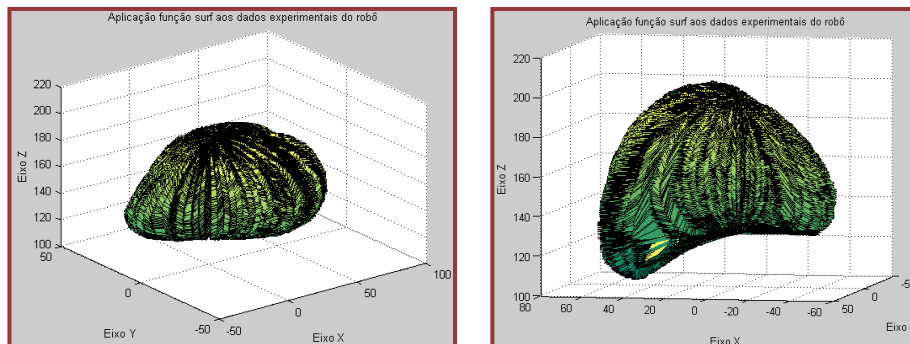
7. RESULTADOS DA RECONSTRUÇÃO 3D

O algoritmo de reconstrução gerado foi primeiramente aplicado a dados sintéticos, e só depois testado ao conjunto de imagens adquiridas com o robô.

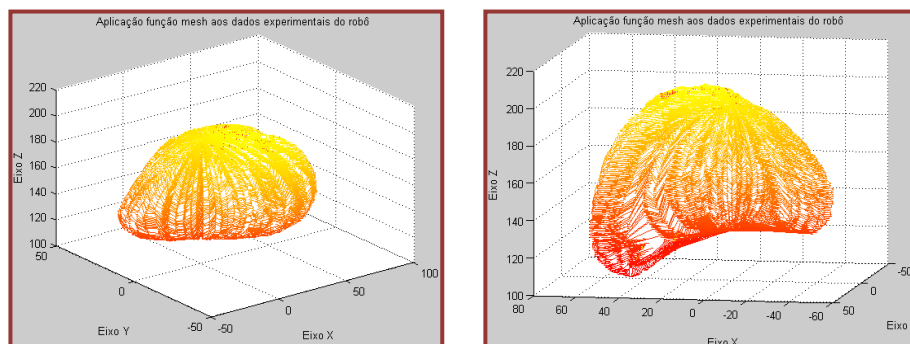
Os resultados mais interessantes do modelo de reconstrução 3D *off-line* do balão em forma de coração, apresentam-se neste capítulo. São mostrados vários pontos de vista do modelo 3D que evidenciam o bom resultado alcançado.



(a)



(b)



(c)

Figura 7.1 : Resultados da reconstrução 3D do balão: (a) reconstrução dos pontos de segmentação, (b) reconstrução 3D da superfície do balão usando a função *surf* e (c) reconstrução 3D da superfície do balão usando a função *mesh*.

A figura 7.1 representa algumas vistas da reconstrução 3D do balão. A parte (a) traduz a vista de cima pela sonda, e uma vista lateral dos pontos do contorno resultante da segmentação das imagens, respectivamente. A observação da imagem do lado esquerdo da parte (a) da figura 7.1 leva a dizer que, a segmentação não terá sido rigorosa. Facto este, que pode ter sido influenciado pelo movimento da sonda ecográfica durante a aquisição das imagens, que provocaria por sua vez o ligeiro movimento do balão dentro de água. Assim, dá a impressão que alguns contornos estão desalinhados. A parte (b) da figura 7.1 demonstra o resultado da função *surf* interpoladora tridimensional da primeira apresentação do algoritmo, e a visualização lateral segundo X. A parte (c) da figura 7.1 apresenta os mesmos pontos de vista mas por aplicação da função *mesh*.

A função *surf* cria superfícies interpoladoras, enquanto a função *mesh* cria linhas interpoladoras, deixando espaços por revestir, a branco na imagem. Por este motivo, a reconstrução de superfície tridimensional gerada pela função *surf* é mais conveniente. Relativamente à forma do balão real e ao resultado obtido da sua reconstrução 3D, pode-se afirmar que existe evidente semelhança.

Apesar do resultado ser bastante satisfatório, tem que se ter em conta que, pela observação das matrizes de transformação, o robô sofre ligeira translação durante a aquisição das imagens. O código implementado chama a matriz como um todo, incluindo mesmo essa mínima translação. No entanto, a translação explícita seria um ponto prático a abordar. A falta de rigor do processo de segmentação 2D das imagens modo B obtidas pode influenciar a robustez da reconstrução 3D final, uma vez que se tratam de imagens de difícil tratamento.

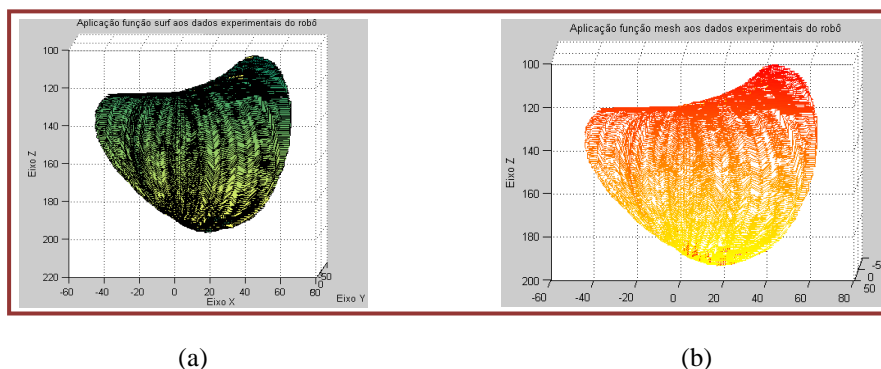
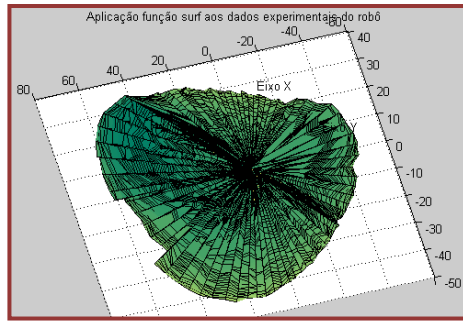
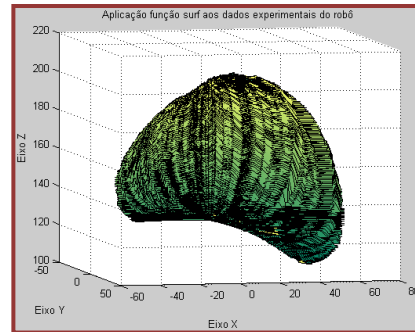


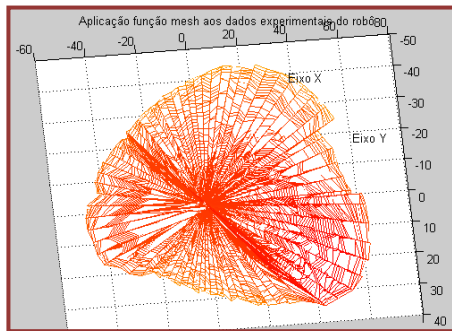
Figura 7.2 : Outras vistas laterais do resultado da reconstrução 3D do balão (a) aplicando a função *surf* e (b) aplicando a função *mesh*.



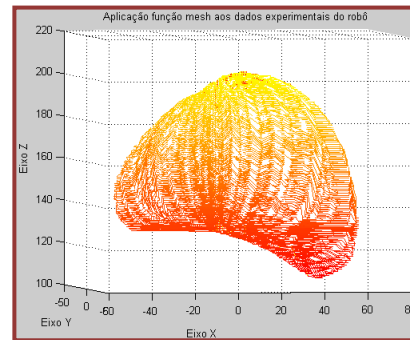
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 7.3 : Resultados de outras vistas da reconstrução 3D do balão: (a) vista de cima por aplicação da função *surf*, (b) vista segundo um ângulo lateral do balão usando a função *surf*, (c) e (d) usando a função *mesh*.

A segmentação tem assim papel importante e condiciona em muito uma reconstrução 3D com sucesso.

A figura 7.2 e figura 7.3 demonstram mais pontos de vista da reconstrução 3D do balão em forma de coração, comprovando de facto que existe evidente semelhança entre a forma real tridimensional do balão e a reconstrução dada pelo algoritmo implementado.

O algoritmo foi implementado e testado apenas tendo em conta movimentos de rotação segundo o eixo Z fiel à sonda. Relativamente ao tempo que o algoritmo demora para se obter a completa reconstrução 3D, esta anda aproximadamente à volta dos 25-30 segundos, isto para o tratamento de 70 contornos, previamente obtidos pelo método de segmentação de Kass e Terzopoulos, modelo de contorno activo baseado em *snakes*.

8. CONCLUSÕES

A realização deste trabalho permitiu estudar e focalizar áreas importantes para aplicação na robótica médica, nomeadamente, na tele-ecografia assistida por robô. As noções de manipulação robótica e, do controlo da posição e orientação da sonda ecográfica no espaço de tarefa, revelaram ser ferramentas importantes iniciais para a prossecução do trabalho. No entanto, a fase mais intensa dirigiu-se para a área de processamento de imagem ecográfica. Neste trabalho, a etapa de segmentação de imagem ecográfica 2D foi extremamente importante para alcançar o objectivo da reconstrução 3D *offline*.

Na fase de segmentação muitas foram as dificuldades encontradas devido ao tipo de imagiologia em causa. O elevado nível de ruído *speckle* e o baixo contraste apresentado, principalmente pelas imagens ecocardiográficas, dificultaram o processo de obtenção de um bom algoritmo de segmentação. No entanto, para este tipo de imagem particular, ficam alguns estudos preliminares em anexo, que muito provavelmente resultará num bom método de segmentação automático das quatro cavidades cardíacas, um assunto nunca antes realizado, devido ao grande desafio apresentado.

Para a reconstrução 3D foram adquiridas imagens ecográficas a um balão em forma de coração, bem como as suas respectivas matrizes de transformação. A qualidade das imagens obtidas pelo robô levou a que o modelo de segmentação, baseado em *snakes*, funcionasse muito perto da perfeição. O robô permite que se realizem movimentos muito precisos e rigorosos. No entanto, nas imagens do balão só se pretendeu segmentar uma cavidade e assim, o resultado revelou-se bastante satisfatório. Esses resultados tornaram depois possível a realização de uma reconstrução 3D *offline* do balão, a partir das posições dos pixéis dos contornos obtidos na segmentação. A reconstrução 3D obtida é boa mas ainda carece de suavização na sua superfície tridimensional.

Esta técnica imagiológica é um passo para se alcançar uma tele-ecografia 3D assistida por robô, da mesma forma que já existe para a ecografia modo *freehand*. A vantagem deste tipo de imagiologia, é de facto, o de conseguir prestar serviços médicos a regiões remotas e também, dar flexibilidade ao especialista para realizar ecografias, mesmo sem estar ao lado do paciente. Além do facto de que, as imagens adquiridas com

o robô são de melhor qualidade, quando comparadas as adquiridas com o modo *freehand*.

Num nível mais pessoal, este trabalho contribuiu para alargar o conhecimento ao nível da linguagem de programação *Matlab*, mais especificamente, processamento de imagem, abordando conceitos de visão computacional e manipulação robótica. Mais dentro da engenharia biomédica, permitiu ainda que se aprofundassem conhecimentos de imagiologia ultra-sónica.

8.1. PROPOSTAS FUTURAS

Os resultados obtidos foram bastante satisfatórios, no entanto, muitos progressos ainda têm de ser feitos para efectivamente limar este tipo de imagiologia e chegar á tele-ecografia real 3D ou 4D assistida por robô.

Os aspectos mais interessantes que importariam ser futuramente melhorados ou realizados são os seguintes:

Reconstrução 3D

1. Aplicar outras funções ou métodos interpoladores da superfície do balão de modo a suavizar o volume 3D.
2. Testar o algoritmo implementado para movimentos não só de rotação mas também de translação.

Segmentação Ecográfica 2D

1. Desenvolver a metodologia da simetria de fase (Anexo C) para imagens ecocardiográficas, que juntamente com um modelo de contorno activo pode resultar bem. No entanto, muitos parâmetros terão de ser estudados.
2. Abordar conceitos de reconhecimento de padrões para segmentação de imagens ecocardiográficas, através de definições das chamadas *features* (características), para conseguir generalizar o processo de segmentação a um número cada vez maior de imagens ecocardiográficas. Exemplo de *features*: “existem 4 cavidades”, “existem duas cavidades em cima e outras duas em baixo”, etc.
3. Aplicar o método de segmentação baseado no modelo de *snakes* para imagens ecográficas contendo duas ou mais cavidades, por exemplo, dois balões juntos dentro da tina com água usada neste projecto.

9. REFERÊNCIAS

(1) *MUSTPAC 3-D ultrasound telemedicine/telepresence system*. **R. Littlefield, C. Macedonia and J. Coleman**. 1998, in Proc. IEEE Ultrasonics Symposium, pp. vol. 2, pp.1669-1675.

(2) *"EU-TeleInVivo: an integrated portable telemedicine workstation featuring acquisition, processing and transmission over low-bandwidth lines of 3D ultrasound volume images"*. **G. Kontaxakis, S. Walter and G. Sakas**. 2000, in Proc. IEEE EMBS Int. Conf. Information Technology Applications in Biomedicine, pp. 158-163.

(3) *"A Tele-Operated Mobile Ultrasound Scanner Using a Light_Weight Robot"*. **C. Delgore, F. Courreges, L. Bassit, C. Novales, C. Rosenberger, N. Smith-Guerin, C. Bru, R. Gilabert, M. Vannoni, G. Poisson and P. Vievres**. 2005, IEEE Trans. Inf. Technol. Biomedicine, Vol. 9, pp. 50-58.

(4) **MEDES**. ARTIS: Advanced Robotic Tele-echography Integrated Service. http://www.medes.fr/home_fr/telemedicine/teleconsultation/artis.html. [Online] 2009.

(5) *"Real-time tele-operated abdominal and fetal echography in 4 medical centres, from one expert center, using a robotic arm & ISDN or satellite link"*. **P. Arbeille, J. Ayoub, V. Kieffer, P. Ruiz, B. Combes, A. Coitrieux, P. Herve, S. Garnier, B. Leportz, E. Lefbvre and F. Perrotin**. 2008, in Proc. IEEE Int. Conf. on Automation, Quality and Testing, Robotics, Vol. 1, pp. 45-46.

(6) *"Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe and its application for tele-echography system"*. **K. Masuda, E. Kimora, N. Tateishi and K. Ishihara**. 2001, in Proc. IEEE RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, Vol. 2, pp. 1112-1116.

(7) *"A new robot architecture for tele-echography"*. **A. Vilchis, J. Troccaz, P. Cinquin, K. Masuda and F. Pellissier**. 2003, IEEE Trans. Robot. Autom., Vol. 19, pp. 922-926.

(8) *"Construction Methodology for a remote Ultrasound Diagnostic System"*. **N. Koizumi, S. Warisawa, M. Nagoshi, H. Hashizume and M. Mitsuishi**. 2009, IEEE Trans. on Robot., Vols. 25, no.3, pp. 522-538.

- (9) *"Computed Torque Posture Control for Robotic-Assisted Tele-echography"*. **C. Sousa, R. Cortesão and L. Santos**. 2010. 18th Mediterranean Conference on Control and Automation.
- (10) **Lee, Cheolha Pedro**. *"Robust Image Segmentation using Active Contours: Level Set Approaches"*. 2005.
- (11) **N. Medeiros, E. da Silva e J. Nogueira**. "Segmentação watershed utilizando a técnica do gradiente multi-escala e a técnica de mínimos impostos". 1996.
- (12) *"Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations"*. **L. Vincent, P. Soille**. 1991, IEEE Trans. on Pattern Anal. and Mach. Intel., Vols. 13, no.6, pp. 583-598.
- (13) *"Watershed Segmentation for Carotid Artery Ultrasound Images"*. **Amr R. Abdel-Dayem, Mahmoud R, El-Sakka and Aaron Fenster**. 2005. 3rd International Conference on Computer Systems and Applications, IEEE. p. 131.
- (14) *"Four-Color Theorem and Level Set Methods for Watershed Segmentation"*. **E. Hodneland, X. Tai and H. Gerdes**. 2007, International Journal of Computer Vision, Vols. 83, no.3, pp. 264-283.
- (15) *"Heart Cavity Segmentation in Ultrasound Images based on Supervised Neural Networks"*. **Marco Mora, Julio Leiva, Mauricio Olivares**. 2009. 4th International Conference: MIRAGE 2009. Vol. 5496, pp. 58-68.
- (16) *"Automatic segmentation of echocardiographic left ventricular images by Windows adaptive thresholds"*. **J. Santos, D. Celorico, J. Varandas, J. Dias**. 2007. International Congress on Ultrasonics.
- (17) **Drona, F. Molinet**. *"Desenvolvimento a análise de técnicas de segmentação de imagens ecográficas 2D para reconstrução 3D de órgãos"*. Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores. 2009. Tese de Mestrado.
- (18) *"Watershed-Presegmented Snake for Boundary Detection and Tracking of Left Ventricle in Echocardiographic Images"*. **J. Cheng, S. Foo and S. Krishnan**. 2006, IEEE Trans. on Inf. Tech. in Biomedicine, Vol. 10.

- (19) "*Medical Ultrasound Image Segmentation based on improved Watershed scheme*". **Liang Li, Yingxia Fu, Peirui Bai, Wenjie Mao**. 2008. 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. pp. 1-4.
- (20) "*Implicit active contours applied to the fetal echocardiographic images segmentation: a comparative study*". **J. Santos, J. Silvestre, S. Antunes**. 2010. 10th European Conference of Destructive Tests. Vols. 1, part II, pp. 368-369.
- (21) "*Ultrasound Image Segmentation: A survey*". **Noble, J. Alison**. 2006, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 25.
- (22) **Khan, Muhammad Adil Hayat**. "*3D Reconstruction of Ultrasound Images*". 2008. MSc Erasmus Mundus Thesis.
- (23) "*A review of calibration techniques for freehand 3D ultrasound systems*". **L. Mercier, T. Lango, F. Lindseth and L. Collins**. 2005, Ultrasound in Med. and Biolo., Vol. 31, pp. 143-165.
- (24) **Santos, L.** "*Interface em tempo real para tele-ecografia*". Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores, FCTUC. 2009. Master Thesis.
- (25) **Craig, John**. "Introduction to robotics - Mechanics and control". 3rd Edition. s.l. : International Edition, 2005.
- (26) <http://www.brevesdesaude.com.br/ed02/ultrasonografia.htm>. [Online] Maio de 2010.
- (27) <http://www.siemens.com/history/en/innovations/healthcare.htm#toc-5>. [Online] Maio de 2010.
- (28) **Santos, Mário João dos**. "Técnicas de imagem por ultra-sons". 2009. Notas das aulas de Instrumentação para Imagiologia Médica.
- (29) http://www.signal-processing.com/tech/us_data_liquid.htm. [Online] 16 de Setembro de 2010.
- (30) **Suetens, Paul**. "Fundamentals of Medical Imaging". 1st Edition.; Cambridge University Press, 2002, Chapter 7.
- (31) "*A threshold selection method from gray-level histogram*". **Otsu, N.** 1979, IEEE Trans. Systems Man. Cybernet. SMC-9.

- (32) **Suri, J. S.** "Advanced Algorithmic approaches to medical image segmentation". 1st Edition. 2002, Vols. 27, no.668, p. 239.
- (33) "*Automatic left ventricular centre point extraction in echocardiographic images*". **SK. Setarehdan, J. J. Soraghan.** s.l. : Elsevier Science B. V., 1997, pp. 275-288.
- (34) "*Active Contours without edges*". **Tony F. Chan, L. Vese.** 2001, IEEE Trans. Image Processing, Vol. 10, pp. 77-266.
- (35) **J., Mumford D. and Shah.** "Optimal approximation by piecewise smooth functions and associated variational problems". *Communication Pure Appl Math.* 1989, Vol. 42(5), pp. 577-685.
- (36) "*Boundary detection by minimizing functional*". **J., Mumford D. and Shah.** 1985. in Proc. of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition.
- (37) "*Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi Formulation*". **A., Osher S. and Sethian J.** 1988, Journal of Computational Physics, Vol. 79, pp. 12-49.
- (38) "*Snakes:Active Contour Models*". **Michael Kass, Andrew Witkin and Demetri Terzopoulos.** 1988, International Journal of Computer Vision, pp. 321-331.
- (39) **Zisserman, Richard Hartley and Andrew.** "*Multiple View Geometry in Computer Vision*". Second Edition. Cambridge : United Kingdom at the University Press, 2003. pp. 18-104.
- (40) **Anderson, Bonita.** "Echocardiography: the normal examination and echocardiographic measurements". 1st Edition. s.l. : MGA Graphics, 2000.
- (41) **Kovesi, Peter.** "*Invariant measures of image features from phase information*", *Ph.D thesis.* University of Western Australia : s.n., 1996.
- (42) "*Symmetry and asymmetry from local phase*". **Kovesi, Peter.** 1997. Tenth Australian Joint Conference on Artificial Intelligence. pp. 185-190.
- (43) http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0066-782X2004000800001&script=sci_arttext. [Online] Maio de 2010.

ANEXOS

ANEXO A – METODOLOGIA DE UM EXAME DE ECOCARDIOGRAFIA

O especialista deve colocar o paciente na posição preferencial horizontal e deitado de lado sobre o coração, aplicando-lhe o gel acoplante⁴ na região de interesse. Relativamente ao dispositivo de ultra-sonografia, o especialista deve escolher o tipo de sonda que mais se adequa ao que deseja analisar, deve definir todos os parâmetros como a frequência da sonda se ela for multi-frequência, os controlos do ganho (ex. TGC – *time gain compensation* e THI – *tissue harmonic imaging*), entre outros. No monitor deve constar o nome do instituto ou unidade de saúde de ecocardiografia, o nome do paciente, a data e a hora do exame.

Para visualizar o coração tridimensionalmente, são adquiridas séries de imagens 2D através das chamadas janelas acústicas cardíacas.

O coração é uma estrutura que é conhecida anatomicamente por ser maioritariamente coberta por estruturas ósseas, como as costelas e o esterno, assim como subjacente ao tecido pulmonar. Como se sabe, materiais densos como o osso absorvem quase totalmente as ondas sonoras, enquanto que, estruturas preenchidas de ar como os pulmões, reflectem quase totalmente as ondas sonoras.

As janelas acústicas ecocardiográficas são áreas em que o coração não está directamente abaixo de interfaces ósseas e pulmonares. Assim, existem quatro janelas acústicas ecocardiográficas muito utilizadas: a janela paraesternal, a apical, a subcostal e a janela supraesternal, conforme figura A.1.

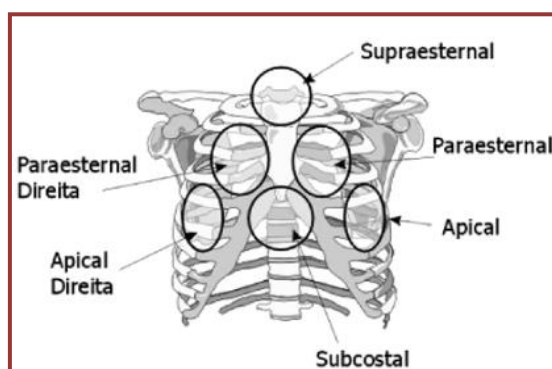


Figura A.1 : Janelas acústicas ecocardiográficas. (39)

⁴ Exemplo: Aquasonic® - Ultrasonic Transmission Gel, water soluble – Hipoallergenic.

No entanto, podem existir janelas alternativas para fazer imagiologia ao coração dependendo das circunstâncias, nomeadamente quando se pretende avaliar grandes vasos como a aorta. Mediante essa particularidade e mais tecnicamente, podem-se ter então cortes paraesternais, longitudinais, transversais ventrículo esquerdo e transversais aorta; cortes apicais, de duas ou quatro câmaras; cortes supraesternais, longitudinais ou transversais e cortes subcostais.

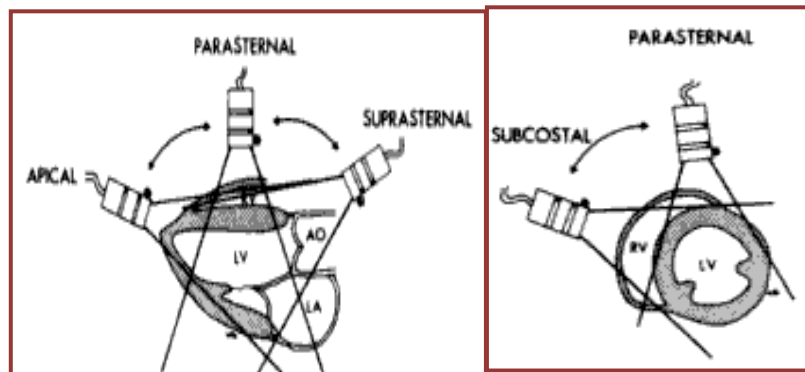
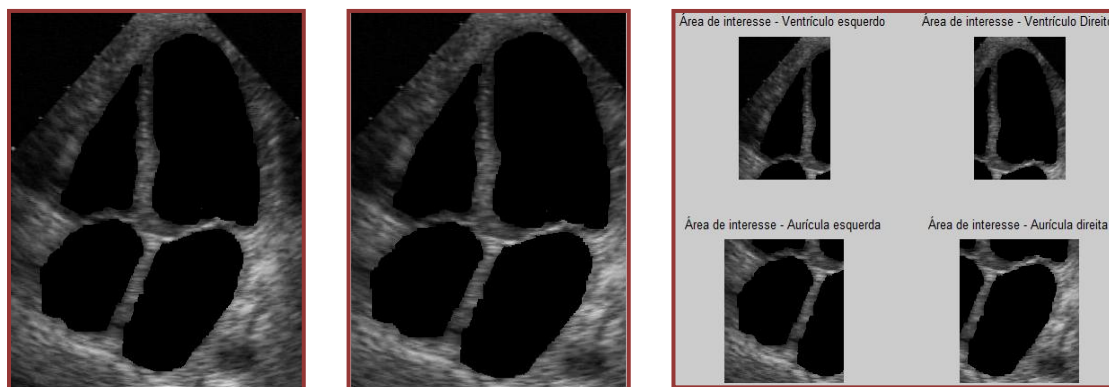


Figura A.2 : Algumas orientações da sonda transdutora sobre várias janelas acústicas cardíacas. (40)

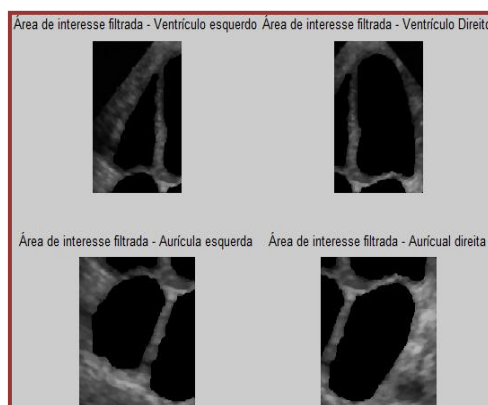
ANEXO B – RESULTADOS DA SEGMENTAÇÃO RADIAL DE OTSU



(a)

(b)

(c)



(d)

Figura B.1 : Pré-processamentos aplicados a uma imagem ecocardiográfica sintética: (a) imagem inicial; (b) redução do tamanho da imagem; (c) separação da imagem nas quatro cavidades e (d) aplicação do filtro de mediana 3x3.

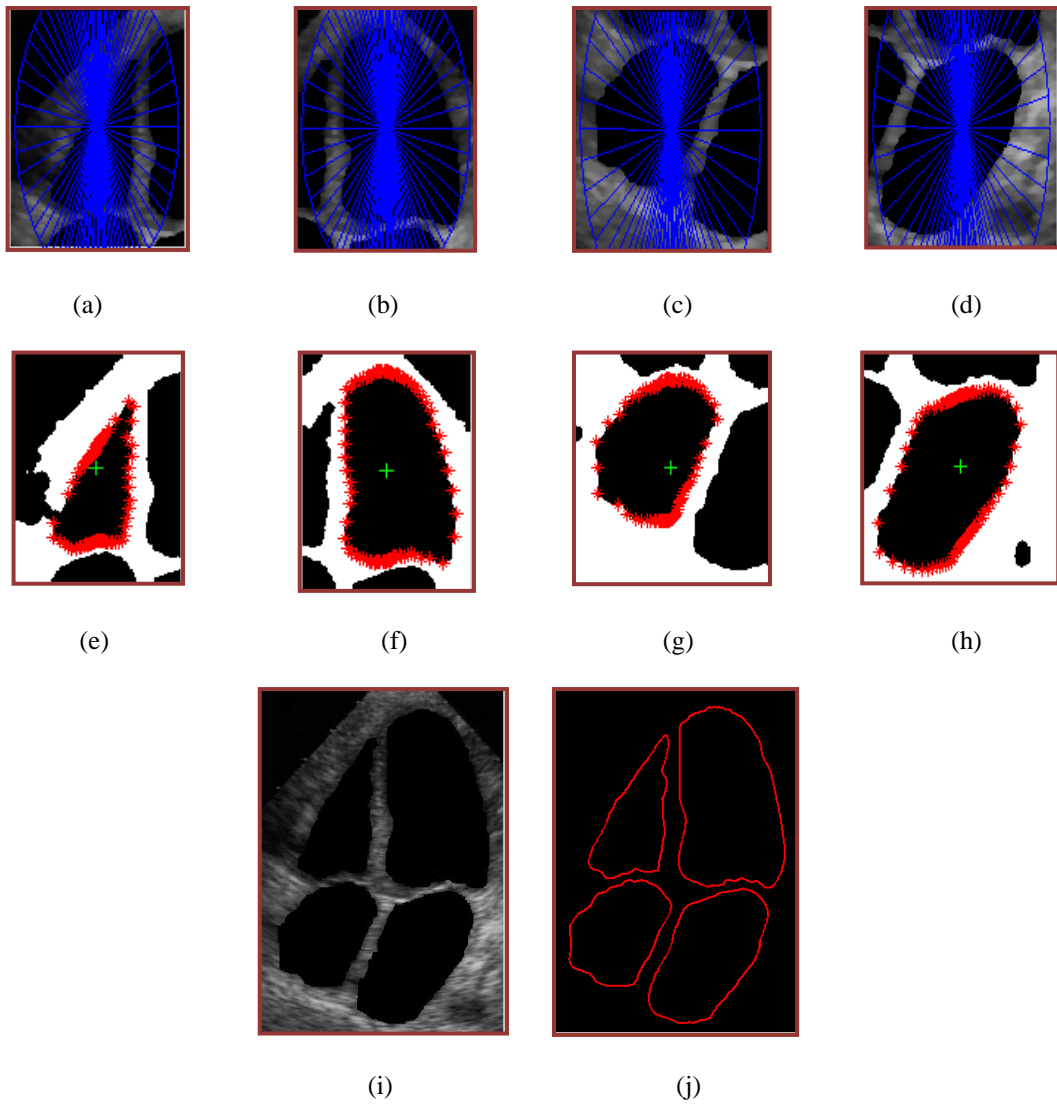


Figura B.2 : Resultados da aplicação do método de limiarização de Otsu e da janela de limiares adaptativos à imagem sintética das cavidades cardíacas: (a), (b), (c) e (d) mostram as elipses de diferentes tamanhos desenhadas em cada uma das fictícias cavidades; (e), (f), (g) e (h) mostram a vermelho todos os pontos borda detectados na fronteira de cada cavidade; (i) a imagem inicial e (j) o conjunto dos quatro contornos obtidos para as quatro cavidades.

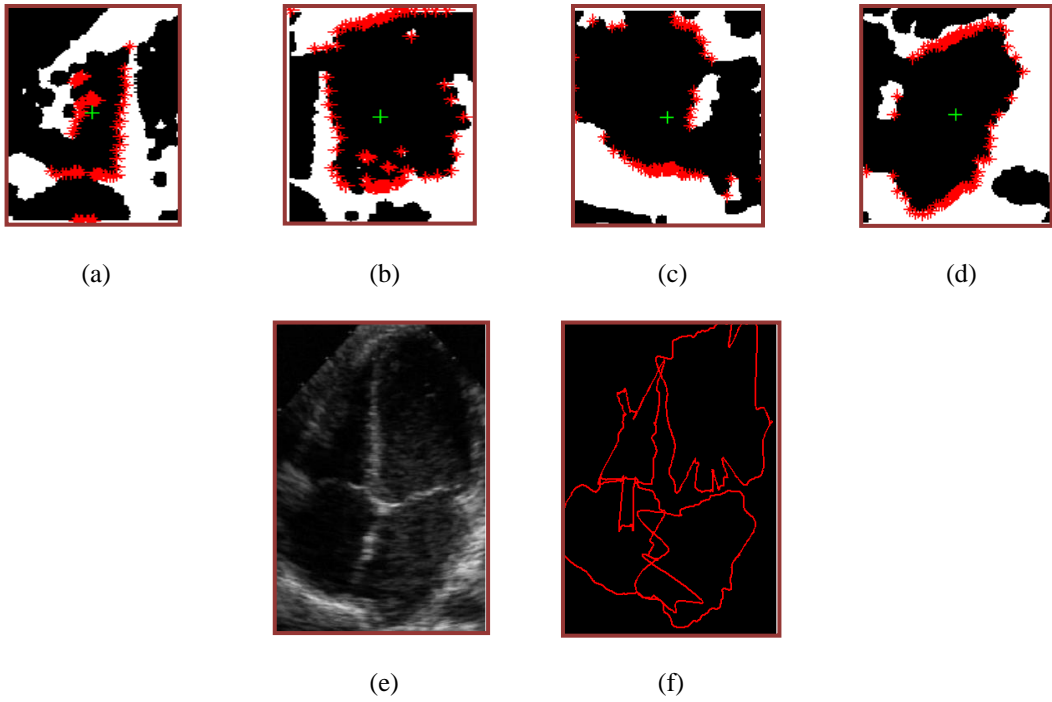


Figura B.3 : Resultado da aplicação do método de Otsu a uma imagem cardíaca real: (a), (b), (c) e (d) mostram a vermelho todos os pontos borda detectados na fronteira de cada cavidade, (e) a imagem real inicial e (f) a delimitação do contorno final.

ANEXO C – MÉTODO DE *WATERSHED* E OUTROS PRÉ-PROCESSAMENTOS

O algoritmo de segmentação watershed é um algoritmo de segmentação bastante conhecido, através do qual podem ser determinadas as localizações de *watersheds*. No que diz respeito a essa localização, a imagem é separada em diferentes regiões usando o seu próprio conjunto de curvas fechadas.

O princípio desta técnica é que a imagem possa ser vista como uma superfície, e o gradiente mínimo local de cada região, como um buraco do qual a água começa a subir. Quando duas bacias de água convergem à superfície e se tocam, uma linha é construída na elevação mais alta da superfície, designada esta como linha *watershed*, ver figura C.1.

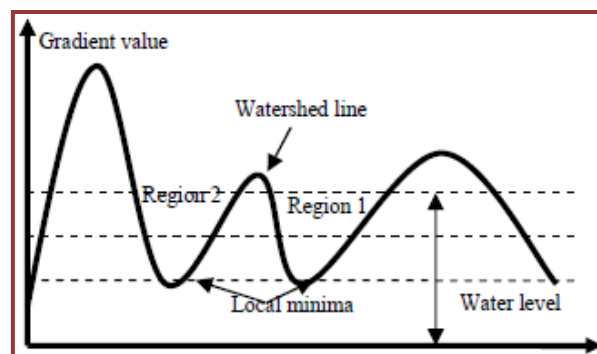


Figura C.1 : Esquema em que se baseia o algoritmo watershed. (19)

O processo repete-se na imagem completa até que a imagem esteja completamente imersa em água, no final cada mínimo local será rodeado por uma linha *watershed* a qual representa a região segmentada.

A segmentação *watershed* é comum ser usada como ferramenta na segmentação de imagem médica. Ainda assim, é sensível a mudanças de nível de cinzento na imagem, o que faz dela um processo facilmente afectado aquando da presença de ruído, característica essa, particular das imagens ecográficas. Daí o fenómeno de sobre-segmentação ser inevitável.

Os resultados desta técnica de segmentação são apresentados neste anexo. No entanto, o elevado ruído apresentado pelas imagens tratadas e a performance

apresentada levou o autor a deixar esta técnica de parte, uma vez que não iria conduzir a uma eficiente reconstrução 3D.

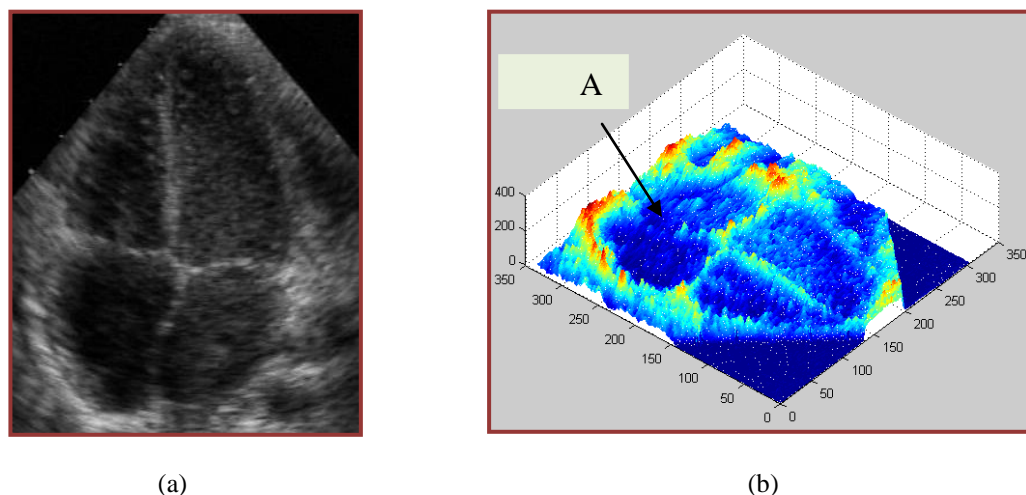


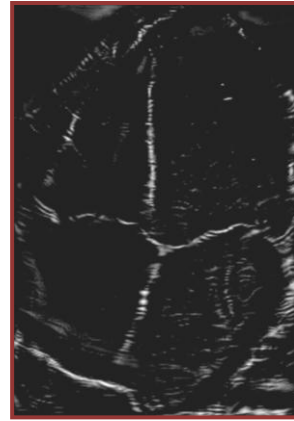
Figura C.2 : Aplicação do método de *watershed* a uma imagem de ultra-sons: (a) imagem ecocardiográfica e (b) resultado da segmentação com zonas de vales a azul mais escuro e zonas de picos a amarelo e azul claro, A – pico mal definido.

Conseguir encontrar um método de segmentação para imagens ecográficas 2D não se revelou tarefa fácil, tendo em conta as características das imagens que se tratavam. Constatou-se então que os processamentos ao nível dos pixéis, ou seja, os processamentos espaciais não estavam a resultar de forma desejável. A alternativa seria trabalhar a imagem usando a informação da fase, e aí se encontrou a referência de Peter Kovesi (41) e (42). Este autor trabalhou no que se chama detecção da simetria de fase. Ao se inspeccionar uma imagem ecocardiográfica, logo vemos que se trata de uma imagem com a presença de cavidades algo simétricas.

Kovesi usou o domínio da frequência para a sua formulação de análise e detecção da simetria de fase numa imagem, usando as tão bem conhecidas séries de Fourier. Os códigos para o cálculo da simetria de fase de uma imagem, estavam disponíveis para software *Matlab*, e esta técnica apenas se sugere como acto de pré-processamento da imagem inicial seguida de aplicação de um método de segmentação robusto. No entanto, não sendo o objectivo principal deste trabalho, o aperfeiçoamento do estágio da segmentação 2D, o seguimento desta ideia foi deixado de lado. É então apenas apresentado o resultado da detecção da simetria de fase de Kovesi, a uma imagem ecocardiográfica, que revelou ser como que um detector de bordas adaptativo.



(a)

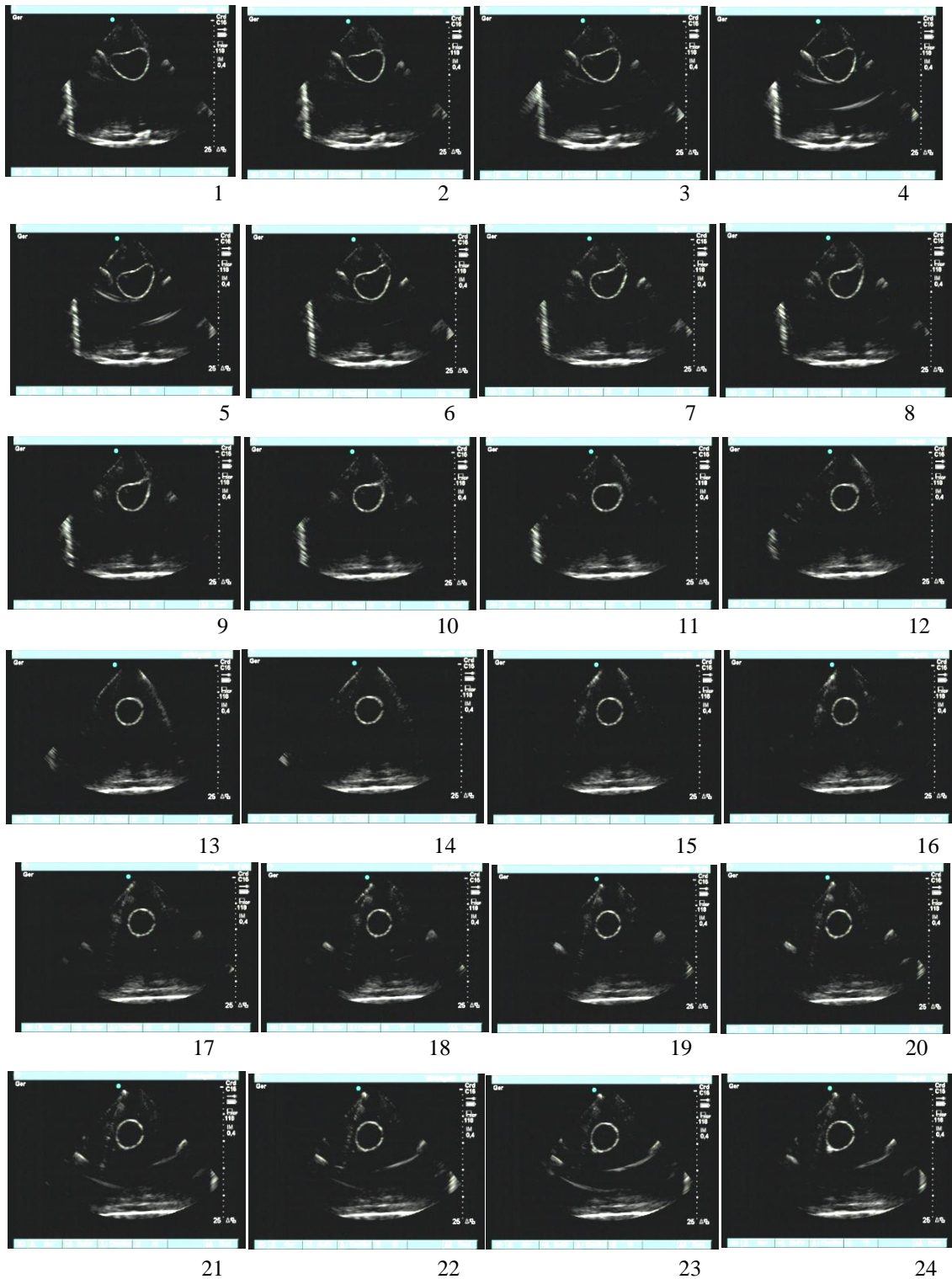


(b)

Figura C.3 : Detecção da simetria de fase de Kovesi de uma imagem ecográfica: (a) imagem ecocardiográfica inicial e (b) resultado da simetria com detecção significativa das bordas.

Este resultado da detecção da simetria de fase como pré-processamento, poderá mesmo render um ótimo passo para um resultado de segmentação 2D excelente, possível mesmo de ser comparada e quantificada com a segmentação manual dada por um clínico de ecocardiologia.

ANEXO D – IMAGENS ECOGRÁFICAS OBTIDAS DO BALÃO DURANTE A EXECUÇÃO EXPERIMENTAL



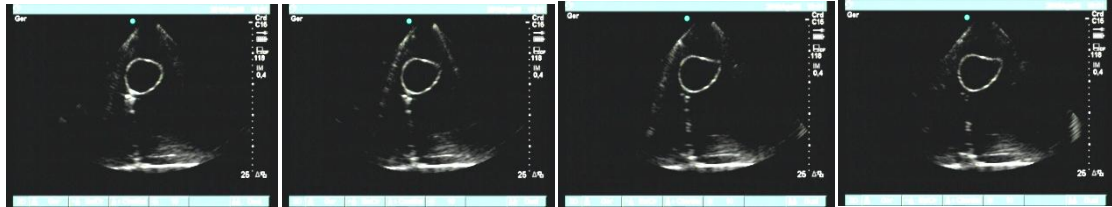


25

26

27

28

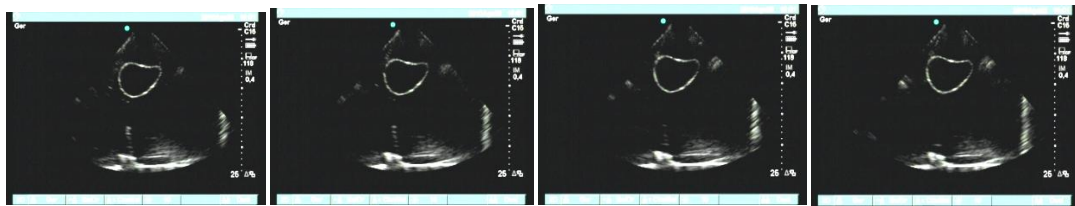


29

30

31

32

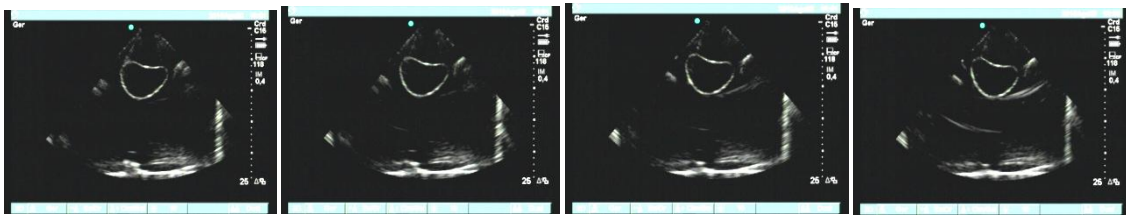


33

34

35

36

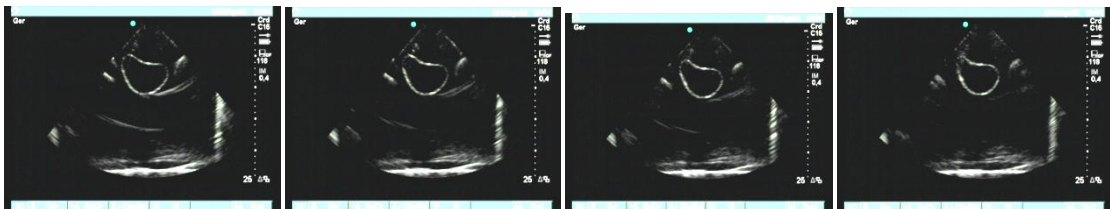


37

38

39

40

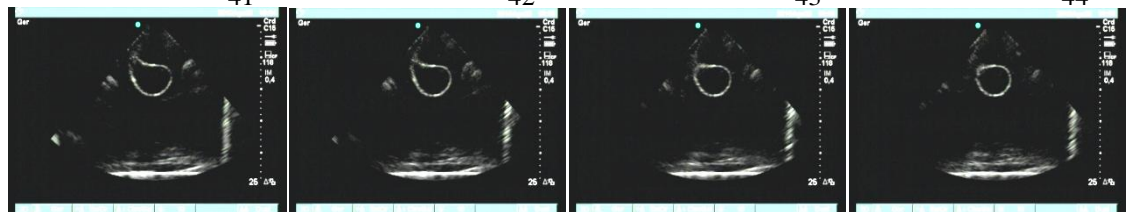


41

42

43

44

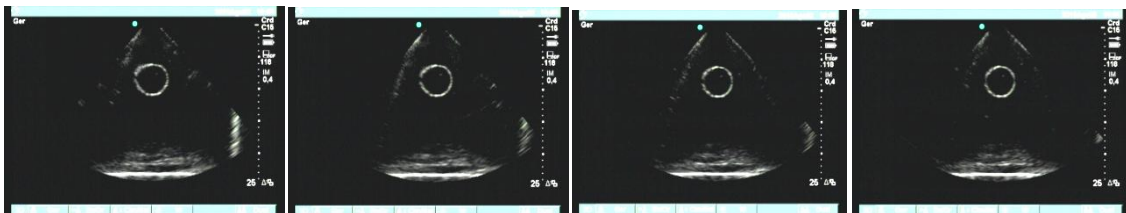


45

46

47

48

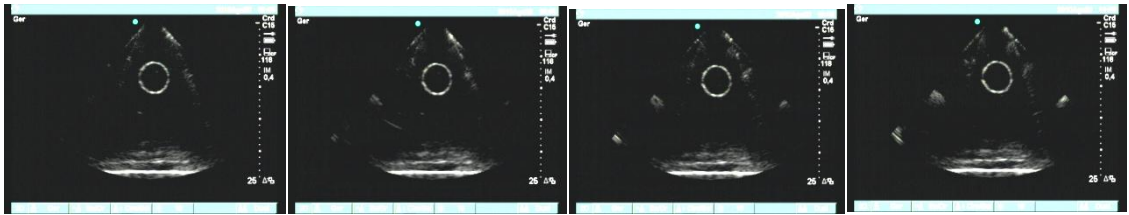


49

50

51

52

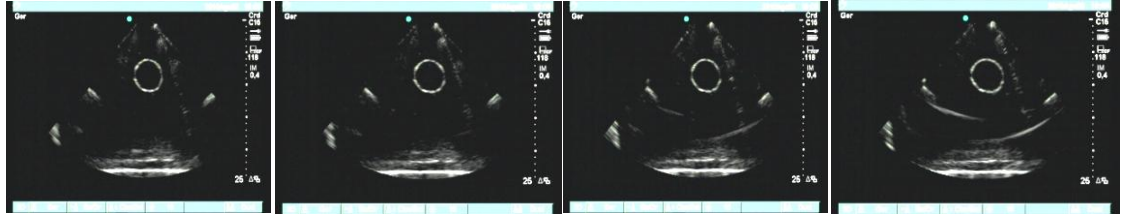


53

54

55

56



57

58

59

60

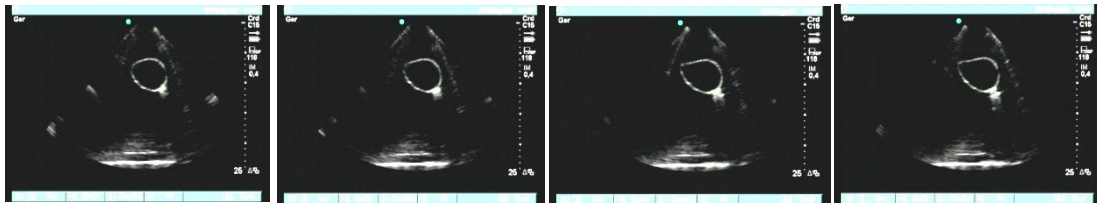


61

62

63

64

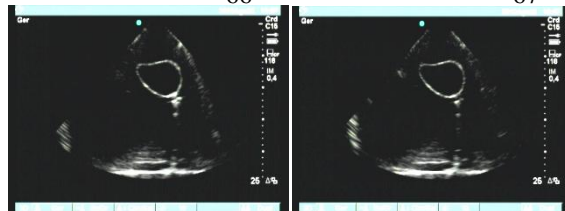


65

66

67

68



69

70

ANEXO E – MATRIZES DE TRANSFORMAÇÃO DE CADA IMAGEM QUE RELACIONAM A POSIÇÃO DA SONDA ECOGRÁFICA RELATIVAMENTE À BASE DO ROBÔ MANIPULADOR

0.218114 -0.975922 -0.00144748 -0.0934659 -0.975895 -0.218096 -0.0078792 0.697307 0.0073738 0.00313115 -0.999968 -0.0227506 0 0 0 1	1ª Imagem
0.166734 -0.986 -0.00180657 -0.0935071 -0.985975 -0.166715 -0.00774874 0.697337 0.00733907 0.0030732 -0.999968 -0.0227353 0 0 0 1	2ª Imagem
0.0691995 -0.997601 -0.00171666 -0.0934868 -0.997573 -0.0691841 -0.00779906 0.697325 0.00766158 0.00225219 -0.999968 -0.0227353 0 0 0 1	3ª Imagem
-0.0289721 -0.999579 -0.00171751 -0.0935012 -0.99955 0.0289846 -0.00772823 0.697344 0.00777475 0.00149283 -0.999969 -0.0227508 0 0 0 1	4ª Imagem
-0.116416 -0.993199 -0.00170067 -0.0935005 -0.993169 0.116426 -0.00780932 0.697313 0.00795421 0.000779921 -0.999968 -0.0227731 0 0 0 1	5ª Imagem
-0.207529 -0.978227 -0.00171751 -0.0935012 -0.978197 0.207536 -0.00772823 0.697344 0.00791641 7.62363e-05 -0.999969 -0.0227508 0 0 0 1	6ª Imagem
-0.292141 -0.956374 -0.00171751 -0.0935012 -0.956343 0.292145 -0.00772823 0.697344 0.00789284 -0.000615199 -0.999969 -0.0227508 0 0 0 1	7ª Imagem
-0.375169 -0.926955 -0.00170067 -0.0935005 -0.926923 0.375171 -0.00780932 0.697313 0.00787693 -0.00135343 -0.999968 -0.0227731 0 0 0 1	8ª Imagem
-0.453277 -0.891368 -0.00171723 -0.0935267 -0.891337 0.453276 -0.00772829 0.697341 0.00766713 -0.00197243 -0.999969 -0.0227508 0 0 0 1	9ª Imagem
-0.528065 -0.849202 -0.00175088 -0.0935231 -0.849171 0.528061 -0.00770055 0.697342 0.0074639 -0.00257959 -0.999969 -0.0227283 0 0 0 1	10ª Imagem
-0.601122 -0.799155 -0.00180714 -0.093547 -0.799125 0.601116 -0.00767797 0.697352 0.00722219 -0.00317127 -0.999969 -0.0227508 0 0 0 1	11ª Imagem
-0.668003 -0.744156 -0.00168321 -0.0934793 -0.744127 0.667994 -0.00770161 0.697347 0.00685558 -0.00389218 -0.999969 -0.0227355 0 0 0 1	12ª Imagem
-0.728644 -0.684891 -0.00171751 -0.0935012 -0.684861 0.728632 -0.00772823 0.697344 0.00654442 -0.00445487 -0.999969 -0.0227508 0 0 0 1	13ª Imagem
-0.784875 -0.619651 -0.00177312 -0.0934996 -0.619623 0.784862 -0.00765129 0.697359 0.00613278 -0.00490665 -0.999969 -0.0227355 0 0 0 1	14ª Imagem

-0.836437 -0.548061 -0.00164977 -0.0934718 -0.548036 0.83642 -0.00760417 0.697369 0.00554745 -0.00545627 -0.99997 -0.0227356 0 0 0 1	15ª Imagem
-0.879852 -0.475245 -0.00180649 -0.0935215 -0.47522 0.879834 -0.00762362 0.697357 0.0052125 -0.00584918 -0.999969 -0.022713 0 0 0 1	16ª Imagem
-0.920821 -0.389983 -0.0017737 -0.0935394 -0.38996 0.920801 -0.00758053 0.697374 0.0045895 -0.00628864 -0.99997 -0.022751 0 0 0 1	17ª Imagem
-0.950089 -0.311973 -0.00177398 -0.093514 -0.311951 0.950068 -0.00758046 0.697377 0.00405029 -0.00664872 -0.99997 -0.022751 0 0 0 1	18ª Imagem
-0.972197 -0.234158 -0.00177312 -0.0934996 -0.234138 0.972173 -0.00765129 0.697359 0.00351539 -0.00702341 -0.999969 -0.0227355 0 0 0 1	19ª Imagem
-0.990002 -0.141045 -0.0017394 -0.0935175 -0.141029 0.989977 -0.00755391 0.697377 0.00278741 -0.00723308 -0.99997 -0.0227357 0 0 0 1	20ª Imagem
-0.998343 -0.057525 -0.00173967 -0.093492 -0.0575104 0.998316 -0.00755385 0.697381 0.00217128 -0.00744128 -0.99997 -0.0227357 0 0 0 1	21ª Imagem
-0.99967 0.0256146 -0.00177305 -0.0935139 0.0256273 0.999643 -0.00752618 0.697379 0.00157964 -0.00756913 -0.99997 -0.0227132 0 0 0 1	22ª Imagem
-0.992863 0.119251 -0.00173967 -0.093492 0.119261 0.992834 -0.00755385 0.697381 0.0008264 -0.00770741 -0.99997 -0.0227357 0 0 0 1	23ª Imagem
-0.97941 0.20187 -0.00186387 -0.0935342 0.201879 0.979382 -0.00753014 0.697389 0.00030533 -0.00775138 -0.99997 -0.022751 0 0 0 1	24ª Imagem
-0.958324 0.28568 -0.00177398 -0.093514 0.285685 0.958294 -0.00758046 0.697377 -0.000465595 -0.00777134 -0.99997 -0.022751 0 0 0 1	25ª Imagem
-0.928763 0.37067 -0.00173967 -0.093492 0.370673 0.928733 -0.00755385 0.697381 -0.0011843 -0.00766058 -0.99997 -0.0227357 0 0 0 1	26ª Imagem
-0.894455 0.447154 -0.00174054 -0.0935064 0.447153 0.894426 -0.00748302 0.697399 -0.00178927 -0.00747152 -0.99997 -0.0227512 0 0 0 1	27ª Imagem
-0.851571 0.524237 -0.00174054 -0.0935064 0.524234 0.851541 -0.00748302 0.697399 -0.00244073 -0.00728477 -0.99997 -0.0227512 0 0 0 1	28ª Imagem

-0.80077 0.59897 -0.00174054 -0.0935064 0.598964 0.800741 -0.00748302 0.697399 -0.00308838 -0.0070347 -0.99997 -0.0227512 0 0 0 1	29ª Imagem
-0.748424 0.663218 -0.00174054 -0.0935064 0.66321 0.748396 -0.00748302 0.697399 -0.00366026 -0.00675482 -0.99997 -0.0227512 0 0 0 1	30ª Imagem
-0.688983 0.724776 -0.00170624 -0.0934845 0.724765 0.688956 -0.0074564 0.697403 -0.0042287 -0.00637396 -0.999971 -0.0227359 0 0 0 1	31ª Imagem
-0.621065 0.783757 -0.00170624 -0.0934845 0.783745 0.621038 -0.0074564 0.697403 -0.00478437 -0.00596817 -0.999971 -0.0227359 0 0 0 1	32ª Imagem
-0.553755 0.832678 -0.00170712 -0.0934989 0.832663 0.55373 -0.00738557 0.697421 -0.00520452 -0.00551125 -0.999971 -0.0227513 0 0 0 1	33ª Imagem
-0.482353 0.875975 -0.00179613 -0.0935048 0.875959 0.482329 -0.00740608 0.697414 -0.00562122 -0.00514569 -0.999971 -0.0227359 0 0 0 1	34ª Imagem
-0.40433 0.914612 -0.00170619 -0.0934989 0.914594 0.404308 -0.00733129 0.697422 -0.00601545 -0.00452473 -0.999972 -0.0227136 0 0 0 1	35ª Imagem
-0.322573 0.946543 -0.00176271 -0.0934972 0.946523 0.322553 -0.00730864 0.697436 -0.00634938 -0.00402602 -0.999972 -0.0227361 0 0 0 1	36ª Imagem
-0.241711 0.970347 -0.0017228 -0.0935107 0.970325 0.241693 -0.00737537 0.69743 -0.00674028 -0.00345439 -0.999971 -0.0227135 0 0 0 1	37ª Imagem
-0.159983 0.987118 -0.00170712 -0.0934989 0.987095 0.159967 -0.00738557 0.697421 -0.00701735 -0.00286666 -0.999971 -0.0227513 0 0 0 1	38ª Imagem
-0.0662162 0.997804 -0.00165622 -0.0934701 0.99778 0.0662027 -0.00718042 0.697477 -0.00705501 -0.002128 -0.999973 -0.0227139 0 0 0 1	39ª Imagem
0.0147466 0.99989 -0.00176271 -0.0934972 0.999864 -0.0147591 -0.00730864 0.697436 -0.00733385 -0.00165469 -0.999972 -0.0227361 0 0 0 1	40ª Imagem
0.0958529 0.995394 -0.00176271 -0.0934972 0.995368 -0.0958633 -0.00730864 0.697436 -0.00744396 -0.00105399 -0.999972 -0.0227361 0 0 0 1	41ª Imagem
0.182438 0.983216 -0.00178043 -0.0935123 0.98319 -0.182446 -0.00715672 0.697485 -0.00736144 -0.000444839 -0.999973 -0.0227292 0 0 0 1	42ª Imagem

0.26933 0.963046 -0.00163939 -0.0934694 0.963019 -0.269335 -0.00726152 0.697447 -0.00743472 0.000376984 -0.999972 -0.0227362 0 0 0 1	43ª Imagem
0.349632 0.936885 -0.00167281 -0.093477 0.936857 -0.349635 -0.00735896 0.697425 -0.00747938 0.00100575 -0.999972 -0.022736 0 0 0 1	44ª Imagem
0.349707 0.936858 -0.00165622 -0.0934701 0.936831 -0.349709 -0.00718042 0.697477 -0.00730623 0.000959446 -0.999973 -0.0227139 0 0 0 1	45ª Imagem
0.423017 0.90612 -0.00174585 -0.0935159 0.906093 -0.423018 -0.00713017 0.697485 -0.00719932 0.00143428 -0.999973 -0.0227139 0 0 0 1	46ª Imagem
0.500436 0.865772 -0.00172928 -0.0934897 0.865744 -0.500434 -0.0072112 0.697458 -0.00710865 0.00211163 -0.999973 -0.0227363 0 0 0 1	47ª Imagem
0.573924 0.818907 -0.00165622 -0.0934701 0.81888 -0.57392 -0.00718042 0.697477 -0.00683064 0.00276477 -0.999973 -0.0227139 0 0 0 1	48ª Imagem
0.640707 0.767784 -0.00165622 -0.0934701 0.767757 -0.640701 -0.00718042 0.697477 -0.00657415 0.00332897 -0.999973 -0.0227139 0 0 0 1	49ª Imagem
0.707546 0.706665 -0.00165622 -0.0934701 0.70664 -0.707537 -0.00718042 0.697477 -0.00624599 0.00391013 -0.999973 -0.0227139 0 0 0 1	50ª Imagem
0.764662 0.64443 -0.00156632 -0.0934499 0.644405 -0.76465 -0.00723073 0.697466 -0.00585739 0.00451972 -0.999973 -0.0227138 0 0 0 1	51ª Imagem
0.816428 0.577445 -0.00151608 -0.0934416 0.577422 -0.816414 -0.00721438 0.697457 -0.00540365 0.0050146 -0.999973 -0.0227363 0 0 0 1	52ª Imagem
0.863224 0.50482 -0.00117959 -0.093337 0.504799 -0.863205 -0.00742064 0.697428 -0.00476432 0.00581022 -0.999972 -0.0227811 0 0 0 1	53ª Imagem
0.903852 0.427843 -0.00128633 -0.093358 0.427823 -0.903833 -0.00728926 0.69747 -0.00428128 0.0060381 -0.999973 -0.0227588 0 0 0 1	54ª Imagem
0.936251 0.35133 -0.0010965 -0.0932608 0.351314 -0.936229 -0.00729745 0.697488 -0.00359039 0.00644703 -0.999973 -0.0228039 0 0 0 1	55ª Imagem
0.96319 0.268819 -0.00102946 -0.0932425 0.268805 -0.963167 -0.00735288 0.697489 -0.00296814 0.00680549 -0.999972 -0.0228488 0 0 0 1	56ª Imagem

0.981519 0.191362 -0.00102977 -0.0932026 0.191349 -0.981494 -0.00747798 0.697473 -0.00244171 0.00714274 -0.999972 -0.0228711 0 0 0 1	57ª Imagem
0.994001 0.109364 -0.000889673 -0.0931598 0.109354 -0.993973 -0.00763708 0.697433 -0.00171953 0.00749398 -0.99997 -0.0229159 0 0 0 1	58ª Imagem
0.999776 0.0211491 -0.000788608 -0.093094 0.0211424 -0.999747 -0.0076659 0.697441 -0.000950535 0.00764751 -0.99997 -0.0229455 0 0 0 1	59ª Imagem
0.997807 -0.0661869 -0.000822915 -0.0931159 -0.0661913 -0.997777 -0.00769248 0.697437 -0.000311945 0.00773008 -0.99997 -0.0229608 0 0 0 1	60ª Imagem
0.988895 -0.148617 -0.000683054 -0.0930525 -0.148618 -0.988865 -0.00771712 0.697461 0.000471448 0.00773293 -0.99997 -0.0229833 0 0 0 1	61ª Imagem
0.974128 -0.225996 -0.000683412 -0.0930127 -0.225994 -0.974097 -0.00784225 0.697445 0.00110661 0.0077938 -0.999969 -0.0230056 0 0 0 1	62ª Imagem
0.949984 -0.312298 -0.000565565 -0.0929462 -0.312292 -0.949953 -0.00795218 0.697422 0.00194619 0.00773106 -0.999968 -0.0230576 0 0 0 1	63ª Imagem
0.918019 -0.396535 -0.000493584 -0.0929156 -0.396527 -0.91799 -0.00785053 0.697463 0.00265991 0.00740265 -0.999969 -0.0230507 0 0 0 1	64ª Imagem
0.874746 -0.484582 -0.000336845 -0.0928659 -0.48457 -0.874717 -0.00783112 0.697476 0.00350018 0.00701346 -0.999969 -0.0230732 0 0 0 1	65ª Imagem
0.831555 -0.555443 -0.000229302 -0.0928305 -0.555427 -0.831527 -0.00803341 0.697415 0.00427143 0.00680758 -0.999968 -0.02308 0 0 0 1	66ª Imagem
0.783284 -0.621663 -0.000370013 -0.0928989 -0.621646 -0.783258 -0.00792858 0.69745 0.00463909 0.00644035 -0.999968 -0.023073 0 0 0 1	67ª Imagem
0.72855 -0.684993 -0.000179252 -0.0928017 -0.684972 -0.728526 -0.0078826 0.69747 0.00526893 0.00586565 -0.999969 -0.0230803 0 0 0 1	68ª Imagem
0.661597 -0.74986 -3.27955e-05 -0.0927831 -0.749836 -0.661575 -0.0079555 0.697445 0.00594381 0.00528792 -0.999968 -0.0230577 0 0 0 1	69ª Imagem
0.597451 -0.801905 -0.000195931 -0.0928086 -0.80188 -0.597431 -0.00806113 0.697417 0.00634721 0.00497324 -0.999967 -0.0231024 0 0 0 1	70ª Imagem