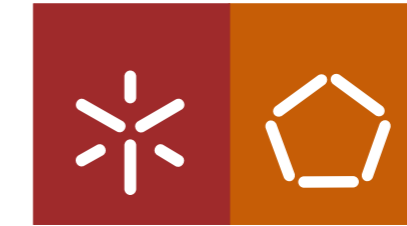




João Luís Gomes da Fonseca **Determinação da grade costal em pacientes com *pectus excavatum* utilizando técnicas imagiológicas sem radiação.**

UMinho | 2011



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

João Luís Gomes da Fonseca

Determinação da grade costal em pacientes com *pectus excavatum* utilizando técnicas imagiológicas sem radiação.

Outubro de 2011



Universidade do Minho

Escola de Engenharia

João Luís Gomes da Fonseca

Determinação da grade costal em pacientes com *pectus excavatum* utilizando técnicas imagiológicas sem radiação.

Dissertação de Mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica
– Ramo de Eletrónica Médica

Trabalho realizado sob a orientação do
Professor Doutor Jaime Francisco Cruz Fonseca
e do
Professor Doutor João Luís Araújo Martins Vilaça

DECLARAÇÃO

Nome: João Luís Gomes da Fonseca

Endereço Eletrónico: a56719@alunos.uminho.pt

Bilhete de Identidade: 13362193

Título da Dissertação de Mestrado:

Determinação da grade costal em pacientes com *pectus excavatum* utilizando técnicas imagiológicas sem radiação.

Orientadores:

Professor Doutor Jaime Francisco Cruz Fonseca

Professor Doutor João Luís Araújo Martins Vilaça

Ano de Conclusão: 2011

Ramo de conhecimento da dissertação de mestrado: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica – Ramo de Eletrónica Médica

DE ACORDO COM A LEGISLAÇÃO EM VIGOR, NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO DE QUALQUER PARTE DESTA TESE.

Universidade do Minho, 31/10/2011

Assinatura:

DEDICATÓRIA

Ao meu Pai,
pelas últimas palavras que me disseste.

AGRADECIMENTOS

A vida é pautada de etapas que começam mas também acabam. A dissertação de mestrado assinala que estamos a chegar ao fim da nossa formação académica, mas porventura a iniciar novos projetos e novas aventuras. Apesar do futuro estar presente nestas palavras não podemos esquecer-nos do passado e das pessoas que fizeram parte dele. Por isso, quero lembrar as pessoas que contribuíram para o meu crescimento e desenvolvimento pessoal, principalmente ao longo deste ano, mas também nos restantes:

Agradeço aos meus orientadores, Professor Doutor Jaime Fonseca e Professor Doutor João Vilaça, pela orientação dada, experiência transmitida e amabilidade demonstrada ao longo deste período. Agradeço, igualmente, pelas correções sugeridas que possibilitaram uma dissertação mais consistente e sucinta.

Agradeço aos meus colegas do “departamento de Engenharia” no domínio das ciências cirúrgicas do Instituto de Investigação em Ciências da Vida e Saúde (ICVS), António Moreira, João Spranger, Pedro Rodrigues, Sandro Queirós e Sara Neves pelas sugestões, dicas e paciência demonstrada. Sem a vossa ajuda a minha dissertação não tinha sido possível.

Quero também agradecer às pessoas que fazem parte do ICVS, local onde desenvolvi esta dissertação e tive acesso sem restrições a todos os equipamentos e materiais que necessitei.

Agradeço a todos os Professores que fizeram parte da minha formação académica, onde quero englobar a Escola Superior de Estudos Industriais e Gestão, a Universidade do Minho e a *Katholieke Universiteit Leuven*. Sinto-me mais rico por todas estas experiências.

À minha mãe e irmã pelo apoio e carinho constantes, principalmente, ao longo deste último período.

À minha família pelo apoio nos momentos mais precisos.

Quero agradecer a todos os meus amigos, dando particular destaque aos meus companheiros de curso. E foram muitos! A todos eles agradeço a vossa amizade, trabalho,

diversão e os bons e maus momentos passados juntos. Não quero referir ninguém em especial, porque quem o é sabe-o de certeza.

A todas as pessoas que contribuíram direta ou indiretamente para o meu percurso pessoal e académico.

Simplesmente, quero dizer: Agradeço a todos!

Por último importa referir que este trabalho teve o apoio financeiro da Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT)

RESUMO

Todas as áreas científicas que apoiam e suportam a medicina têm evoluído muito ao longo dos anos. Uma dessas áreas é a Engenharia sendo indispensável para o eficaz e eficiente funcionamento do que hoje conhecemos como Medicina Moderna.

A imagem médica, área muito explorada e dependente da Engenharia, tem evoluído muito e atualmente é possível diagnosticar, tratar e melhorar procedimentos, diminuir o erro humano, investigar com melhores práticas e até modelar próteses devido à evolução desta área. Isto tem acontecido quer através do aperfeiçoamento dos equipamentos de aquisição de imagens médicas, como também das técnicas de processamento de imagem usadas.

Hoje em dia, a Tomografia Computadorizada (modalidade da imagem médica) é usada como exame de pré-diagnóstico para a correção do *pectus excavatum*, uma deformidade que ocorre na parede do tórax. Contudo, a Tomografia Computadorizada não é benéfica para os pacientes devido ao seu princípio físico de aquisição se basear em radiação, o que poderá originar a longo prazo problemas de saúde graves. Como a correção do *pectus excavatum* é cada vez mais uma cirurgia estética, onde o seu principal objetivo é evitar problemas psicológicos e de stress social nas crianças e jovens adolescentes portadores desta deformidade, tem-se questionado a real necessidade do uso da Tomografia Computadorizada.

Tendo em consideração a realidade descrita foi objetivo deste trabalho avaliar a possibilidade de reconstruir um plano axial do tórax, contendo a grade costal, a partir de imagens por ultrassons e recorrendo a técnicas de processamento imagem. O intuito desta reconstrução foi eliminar a Tomografia Computadorizada do procedimento de modelação/dobragem automática da prótese cirúrgica para a correção do *pectus excavatum*.

As técnicas e algoritmos de processamento de imagem usados e implementados, para obter um plano axial a partir de várias imagens de ultrassons, basearam-se no realce das imagens através de filtragem, no registo para obter as transformações entre imagens, na segmentação das estruturas ósseas e na reconstrução do plano final a partir dos dados do registo e da segmentação.

Os resultados preliminares obtidos, principalmente de imagens de um *phantom*, demonstraram que é possível fazer reconstruções contendo informações das estruturas presentes no plano adquirido, como também da curvatura do tórax. Imagens obtidas com o *phantom* submerso em água demonstraram melhores resultados, onde as estruturas estão bem definidas e as dimensões coincidem quando comparadas com a Tomografia Computadorizada.

Dados *in vivo*, mostraram que é possível reconstruir planos contendo a informação anatômica, no entanto, ainda não foi possível obter a curvatura real do tórax. Porém, o algoritmo de segmentação das estruturas ósseas demonstrou ser capaz de realçar a superfície do osso.

Futuramente prevê-se a contínua otimização dos algoritmos, otimização dos parâmetros de aquisição da imagem e utilização de equipamentos externos de apoio à aquisição de imagens.

ABSTRACT

All the scientific areas that support medicine have evolved enormously over the years. One such area is engineering, being indispensable for the effective and efficient functioning of what we know today as modern medicine.

The medical imaging, a very explored and dependent area of the engineering, has greatly progressed and nowadays it is possible to diagnose, treat, improve procedures, reduce human error, investigate with best practices and model prosthesis due to developments in this area. This has occurred by improving the imaging equipment as well as the medical image processing techniques.

Nowadays, the Computed Tomography (medical image modality) is used as pre-diagnosis examination for the correction of *pectus excavatum*, a deformity that occurs in the chest wall. However, Computed Tomography is not beneficial for patients because its physical principle of acquisition is based on radiation, which may lead to long-term serious health problems. As the correction of *pectus excavatum* is more a cosmetic surgery, where its main objective is to avoid psychological problems and social stress in children and young adolescents with this deformity, it has been questioned the real need for the use of Computed Tomography.

Taking into account the described reality, the objective of this study was to evaluate the possibility to reconstruct an axial plane of the chest with the rib cage using ultrasound images and image processing techniques. The purpose of this reconstruction was to eliminate the Computed Tomography from the procedure of automatic modeling/bending the prosthesis for the surgical correction of *pectus excavatum*.

The image processing techniques and algorithms used and implemented to obtain an axial plane, using several ultrasound images, were based in image enhancement using filtering techniques, in registration to obtain the transformations between images, the segmentation of bone structures and the reconstruction of the final plan from the data of registration and segmentation.

The preliminary results, mostly from a phantom, showed that it is possible to make reconstructions containing the information of the structures present in the scanned plan, as well as the curvature of the chest. Acquired images with the phantom submerged in water exhibited better results, where the structures are well defined and the dimensions match when compared with Computed Tomography. *In vivo* data indicated that it is possible to reconstruct planes containing the anatomical information, however, still cannot get the actual curvature of the chest.

The segmentation algorithm of bone structures has been shown to enhance the surface of the bone.

Hereafter, it is anticipated the continuous optimization of algorithms, the optimization of image acquisition parameters and the use of external equipment to support the image acquisition.

ÍNDICE

LISTA DE ACRÓNIMOS E SIGLAS.....xv

LISTA DE FIGURAS.....xvii

CAPÍTULO I

Introdução	1
1.1 Enquadramento	3
1.1.1 <i>Pectus excavatum</i>	3
1.1.2 Diagnóstico e Caraterização	4
1.1.3 Técnicas de correção	4
1.1.4 Modelação da prótese.....	5
1.1.4.1 Personalização de implantes e próteses com recurso a imagens médicas	7
1.1.5 Influência da radiação da TC	9
1.2 Motivação.....	10
1.3 Principais contribuições	11
1.4 Apresentação da tese.....	12

CAPÍTULO II

Imagem Médica por Ultrassons	13
2.1 Princípios físicos de aquisição	13
2.2 Construção da imagem por US	15
2.3 Sonografia da parede torácica.....	16
2.3.1 Seleção da sonda.....	16
2.3.2 Ultrassons no tórax	18
2.3.3 Artefactos e a ultrasonografia.....	18
2.3.4 Artefactos das imagens <i>b-mode</i>	19
2.3.4.1 Artefactos: grupo de propagação	19

2.3.4.2 Artefactos: grupo de atenuação	26
2.3.5 Tecidos da parede torácica na imagem	27
2.3.5.1 Ossos	28
2.3.5.2 Cartilagem	28
2.3.5.3 Tecido muscular e Tecido conjuntivo	28
2.3.6 Costelas/Ossos e a sua resposta nas imagens <i>b-mode</i>	29
2.4 Síntese do capítulo.....	31

CAPÍTULO III

Técnicas de Processamento de Imagem – Realce, Registo e Segmentação	33
3.1 Realce de imagens de US	34
3.1.1 Técnicas para a redução do ruído <i>speckle</i>	34
3.1.1.1 Filtros adaptativos para redução do <i>speckle</i>	36
3.1.1.2 Difusão anisotrópica para redução do <i>speckle</i>	38
3.1.1.3 Difusão anisotrópica por coerência.....	41
3.2 Registo de imagem	42
3.2.1 Algoritmo de registo	43
3.2.1.1 Tipos de transformação.....	44
3.2.1.2 Características e estratégias para o registo de imagem.....	45
3.2.1.3 Interpolação e Otimização	46
3.2.2 Registo rígido de imagem.....	46
3.2.2.1 <i>Block-Matching</i>	48
3.2.2.2 Cálculo robusto da estimativa da transformação rígida.....	50
3.2.2.3 Esquema de multi-resolução ou multi-escala.....	51
3.3 Segmentação de imagens por US.....	52
3.3.1 Segmentação do osso usando imagens por US.....	53
3.3.2 Conceitos para segmentação de imagem	55
3.3.2.1 <i>Threshold</i>	55

3.3.2.2 Filtros lineares	56
3.3.2.3 Análise da simetria da fase.....	57
3.4 Síntese do capítulo.....	58

CAPÍTULO IV

Métodos	61
4.1 Aquisição de imagens de US.....	62
4.2 Registo rígido das imagens de US e redução do ruído <i>speckle</i>	64
4.2.1 Otimização dos parâmetros do algoritmo de registo rígido.....	64
4.2.2 Seleção do filtro para a redução do ruído <i>speckle</i>	75
4.3 Segmentação das estruturas ósseas nas imagens por US.....	78
4.3.1 Estratégia de segmentação do osso proposta	79
4.3.1.1 Laplaciano da Gaussiana (LoG)	80
4.3.1.2 Suavização à imagem	82
4.3.1.3 Função de peso	82
4.3.1.4 Análise da simetria da fase.....	82
4.3.1.5 Imagem com a probabilidade da existência de osso.....	83
4.3.1.6 Máscara.....	83
4.3.1.7 Imagem segmentada	84
4.4 Reconstrução do plano axial através de imagens por US.....	85
4.5 Modelação da prótese.....	87
4.6 Síntese do capítulo.....	87

CAPÍTULO V

Resultados	89
5.1 Resultados das reconstruções do plano axial.....	90
5.1.1 Imagens do <i>phantom</i>	90
5.1.1.1 Imagens adquiridas através do procedimento normal.....	90
5.1.1.2 Imagens adquiridas com o <i>phantom</i> submerso em água	94

5.1.2 Imagens <i>in vivo</i>	99
5.1.2.1 Imagens adquiridas <i>in vivo</i>	99
5.2 Discussão de resultados	100
CAPÍTULO VI	
Conclusões e Trabalhos Futuros	103
6.1 Conclusões.....	103
6.2 Trabalhos futuros.....	105
REFERÊNCIAS	107

LISTA DE ACRÓNIMOS E SIGLAS

1D	Unidimensional
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ALARA	<i>As-Low-As-Reasonably-Achievable</i>
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
CAM	<i>Computer-Aided Manufacturing</i>
CRI	Coeficiente de Reflexão de Intensidade
CTI	Coeficiente de Transmissão de Intensidade
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
FCT	Fundação para a Ciência e a Tecnologia
FPS	<i>Frames</i> por segundo
I&D	Investigação e Desenvolvimento
LoG	Laplacian of Gaussian
LSF	<i>Line Spread Function</i>
NCC	<i>Normalized cross-correlation</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
PSF	<i>Point Spread Function</i>
RF	Radiofrequência
RM	Ressonância Magnética
SAD	<i>Sum-of-absolute-difference</i>
SPECT	<i>Single-photon Emission Computed Tomography</i>
SRAD	<i>Speckle Reducing Anisotropic Diffusion</i>
SSD	<i>Sum-of-squared-difference</i>
TC	Tomografia Computadorizada
US	Ultrassons
ZSAD	<i>Zero-mean Sum of Absolute Differences</i>
ZSSD	<i>Zero-mean Sum of Squared Differences</i>
ZNCC	<i>Zero-mean Normalized Cross Correlation</i>

LISTA DE FIGURAS

Capítulo I

- Figura 1.1 – (A) Representação anatômica de uma parede torácica normal. (B) Representação anatômica de uma parede torácica com *pectus excavatum*. 3
- Figura 1.2 – Passos principais do método cirúrgico para a correção do *pectus excavatum* baseado na técnica de Nuss. (A) Medição da parede torácica para dimensionamento da prótese. (B) Prótese torácica modelada para implantação. (C) Prótese inserida entre as duas extremidades da parede torácica. (D) Imagem ilustrativa do processo de rotação em 180° da prótese. (E) Aspecto pós-operativo da parede torácica após implantação. (F) *Follow-up* após 6 meses da cirurgia. 5
- Figura 1.3 – (A) Molde para dobragem manual da prótese. (B) Dobragem manual da prótese. 6
- Figura 1.4 – Zonas de modelação da prótese para a correção do *pectus excavatum*. 7

Capítulo II

- Figura 2.1 – Representação da focagem das ondas acústicas num sistema de US. 16
- Figura 2.2 – Sonda linear, vários componentes e o princípio de focagem. 17
- Figura 2.3 – Resolução espacial de um sistema de US. 20
- Figura 2.4 – Artefacto originado pela espessura do feixe definido pela resolução em elevação do sistema. 21
- Figura 2.5 – Imagem ilustrativa para o aparecimento do ruído *speckle* na imagem de US. 22
- Figura 2.6 – Artefacto de reverberação. 23
- Figura 2.7 – Lóbulos laterais provenientes da construção do feixe. 24
- Figura 2.8 – Artefacto que ocorre devido ao uso de uma velocidade de propagação média quando na realidade existem diferentes velocidades para os diferentes meios. 25
- Figura 2.9 – Sombra acústica. 26
- Figura 2.10 – Imagem de US *in vivo* do tórax identificando várias estruturas anatómicas. 28
- Figura 2.11 – Distribuição probabilística da intensidade do osso ao longo de uma linha de scan e a resposta típica da superfície do osso numa imagem de US, tendo em conta a sua posição relativamente à sonda. Superfícies não perpendiculares à sonda apresentam maior dispersão 30

Capítulo III

- Figura 3.1 – Exemplos de transformações que podem ser aplicadas às imagens e as suas componentes. 44
- Figura 3.2 – *Block-Matching*. 48
- Figura 3.3 – Ilustração do esquema de multi-resolução utilizado. O esquema inicia-se no nível 1 que contém a resolução mais baixa. À medida que os níveis vão aumentando a resolução da imagem também aumenta, tal como o número de *kernels*. Cada *kernel* apresenta uma resolução de 4x4 *pixels*, ou seja, 16 *pixels* no total. As zonas a negro representam a mesma área mas com resoluções diferentes. 51

Por cada nível são feitas várias iterações de procura para a matriz de transformação.

Figura 3.4 – Imagem ilustrativa da aplicação da técnica de *threshold* a uma imagem de TC (A) para segmentação dos ossos (B). 55

Figura 3.5 – (A) filtro média 3x3. (B) Filtro sobre a imagem. A convolução do filtro é aplicada a todos os *pixels* da imagem. 56

Figura 3.6 – (A) Exemplo de um *kernel* Laplaciano da Guassiana com $\sigma = 0,5$. (B) Representação da função Laplaciano da Guassiana. 57

Capítulo IV

Figura 4.1 – Diagrama de processos que define as etapas necessárias à realização do trabalho. 61

Figura 4.2 – Exemplificação do varrimento (seta amarela em torno da imagem da TC) e as diferenças entre a imagem da TC e dos US no tórax do *phantom*. 62

Figura 4.3 – (A) Sistema de aquisição por US e os vários aparatos experimentais feitos para adquirir imagens de US. Foram realizadas 4 abordagens diferentes: (B) o 1º é feito ao *phantom* e aquisição é obtida sem apoio de qualquer sistema mecânico. Utiliza-se o gel para diminuir a impedância acústica; (C) o 2º é igual ao 1º apenas se altera para um indivíduo, ou seja, *in vivo*; (D) o 3º utiliza a água com meio para diminuir a impedância e não usa nenhum sistema de apoio; (E) 4º usa água, mas com um sistema de apoio ao varrimento. 63

Figura 4.4 – A imagem ilustra um gráfico de extremos e quartis ou caixa de bigodes. Caixa do 2º Quartil - 25-50% dos valores ordenados; mediana – 50%; caixa do 3º Quartil – 50%-75% dos valores ordenados. 67

Figura 4.5 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes medidas de semelhança. 67

Figura 4.6 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo utilizando imagens de US *in vivo*, para diferentes medidas de semelhança. 68

Figura 4.7 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes medidas de semelhança. 68

Figura 4.8 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo utilizando imagens de US *in vivo*, para diferentes medidas de semelhança. 69

Figura 4.9 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes valores de iterações por nível. 71

Figura 4.10 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes valores de iterações por nível. 71

Figura 4.11 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes percentagens de blocos a serem usados para o cálculo da matriz de transformação por iteração. 72

Figura 4.12 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes 72

percentagens de blocos a serem usados para o cálculo da matriz de transformação por iteração.

Figura 4.13 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes percentagens de *inlier* para o cálculo da matriz de transformação por iteração. 73

Figura 4.14 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes percentagens de *inlier* para o cálculo da matriz de transformação por iteração. 73

Figura 4.15 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes filtros digitais para reduzir o ruído *speckle*. 76

Figura 4.16 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes filtros digitais para reduzir o ruído *speckle*. 77

Figura 4.17 – Diferenças das estruturas entre as imagens *in vivo* (A) e as imagens do *phantom* (B). Como se pode observar as imagens *in vivo* têm uma sombra mais visível. 79

Figura 4.18 – Esquema ilustrativo da estratégia implementada para segmentar as estruturas ósseas nas imagens por US. As caixas representam as imagens que são usadas ao longo do processo de segmentação, os círculos representam operações de soma e multiplicação das imagens e as setas representam o progresso e a ligação entre as várias etapas estando associadas, por vezes, a informações dos cálculos intermédios. 80

Figura 4.19 – Imagens obtidas durante as várias etapas do algoritmo de segmentação das estruturas ósseas nas imagens por US. 81

Figura 4.20 – Resultados da estratégia de segmentação das estruturas ósseas em imagens por US. As últimas sete imagens apresentam bons resultados, enquanto a primeira não. Pequenas estruturas não pertencentes ao osso ainda são visíveis nas imagens. 85

Figura 4.21 – Etapas realizadas na reconstrução do plano através de imagens de US. A segunda sequência de imagens pode ou não apresentar pré-filtragem digital, como também a segmentação das imagens. 86

Figura 4.22 – Exemplificação do algoritmo implementado para testar o avanço de imagens durante o registo. 87

Capítulo V

Figura 5.1 – (A) Representação 3D da TC do *phantom*, com as estruturas ósseas evidenciadas relativamente às outras estruturas. (B) Imagem de um plano axial (*slice*) da TC feita ao *phantom*. 89

Figura 5.2 – Planos onde foram realizados os varrimentos. Cada linha representa um plano distinto. 90

Figura 5.3 – Resultados do varrimento 1 (plano 1). Parte vermelha: indica a segmentação entre a superfície externa e interface interna que simula a pleura. Parte roxa: indica as estruturas ósseas segmentadas. Os valores a amarelo indicam o tamanho das estruturas em *pixels*. A resolução das imagens é de 2795x2795 *pixels* com dimensões 0.125x0.125mm para os dois casos. 92

Figura 5.4 – Resultados do varrimento 2 (plano 1). Parte vermelha: indica a segmentação entre a superfície externa e interface interna que simula a pleura. Parte roxa: indica as estruturas ósseas segmentadas. Os valores a amarelo indicam o tamanho das estruturas em *pixels*. A resolução das imagens é de 2795x2795 *pixels* com dimensões 0.125x0.125mm para os dois casos. 93

- Figura 5.5 – Resultados do *phantom* submerso em água para o 1º varrimento (A, C e E) e 2º varrimento (B, D e F), com e sem filtragem para reduzir o *speckle*. A característica comum entre os dois varrimentos é apresentarem 6 cm de profundidade na imagem por US. A resolução das imagens é de 2329x2329 *pixels* com dimensões 0.150x0.150mm para os dois casos. 96
- Figura 5.6 - Resultados do *phantom* submerso em água para o 3º varrimento (A, C e E) e do 4º varrimento (B, D e F), com e sem filtragem para reduzir o *speckle*. A característica comum entre os dois varrimentos é apresentarem 10 cm de profundidade na imagem por US e serem adquiridos no plano 2. A resolução das imagens é de 1398x1398*pixels* com dimensões 0.250x0.250mm para os dois casos. 97
- Figura 5.7 - Resultados do *phantom* submerso em água para o 5º varrimento (A, B e C), com e sem filtragem para reduzir o *speckle*. A característica comum entre os varrimentos é apresentarem 6cm de profundidade na imagem por US e serem adquiridos no plano 2. A resolução das imagens é de 2329x2329*pixels* com dimensões 0.150x0.150mm. 98
- Figura 5.8 – Reconstruções obtidas *in vivo* de um indivíduo com *pectus excavatum* (A, B e C). A resolução das imagens é de 3993x3993*pixels* com dimensões 0.10x0.10mm. 99

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O uso constante das técnicas de imagiologia tem revelado o seu elevado potencial na investigação, diagnóstico e terapia dos pacientes nas diversas áreas da saúde, sendo hoje em dia fundamental no seu quotidiano. Atualmente, várias são as tecnologias disponíveis para obter informação anatómica e fisiológica do corpo humano, sendo que cada uma delas se destaca pelas diferenças nos princípios físicos de aquisição, tecnologia envolvida e resolução da imagem. Modalidades como a Radiografia (Raios-X), os Ultrassons (US), a Tomografia Computadorizada (TC), a Ressonância Magnética (RM) e a Medicina Nuclear (tecnologia PET e SPECT) têm avançado ao longo dos anos quer a nível tecnológico quer em aplicações médicas. O crescente número de aplicações que têm surgido permitem aos profissionais de saúde fortalecer as suas competências, melhorar a segurança e elevar os serviços prestados. Contudo, a Investigação e Desenvolvimento (I&D), em qualquer sector da saúde, não estabilizaram em soluções padrão, estando sempre em constante renovação e inovação devido às crescentes necessidades de prestar mais e melhores cuidados de saúde.

A imagem médica tem tido um papel fundamental nesta inovação constante da medicina, sendo que, como foi referido anteriormente, tem tido um papel preponderante no diagnóstico e tratamento dos pacientes. O processamento digital de imagens apesar de se ter iniciado anteriormente, na imagem médica começou no fim da década 60 inícios de 70 paralelamente com as aplicações para os programas espaciais. A invenção da TC foi o primeiro grande passo no processamento de imagem para diagnóstico médico, sendo que continua a ser uma

modalidade de referência. A TC baseia-se em algoritmos que, após a aquisição de vários feixes de raios-X que penetram um objeto em diferentes direções e se atenuam ao longo dele, usam a informação recolhida por detetores para construir uma representação desse mesmo objeto em pequenas parcelas de volume, denominadas de *voxel* [1]. O *voxel* quando visualizado num plano a duas dimensões (2D) é designado de *pixel*. A cada *pixel* de uma imagem está associado um valor de uma escala de cor, normalmente escala de cinzentos na imagem médica, que vai representar um valor de intensidade de acordo com os princípios físicos de aquisição da modalidade em questão. Porém, hoje em dia o processamento digital de imagem na medicina não se limita apenas à construção e visualização de imagens. É possível, atualmente, fazer extração, quantificação e análise da informação imagiológica de forma robusta, exata e com repetibilidade, através de algoritmos que tem sofrido uma evolução constante ao longo do tempo. Estes algoritmos variam em complexidade, porém, todos eles são indispensáveis para o que o hoje conhecemos como processamento de imagem e, na vertente deste trabalho, a imagem médica.

Os algoritmos usados variam de acordo com o tipo de ação pretendida. Por exemplo, se o objetivo é alinhar duas imagens com características semelhantes utiliza-se registo de imagem para consegui-lo. Se o objetivo for isolar determinados objetos numa imagem, a segmentação pode ser uma abordagem. No entanto, dentro de cada um dos temas referidos existem diversos algoritmos, ou seja, existe um conjunto muito vasto de ferramentas sendo indispensável a sua correta seleção e, por vezes, como deverão interagir entre si para solucionar o problema e obter o resultado final pretendido. Na maior parte dos casos é muito comum a integração dos diversos algoritmos.

O presente trabalho tem como objetivo principal o uso de técnicas imagiológicas sem radiação para a determinação da grade costal em pacientes com *pectus excavatum* sendo desenvolvido no âmbito do projeto de I&D designado por: “Sistema *pectus* 3D: modelagem/dobragem automática e personalizada da prótese cirúrgica com fixadores acoplados sem radiação, e simulação virtual do resultado cosmético pós-cirúrgico” com referência FCT (Fundação para a Ciência e a Tecnologia): PTDC/SAU-BEB/103368/2008. Este trabalho pretende estudar a possibilidade de eliminar a necessidade da TC para personalização da prótese cirúrgica, utilizada na correção da parede torácica de pacientes com *pectus excavatum*, através do sistema de Vilaça *et al* [2]. Os US foi a técnica de imagem escolhida, pois não utiliza radiação ionizante sendo ao mesmo tempo menos dispendiosa que as restantes.

1.1 ENQUADRAMENTO

1.1.1 *PECTUS EXCAVATUM*

O *pectus excavatum* é uma das anomalias congênicas mais comuns da parede torácica, ocorrendo em 65:30 000 nascimentos [3], tendo predominância masculina de 3 a 5 para 1 [4, 5]. Esta malformação do peito representa cerca de 90% de todas as deformidades que ocorrem na parede torácica [4, 6]. É detetável na infância na maioria dos casos e progride com a idade tornando-se mais evidente, só em alguns casos, durante a adolescência [5].

Em linhas gerais, corresponde a uma deformidade da parede torácica que envolve a depressão do esterno e das cartilagens costais inferiores, eventualmente acompanhada da deformidade da extremidade das costelas na sua articulação com as cartilagens costais [7]. Os doentes com *pectus excavatum* têm as costelas e as cartilagens mais longas e a inclinação das costelas é mais abrupta do que na população não afetada (Figura 1.1).

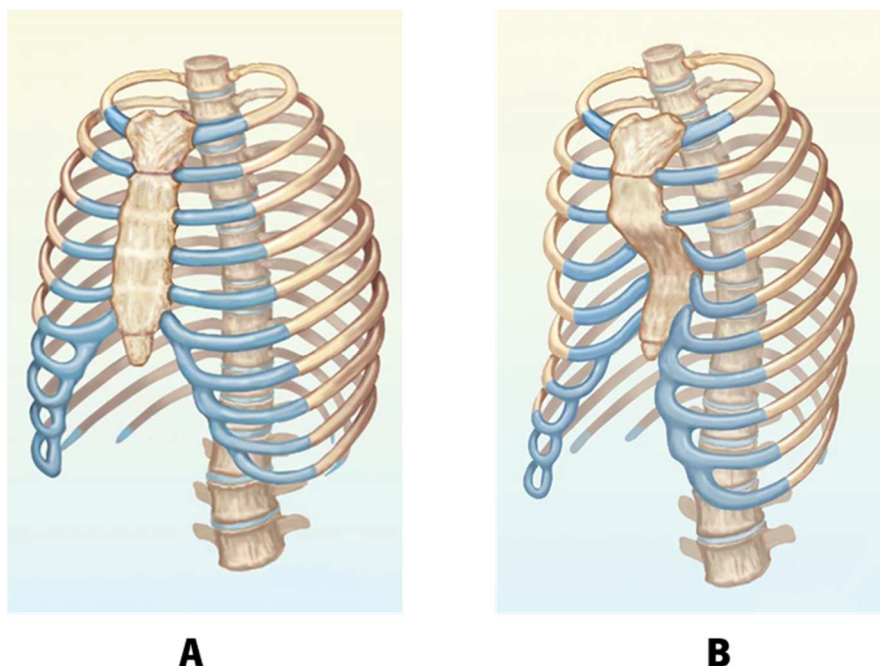


Figura 1.1 – (A) Representação anatómica de uma parede torácica normal. (B) Representação anatómica de uma parede torácica com *pectus excavatum*. Imagem adaptada de: [4].

A maioria dos pacientes pediátricos não apresenta grandes problemas ou riscos de vida. Porém, crianças com deformações mais acentuadas podem apresentar queixas físicas, como infecções respiratórias frequentes, diminuição da resistência e dores no peito. Mais raramente e

devido a uma depressão mais acentuada do esterno, alguns doentes podem apresentar perdas de apetite e peso devido à compressão do estômago. Sendo geralmente relatadas que os piores sintomas ocorrem na adolescência [5]. Contudo, os fatores mais significativos no *pectus excavatum* prendem-se nos problemas psicológicos e stress social que provocam nos pacientes devido à aparência do peito. Este tipo de malformação origina problemas de personalidade como inferioridade e insegurança [5, 8, 9].

1.1.2 DIAGNÓSTICO E CARATERIZAÇÃO

O *pectus excavatum* pode ser caracterizado e diagnosticado determinando a profundidade, largura e a simetria das malformações.

Existem vários exames imagiológicos que podem ser realizados para obter estes rácios, como por exemplo, Raios-X, TC e RM [4, 10]. No entanto, a técnica preferencialmente usada é a TC para avaliação dos pacientes, pois permite realizar vários estudos e revelar claramente o deslocamento e posição das estruturas anatómicas, como coração, pulmões e estruturas ósseas. A TC é igualmente usada para calcular o índice de Haller muito utilizado para caracterizar esta patologia [11]. O valor do índice permite obter uma medida quantitativa para diferenciar pacientes. Indivíduos com índice de Haller igual a 2.5 são referidos como normais, enquanto valores iguais ou superiores a 3.25 são descritos como depressões graves necessitando de correção cirúrgica [5, 9].

1.1.3 TÉCNICAS DE CORREÇÃO

Dependendo do grau da deformidade existente, o paciente é indicado ou não para realizar a cirurgia. Atualmente são utilizadas duas técnicas para a correção cirúrgica desta deformidade. Uma delas, desenvolvida nos anos 50, é a técnica cirúrgica clássica designada por técnica de Ravitch. Esta técnica foi inicialmente desenvolvida por Ravitch e otimizada depois por Welch [11]. Este procedimento cirúrgico é muito invasivo, pois envolve a criação de uma incisão ao longo do tórax, a partir da qual são removidas as cartilagens e é separado o esterno das mesmas. Sob o esterno é necessário inserir uma pequena barra para o sustentar na posição pretendida. Esta barra deverá manter-se implantada até que as cartilagens voltem a crescer. No entanto, alguns problemas são associados a esta técnica, devido à ressecção das cartilagens que origina instabilidade na parede torácica. Além disso, como se trata de uma técnica muito invasiva, esteticamente provoca uma cicatriz de dimensões consideráveis [12, 13].

Nas duas últimas décadas a técnica de Ravitch foi progressivamente substituída por técnicas cirúrgicas que envolvem a colocação de uma prótese torácica convexa em posição sub-esternal, sendo inicialmente descrita por Donald Nuss e introduzida em 1997 [13]. Esta técnica tem-se revelado menos agressiva, mais rápida de executar e com melhores resultados estéticos (Figura 1.2 – E e F). Esta consiste em colocar a prótese torácica em posição sub-esternal através de incisão cutânea bilateral na parede torácica lateral sem ressecção das cartilagens: (Figura 1.2 – C e D). A prótese é moldada de acordo com morfologia do tórax do paciente (Figura 1.2 – A e B), antes de ser inserida na cavidade com ajuda de uma guia endoscópica. Uma vez na posição, a prótese é rodada para estabelecer a forma pretendida e, posteriormente é fixa através de estabilizadores e fixadores aos músculos e às estruturas ósseas para evitar deslocações e rotações da prótese (Figura 1.2 – D) [11].

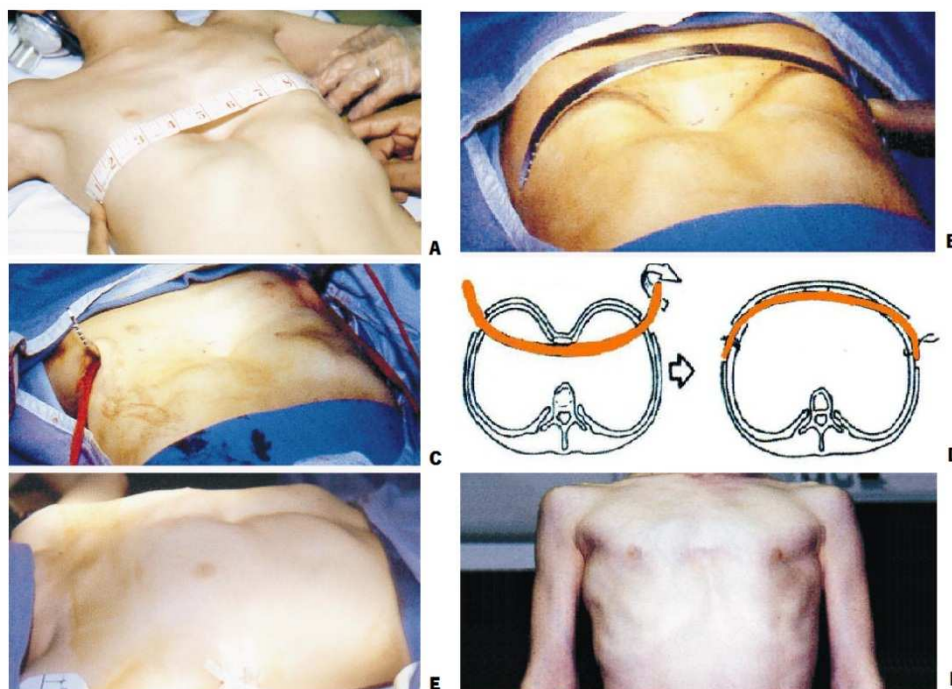


Figura 1.2 – Passos principais do método cirúrgico para a correção do *pectus excavatum* baseado na técnica de Nuss. (A) Medição da parede torácica para dimensionamento da prótese. (B) Prótese torácica modelada para implantação. (C) Prótese inserida entre as duas extremidades da parede torácica. (D) Imagem ilustrativa do processo de rotação em 180° da prótese. (E) Aspeto pós-operativo da parede torácica após implantação. (F) *Follow-up* após 6 meses da cirurgia. Imagens originais de: [6] e [12].

1.1.4 MODELAÇÃO DA PRÓTESE

A prótese torácica (prótese cirúrgica) tem de ser modelada/dobrada de acordo com a morfologia torácica de cada paciente. O ajuste da prótese realiza-se per-operatoriamente e

manualmente seguindo a forma de um molde gerado no próprio ato operatório (Figura 1.3). O molde é retirado sobre a pele, o que se torna pouco preciso levando muitas vezes à necessidade de reajustes das próteses durante a cirurgia. Trata-se, portanto, de um procedimento moroso, monótono para a equipa cirúrgica e que, muitas vezes, deixa imperfeições na prótese [14, 15].

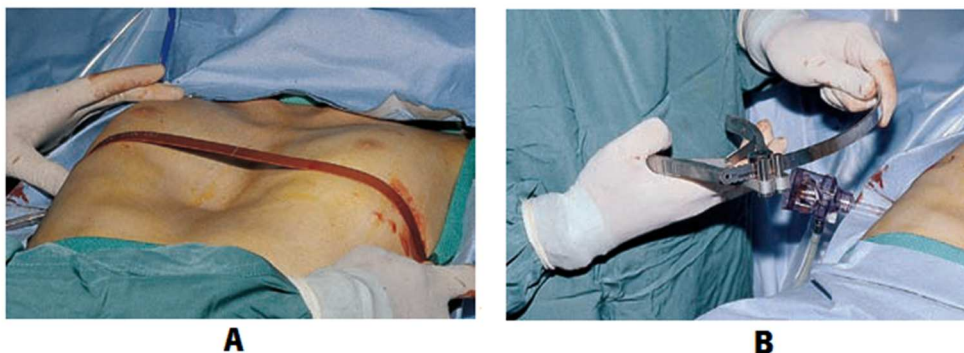


Figura 1.3 – (A) Molde para dobragem manual da prótese. (B) Dobragem manual da prótese. Imagens originais de: [16].

Em [15] são mencionados os benefícios da utilização da TC para modelar a prótese, relativamente ao método convencional. A fácil obtenção da anatomia do paciente, o aumento de precisão quer na medição do comprimento correto para a barra quer na dobragem consoante o contorno do tórax do paciente, capacidade de elevar o esterno para a zona de índice de Haller desejada e a diminuição de erros nas correções são algumas das razões apresentadas para o uso da TC.

Em 2009 Vilaça *et al.* [2], desenvolveram um sistema automático para a modelação da prótese torácica através da TC. O ponto de maior depressão é calculado através do processamento 3D dos vários pontos que constituem o esterno, através de um *scan* que se inicia na extremidade da apófise xifoide. Normalmente no procedimento cirúrgico, a prótese é posicionada imediatamente antes do ponto de maior depressão. Estimou-se que este ponto encontra-se 10% acima do ponto mais inferior da apófise. Depois da deteção do ponto de maior depressão, é definida uma caixa de limites que cria um intervalo de pontos para modelar a prótese.

De acordo com [14], a modelação da prótese torácica é dividida em cinco zonas (Figura 1.4):

Zona A e E – são as zonas de colocação dos fixadores da prótese. Os fixadores são utilizados para prender a prótese cirúrgica aos tecidos envolventes das costelas, evitando que se

movimente e rode. Esta deverá ser uma zona plana e vertical de aproximadamente 20mm, que permita a montagem dos fixadores à prótese. As duas zonas deverão ser colocadas na posição do ponto mais à esquerda das costelas esquerdas (zona A) e do ponto mais à direita das costelas direitas (zona E);

Zona C – é a zona que suporta o esterno. Para evitar que o esterno deslize foi estabelecido que esta zona deverá ser plana e horizontal, com dimensão de 50mm (25mm à esquerda e 25mm a direita do centro do esterno). Esta zona deverá ser colocada na posição do ponto mais elevado das costelas;

Zona B e D – estas zonas são modeladas através de uma *spline*. Para a desenhar a zona B utiliza-se como pontos de controlo os pontos exteriores das costelas direitas (o ponto mais superior da zona A e o ponto mais à direita da zona C). Para de desenhar a zona D utiliza como pontos de controlo os pontos exteriores das costelas esquerdas (o ponto mais superior da zona E e o ponto mais à esquerda da zona C).

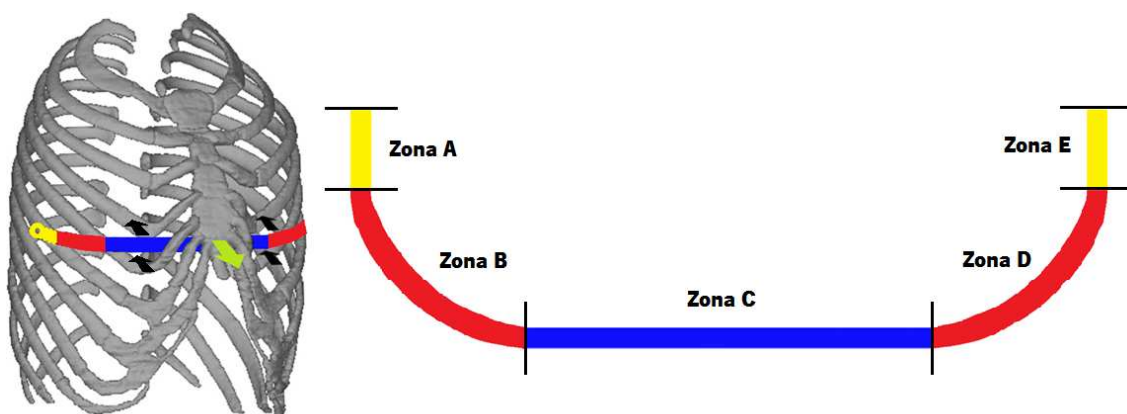


Figura 1.4 – Zonas de modelação da prótese para a correção do *pectus excavatum*. Imagem adaptada de: [17]

1.1.4.1 PERSONALIZAÇÃO DE IMPLANTES E PRÓTESES COM RECURSO A IMAGENS MÉDICAS

O *design* de implantes personalizados, com recurso a equipamentos de imagem, tem vindo a ser desenvolvidos desde 1990. Um dos exemplos é o *design* de implantes para cirurgia Crânio-Maxilo-Facial, onde apesar dos seus benefícios e da existência de soluções no mercado, o número de casos clínicos e implantações com o recurso a esta tecnologia é ainda limitado. Isto deve-se muito à complexidade da tecnologia, ao custo dos implantes e à falta de recursos humanos para realizar estas operações [18]. Os equipamentos de imagiologia utilizados para

este tipo de aplicação são TC ou RM [18-21], sendo a modelação dos implantes feita com o recurso à técnica de prototipagem rápida [19, 21, 22].

Outros estudos têm sido realizados em implantes e próteses dentárias para pré-planear o seu posicionamento antes da cirurgia com o recurso a imagens de TC, sendo uma área com elevada I&D [23, 24].

A modelação de próteses tem sido igualmente realizado nas próteses da anca, apesar de ser um processo complexo, onde a TC é a técnica imagiológica utilizada [25]. É igualmente possível encontrar referências ao uso de imagens por Raios-X para a obtenção de informação utilizada para reconstruir um modelo CAD para o planeamento da cirurgia, através de um *software* padrão para *design* de próteses da anca [26, 27].

Em [28] recorrem igualmente à TC mas neste estudo pretende avaliar-se o uso de sistemas CAD/CAM em implantes para a reconstrução de fraturas orbitais. Já em [29] são estudadas formas de personalizar anéis de anuloplastia para tratamento da insuficiência mitral através de imagens de TC e sistemas de CAD/CAM. Neste estudo a prototipagem rápida também é utilizada no fabrico dos anéis.

O uso de imagens por US não é tão comum no *design* de próteses/implantes, como as outras técnicas de imagem médica. Contudo, é igualmente possível encontrar alguma informação. Algumas aplicações remetem para os anos 90, onde foi estudado a possibilidade de utilizar esta tecnologia para ajudar no fabrico de próteses em pacientes que sofreram amputações dos membros inferiores [30-34]. No entanto, o uso da TC e da RM foi igualmente testado [35, 36]. A perna amputada é mergulhada num tanque com água sendo que uma sonda faz um varrimento/*scan* ao volume, construindo uma representação 3D da zona amputada sendo possível visualizar zonas internas. Esta abordagem utilizada é bastante interessante, pois facilita a aquisição de dados pelo sistema. Os vários planos são construídos com recurso a diferentes imagens adquiridas de diferentes ângulos, sendo um processo parecido à TC. O encaixe da prótese é desenhado, de acordo com a extração dos contornos da pele e dos ossos na imagem, sendo utilizados posteriormente num sistema de CAD/CAM.

Relativamente ao trabalho desenvolvido nesta dissertação, a correção do *pectus excavatum* através de modelação personalizada dos implantes é conseguida através do sistema implementado por Vilaça *et al.* [2] com recurso a imagens de TC. Não se conhecem mais sistemas capazes de personalizar automaticamente implantes para este tipo de malformação. No entanto, este grupo de I&D tem vindo a realizar alguns estudos para evitar o uso da TC. Um

desses estudos foi efetuado através de um *scanner* 3D (Fast Scan™, Polhemus) que obtém os pontos superficiais do tórax, ou seja, a pele. Com recurso a redes neuronais, após serem treinadas utilizando diferentes características das imagens da TC conjugada com informação das malhas de pontos do *scanner*, estas podem prever automaticamente a posição das costelas. Apesar dos erros alcançados se encontrarem abaixo dos erros obtidos por dobragem manual, o estudo ainda necessita de alguma evolução devido às inerentes dificuldades com as assimetrias individuais de alguns pacientes [17].

1.1.5 INFLUÊNCIA DA RADIAÇÃO DA TC

Apesar dos benefícios do uso da TC neste processo, como por exemplo na aquisição de imagens das estruturas ósseas com excelente definição, é inegável que o uso de radiação para adquirir essas mesmas imagens não é positivo, principalmente quando falamos de um procedimento cirúrgico genericamente aplicado a crianças e a adolescentes. Existem diferenças no risco associado a crianças e a adultos quando expostos à radiação, havendo uma série de razões para esta diferença:

- Os órgãos e tecidos estão em crescimento constante o que os torna mais sensíveis à radiação do que tecidos mais maduros e estáveis.
- Os indícios do efeito oncológico da radiação somente são manifestados após um longo período de tempo, período este que se pode alastrar a décadas. A esperança de vida de uma criança/adolescente leva a crer que estes tenham mais propensão a manifestar um problema oncológico de que um adulto depois da exposição.
- A exposição à radiação, quando se fixam os parâmetros num exame da TC, resulta numa dose superior para as crianças quando comparadas com adultos [37].

A exposição à radiação é perigoso, pois pode induzir a alterações genéticas e assim aumentar o risco de cancro. Os raios-X (radiação usada na aquisição da TC) são um tipo de radiação ionizante capaz de alterar ionicamente átomos e, portanto, influenciar estruturas moleculares importantes para o correto funcionamento das células [38].

Um ponto relevante neste procedimento é que a TC é efetuada na zona do tórax onde se encontram órgãos principais, ou seja, órgãos fundamentais ao funcionamento do organismo humano. Portanto, qualquer alteração num único órgão pode influenciar o correto

funcionamento dos restantes. Contudo, nem todos os órgãos são influenciados de igual forma. Estudos efetuados revelam que os pulmões, quando expostos a elevadas doses de radiação, são mais sensíveis a riscos oncológicos do que fígado, que por sua vez é mais sensível que a pele e os músculos [37].

Alguns dados comprovam que mesmo usando baixas doses de radiação (como acontece com a TC) podem existir riscos significativos de desenvolvimento de cancro, sendo essencial obedecer às limitações de exposição nas crianças [39]. Estas limitações estão exibidas em protocolos padrão como o ALARA (*as-low-as-reasonably-achievable*) que tem sido o suporte da radiologia, principalmente, para a pediatria [40].

1.2 MOTIVAÇÃO

De acordo com o que foi exposto anteriormente, a prótese torácica (prótese cirúrgica) tem de ser modelada/dobrada de acordo com a morfologia torácica de cada paciente quando se pretende corrigir a malformação do *pectus excavatum*. O ajuste da prótese é realizado per operatoriamente e manualmente seguindo a forma de um molde gerado no próprio ato cirúrgico, o que torna o procedimento moroso, monótono para a equipa cirúrgica e que, muitas vezes, deixa imperfeições na prótese.

Estes problemas foram minimizados recentemente com o desenvolvimento de um sistema para modelação/dobragem automática e personalizada da prótese cirúrgica desenvolvido por Vilaça *et al.* A modelação/dobragem automática é efetuada a partir do estudo pré-operatório dos pacientes e permite a aplicação de uma prótese personalizada com forças uniformemente distribuídas nas zonas de apoio (costelas). Este modelo consegue diminuir o desconforto, o período de adaptação à prótese, bem como o tempo cirúrgico.

O sistema de modelação/dobragem automática da prótese cirúrgica necessita de dados imagiológicos da TC torácica do paciente. A TC torácica é um exame obrigatório utilizado como instrumento de apoio ao diagnóstico e na caracterização exata da deformidade, através do cálculo do índice de severidade do *pectus excavatum* (índice de Haller). Esta caracterização define a necessidade ou não de correção cirúrgica.

Apesar de atualmente a TC torácica constituir um exame obrigatório, é cada vez mais discutida a sua necessidade. Por um lado, porque sujeita o paciente a doses de radiação que podem originar problemas graves como foi referido, e por outro, porque a caracterização da

deformidade baseada no índice de Haller se encontrar, cada vez mais, em desuso. Isto verifica-se, pelo facto da correção cirúrgica, numa grande percentagem dos casos, se realizar unicamente com a finalidade de uma melhoria estética. Como tal, a decisão da realização da correção cirúrgica, passa essencialmente, pelo desejo do paciente em melhorar o seu aspeto físico e é fortemente condicionada pelas implicações psicológicas que esta malformação provoca. Porém, o uso da TC é fundamental para a personalização da prótese, o que deixa a questão se será possível obter com o mesmo grau de precisão a posição das estruturas ósseas com outro tipo de procedimento ou técnica de imagem sem radiação.

Pelas razões enunciadas, prevê-se a curto prazo, que a realização da TC torácica como exame de diagnóstico deixe de ser obrigatório evoluindo para uma solução de modelagem/dobragem da prótese cirúrgica baseada em novos tipos de dados de entrada que não sujeitem o paciente à radiação.

No âmbito desta dissertação pretende avaliar-se a possibilidade de utilizar imagens adquiridas por US, em vez das imagens da TC, de forma a eliminar os inconvenientes anteriormente descritos.

1.3 PRINCIPAIS CONTRIBUIÇÕES

As principais contribuições desta dissertação foram a utilização de algoritmos de processamento de imagem e apresentação de novas metodologias, para determinar a geometria da grade costal a partir de imagens de US.

As tarefas já efetuadas e que permitiram concretizar esta contribuição foram as seguintes:

- Seleção e avaliação do tipo de sonda e da frequência mais adequada para a aquisição do conjunto de imagens de US assentes no plano axial, tendo em conta o sistema de aquisição;
- Desenvolvimento de um algoritmo de processamento de imagem que permite segmentar a estrutura óssea nas imagens de US;
- Desenvolvimento de uma estratégia de registo de imagens não referenciadas recolhidas ao longo do plano axial;
- Desenvolvimento de uma metodologia que permite reconstruir o plano axial usando as informações do registo das imagens recolhidas;

- Avaliação e comparação dos resultados obtidos com imagens da TC (técnica de imagem referência para a modelação da prótese cirúrgica).

Esta dissertação possibilitou a escrita e submissão de 1 artigo aceite para uma conferência internacional de imagem médica com o título:

- “Thoracic wall reconstruction using ultrasound images to model/bend the thoracic prosthesis for correction of *pectus excavatum*”, em *SPIE Medical Imaging 2012*.

1.4 APRESENTAÇÃO DA TESE

O presente capítulo faz uma contextualização do tema da dissertação e uma apresentação das principais contribuições e a estrutura da mesma.

O segundo capítulo descreve os princípios de funcionamento do sistema de aquisição dos US, como também alguns problemas inerentes à sua utilização. É igualmente descrita qual a aparência e características das estruturas anatómicas mais importantes da parede torácica nas imagens de US.

O terceiro capítulo descreve os algoritmos e as técnicas de processamento de imagem utilizados para reconstruir o plano axial e segmentar as estruturas da parede torácica.

No quarto capítulo é descrita a metodologia utilizada neste trabalho para solucionar o objetivo principal, como também algumas otimizações realizadas.

No quinto apresentam-se e discutem-se os resultados obtidos com a metodologia aplicada.

Por fim, no último capítulo são feitas as conclusões finais e apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

IMAGEM MÉDICA POR ULTRASSONS

Os US podem ser usados como imagem de diagnóstico ou para acompanhar uma terapêutica (por exemplo, biópsia). A imagem por US tem alguns fatores que a torna atrativa para os profissionais de saúde, comparativamente com os outros equipamentos. Trata-se de uma tecnologia barata que permite a percepção em tempo real (mais de 100 *frames*/imagens por segundo em alguns equipamentos) e não utiliza radiação ionizante [41]. Devido a estas características é a técnica mais frequentemente usada na medicina [42].

Durante os últimos 50 anos, os US têm sofrido vários desenvolvimentos, sendo possível, hoje em dia, integrá-los com computadores portáteis através de *hardware* miniaturizado, o que permite que sejam usados mais facilmente em qualquer situação [41, 43]. A sua miniaturização também permite baixo consumo de energia, baixo ruído, facilidade no deslocamento e diminuição do peso [44].

2.1 PRINCÍPIOS FÍSICOS DE AQUISIÇÃO

Os US, como fenómeno físico, são geralmente definidos como uma vibração mecânica que se propaga num meio sendo associados aos sons com frequências elevadas, ou seja, acima do limite máximo do ouvido humano que se encontra nos 20kHz. As frequências utilizadas em medicina andam num intervalo entre 500kHz e os 100MHz [43]. Para sistemas de diagnósticos por US as frequências variam entre os 2MHz e os 20MHz, podendo chegar aos 40MHz para

imagem harmónica [45]. Quando aplicadas sobre o corpo humano, estas ondas vão propagar-se à velocidade do som, que é específica para cada meio. Ao viajarem através do corpo, estas ondas vão encontrando diferentes tecidos e devido às mudanças das suas propriedades acústicas vão sofrendo reflexão, refração, difração, dispersão, absorção e atenuação [46]. Depois das interações complexas que ocorrem entre os tecidos e o som, as reflexões nas diversas interfaces retornam para a sonda mais precisamente para os transdutores que anteriormente tinham enviado os sinais acústicos/ondas sonoras. A partir dos sinais refletidos, ou ecos, são recolhidas informações das estruturas, e, no caso desta dissertação, produzidas as imagens em *B-Mode* (*Brightness mode*, imagem 2D construída com base na intensidade do sinal) [41, 43].

A reflexão é provocada pelas mudanças de impedância acústica entre meios (Z), sendo que pode ser definida pela equação seguinte:

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.1)$$

onde, ρ e c correspondem à densidade e à constante da velocidade de propagação da onda sonora no meio, respetivamente. Portanto, durante a sua propagação no corpo humano, as ondas acústicas vão encontrar diferentes meios com diferentes impedâncias acústicas, o que irá levar a diferentes reflexões e transmissões. O Coeficiente de Reflexão de Intensidade (CRI) entre dois meios pode ser calculado a partir da equação 2.2, sendo que o Coeficiente de Transmissão de Intensidade (CTI) simplesmente, por $CTI = 1 - CRI$.

$$CRI = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2.2)$$

Os coeficientes de reflexão e transmissão indicam a quantidade de sinal refletido de volta para a sonda e a quantidade de sinal que continua a propagar-se depois de uma interface entre dois meios, respetivamente.

A refração é influenciada pela diferença da velocidade de propagação do som entre dois meios. Enquanto a dimensão das interferências (ou seja, as estruturas presentes) é maior que o comprimento de onda (λ) do sinal acústico, a reflexão e a refração explicam o comportamento do feixe dos US. Contudo, quando o tamanho é menor a difração e a dispersão tornam-se importantes para perceber os sinais recebidos na sonda [47].

A dispersão e absorção do sinal acústico ocorrem devido às estruturas internas do meio. Enquanto a dispersão está relacionada com estruturas muito inferiores ao λ , a absorção está relacionada com as forças viscosas que transformam energia das ondas (vibração) em calor, seguindo a Lei de *Lambert-Beer-Bouguer* [41, 47].

Em geral, as ondas acústicas sofrem atenuação através da passagem do som pelas diferentes camadas de tecidos, sendo influenciadas pela reflexão, absorção e dispersão do sinal. Tipicamente, a atenuação acústica nos tecidos biológicos está na ordem dos 0.1-1.0 dB.MHz⁻¹.cm⁻¹. Isto quer dizer que uma onda acústica de 1 MHz que atinja 0.5cm de profundidade num tecido (1 cm no total para voltar aos transdutores) é atenuada entre 0.1-1.0dB, ou por outras palavras a sua potência é reduzida entre 1-11%. Contudo, uma onda de 2.25MHz que penetre no abdómen a uma profundidade de 15cm com 0.7 dB.MHz⁻¹.cm⁻¹ de atenuação ficará com a sua potência diminuída em 47.25dB (ou 99.6%). No entanto, os melhores sistemas de US têm boa relação sinal-ruído e capacidade de amplificação acima dos 120dB e assim permitem profundidades razoáveis a frequências na ordem dos Megahertz. Caracteristicamente, as frequências de seleção são 7.5-15MHz para 1-3cm de profundidade e 2.25-3.5MHz para 12-15cm [41].

2.2 CONSTRUÇÃO DA IMAGEM POR US

O princípio de funcionamento de um sistema de US baseia-se na focagem das ondas acústicas num determinado ponto, ao longo de uma dada linha de *scan*, através da soma construtiva das ondas. Esta soma construtiva é conseguida através da aplicação de tensões atrasadas no tempo aos diferentes elementos transdutores da sonda (compostos por cristais piezoelétricos). Assim que todas as ondas refletidas são medidas pelos transdutores, novas ondas acústicas são enviadas para um novo ponto focal, na linha de *scan*. (Figura 2.1) Quando toda essa linha é medida, os transdutores focam-se na linha seguinte, e assim sucessivamente até que toda a região de interesse esteja adquirida [45].

A informação sobre a profundidade é contabilizada através do tempo que uma onda demora a viajar até aos tecidos e a retornar ao transdutor, sendo a origem de cada eco estimada a partir de algoritmos computacionais complexos [42]. O som transmitido pode ser recebido depois de um tempo de espera teoricamente previsto. Para isso é necessário saber a velocidade de propagação no meio, que no caso do corpo humano é em média 1540ms⁻¹, o que nem sempre

se revela preciso, devido às variações de propagação do som nos tecidos. Um exemplo deste problema é o caso da ecografia abdominal que pode apresentar discrepâncias devido às transições entre camadas de tecido gordo, músculos e órgãos abdominais [41].

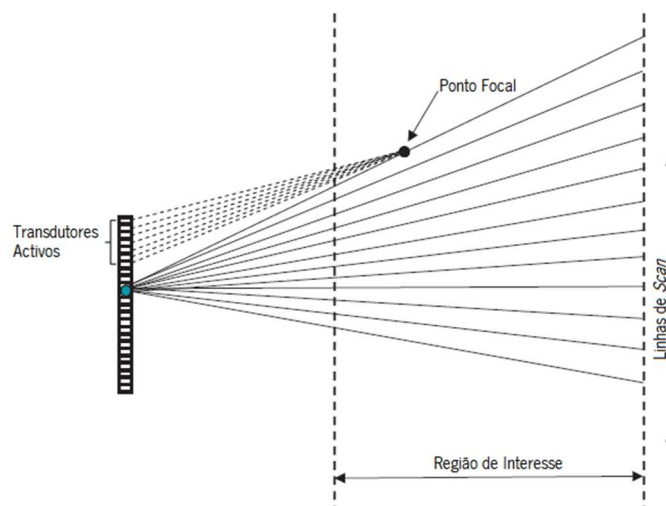


Figura 2.1 – Representação da focalização das ondas acústicas num sistema de US. Imagem adaptada de: [45].

A amplitude das ondas refletidas forma a base da imagem por US na localização do ponto focal. Os picos do sinal recebido são detetados através da detecção do envelope do sinal de radiofrequência (RF) e depois uma compressão logarítmica é usada para reduzir a gama dinâmica dos sinais recebidos para um eficiente *display* da imagem em níveis de cor.

2.3 SONOGRAFIA DA PAREDE TORÁCICA

2.3.1 SELEÇÃO DA SONDA

Geralmente, um exame de US realizado ao tórax é efetuado com sondas lineares, devido à região de interesse (grade costal) se situar perto da sonda [48-51]. Geralmente, os valores das frequências variam entre 5MHz a 12MHz, valores típicos para imagem de US para pequenas regiões [52].

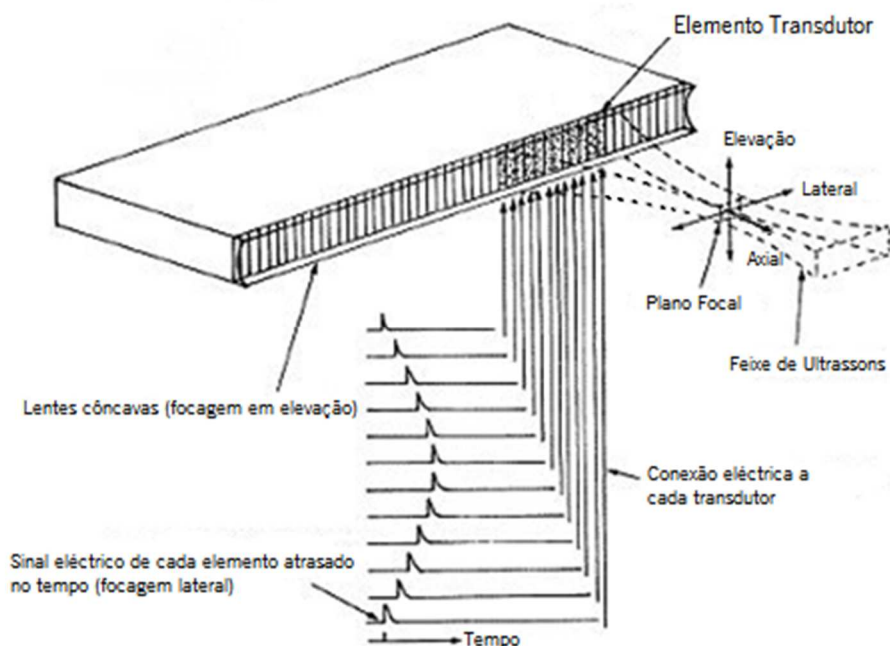


Figura 2.2 – Sonda linear, vários componentes e o princípio de focagem. Imagem adaptada de: [53]

As sondas lineares (Figura 2.2) são geralmente compostas por 512 transdutores ou mais, estando espaçados consoante o tamanho da sonda e o número de elementos transdutores. Subgrupos adjacentes de elementos são estimulados em conjunto para formar um feixe de US focado num determinado local. Normalmente, 8 a 16 elementos transdutores são usados dependendo da profundidade pretendida ou zona de Fresnel (varia de acordo a^2/λ , onde a corresponde a metade comprimento do grupo de elementos transdutores e λ corresponde ao comprimento de onda do sinal) [47, 53]. A estimulação dos vários elementos é atrasada no tempo e permite determinar a profundidade do foco do feixe, podendo ser alterado durante o *scan* (o uso de mais elementos permite focar zonas mais profundas). O mesmo processo de atraso é aplicado à receção dos sinais. É desta forma que é possível gerar uma linha da imagem em tempo real. As restantes são formadas através do mesmo processo, apenas existindo uma pequena deslocação dos elementos transdutores que formam os feixes seguintes.

Assim, e com o auxílio de lentes côncavas, produzem-se imagens retangulares que representam as estruturas internas. Todos os transdutores podem ser estimulados para formar uma imagem podendo atingir as 100 *frames* por segundo (fps), como foi referido anteriormente [47].

2.3.2 ULTRASSONS NO TÓRAX

Como foi referido anteriormente, as imagens por US são criadas através da transmissão e passagem das ondas sonoras pelo corpo humano e, posteriormente pelo processamento dos ecos recebidos e igualmente dispersos que foram emitidos pelo feixe de US. Quando a onda viaja num meio homogéneo esta propaga-se de forma constante. Contudo, altera-se quando existe uma transição entre dois meios ou quando as estruturas internas do meio influenciam o feixe, podendo ocorrer os fenómenos físicos mencionados anteriormente (em 2.1).

Ao contrário do que acontece em diferentes zonas do corpo humano (ex. abdómen), no tórax é frequente encontrar-se mais artefactos devido às estruturas que o compõem, pulmões (ar) e os ossos. Por isso, é relevante dar alguma importância a estas estruturas.

O ar é um forte refletor de US estando dependente da estrutura da superfície, da diferença de impedância e do volume de gás na superfície. O fenómeno mais comum é que cerca de 99% da onda de US é refletida na superfície entre o tecido e o ar, ou seja, o pulmão. Por isso, não é possível visualizar com maior clareza estruturas no interior deste. Apenas é possível obter alguma informação quando existem alterações da estrutura da superfície e quando existem características físicas específicas que permitem adquirir imagens do parênquima (por exemplo, a ausência de ar devido a processos inflamatórios ou a processos tumorais, atelectasia, etc.) [46].

No osso existe absorção da energia do US, ou seja, os ecos na direção axial do feixe são extintos. Quando as ondas de US batem no osso com os ângulos corretos, estas podem causar fortes reflexões e reverberações da superfície do osso [46]. Portanto, os ossos apenas são visíveis na superfície devido à reflexão parcial e apresenta uma sombra debaixo da superfície devido à absorção das ondas. Logo, os tecidos abaixo do osso não podem ser vistos [48]. Este aspeto será de extrema importância para o algoritmo de segmentação do osso apresentado no capítulo IV.

2.3.3 ARTEFACTOS E A ULTRASSONOGRRAFIA

Os artefactos são inerentes à ultrassonografia e surgem devido aos princípios físicos de aquisição desta técnica. Os artefactos são um produto artificial da aquisição, o que torna muito difícil obter imagens com qualidade. Porém, no caso do tórax deve-se muito às características anatómicas da região.

O problema dos artefactos prende-se com o facto de modificar estruturas, tendo efeitos na apresentação da informação final. Essas mudanças podem ocorrer no tamanho, posição, forma

e ecogenicidade o que leva a incorreções, falta e por vezes ao excesso de informação da região em observação [46].

No entanto, os artefactos podem ter um papel muito importante no diagnóstico, pois estão associados a determinadas patologias. Contudo, a ausência de alguns artefactos em alguns casos aumentaria a quantidade de informação.

2.3.4 ARTEFACTOS DAS IMAGENS *B-MODE*

Por artefacto acústico podemos definir qualquer alteração da imagem ecográfica que não corresponde a uma correta representação da zona adquirida [54]. A sua ocorrência é devido à visualização de ecos que retornam ao transdutor de forma errada ou simplesmente à ausência do seu retorno [55].

Vários são os fatores que influenciam o aparecimento de artefactos nas imagens estando mais frequentemente relacionados com a interação física dos US com os tecidos. Os artefactos podem ser divididos em diferentes grupos, neste caso serão divididos em dois grupos: propagação e atenuação.

2.3.4.1 ARTEFACTOS: GRUPO DE PROPAGAÇÃO

Resolução Axial

A resolução axial representa a distância mínima capaz de distinguir objetos posicionados axialmente, sendo que está relacionada com o comprimento da onda do pulso [56]. Logo, consoante a frequência central da sonda teremos variações na resolução axial da imagem devido às variações do pulso e da forma como a onda viaja no meio (Figura 2.3). Uma aproximação a esta resolução, que se encontra próxima da real, resulta na divisão do comprimento de onda do pulso por 2 [47]. O fator de qualidade (Q) do transdutor terá um papel fundamental na resolução axial do sistema. Os sistemas tem demonstrado que quanto maior for a frequência maior será a resolução axial, contudo a profundidade que o feixe atinge é menor e vice-versa.

Resolução Lateral

A resolução lateral representa a distância mínima capaz de distinguir objetos posicionados lateralmente. A resolução lateral pode ser aproximada à largura do feixe no plano de *scan*. A forma do feixe depende do tipo de sonda utilizada, da intensidade dos pulsos do US e das

propriedades do tecido [56]. A largura do feixe é função da distância axial e tem um mínimo de área de secção transversal no ponto focal (Figura 2.3).

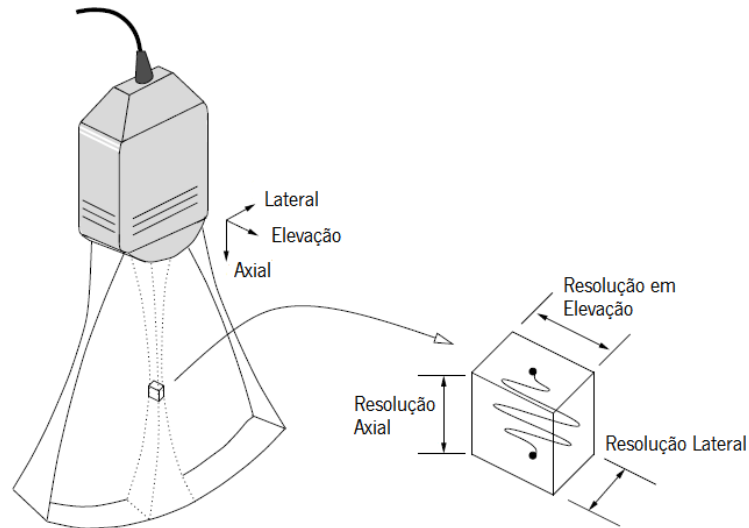


Figura 2.3 – Resolução espacial de um sistema de US. Imagem adaptada de: [56].

A resolução lateral é aumentada pela focagem dos sinais [47]. Técnicas avançadas e sondas de frequências elevadas produzem resoluções laterais maiores. Nas sondas lineares foi demonstrado que é possível calcular a resolução lateral através do comprimento do foco (F), o comprimento de onda (λ), e raio da abertura (a) [57]:

$$resolução\ lateral = \frac{F \cdot \lambda}{a} \quad (2.3)$$

Resolução em Elevação

A resolução é igualmente limitada na direção da elevação por causa da espessura do feixe. Assim, artefactos são introduzidos no *scan* da imagem por objetos que estão fora do seu plano, mas continuam no caminho do feixe (Figura 2.4).

A largura do feixe em elevação varia com o tipo de sonda, a profundidade da imagem e as propriedades dos materiais [56]. Normalmente, este tipo de resolução é obtido através do uso de lentes fixas (Figura 2.2).

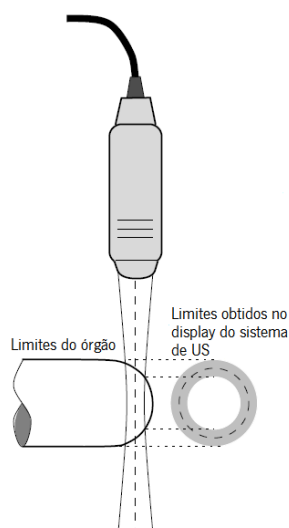


Figura 2.4 – Artefacto originado pela espessura do feixe definido pela resolução em elevação do sistema. Imagem adaptada de: [56]

Ruído Speckle

Speckle é a aparência granulada presente na imagem de US. É uma característica da imagem produzida pela interferência construtiva e destrutiva dos ecos das ondas dispersas a partir de estruturas mais pequenas do que o comprimento de onda da onda de US (definidos em inglês como *scatterers*) [43]. Trata-se de uma característica inerente aos sistemas coerentes de imagem (como os US) e a sua influência depende da fase relativa dos ecos (Figura 2.5). Assim, o *speckle* é também conhecido como “artefacto de interferência coerente” [58].

Isto causa diferenças nos níveis de cinzento das imagens, os quais não correspondem às estruturas reais diminuindo a intensidade nos limites entre meios com diferentes impedâncias acústicas, o que reduz a qualidade de imagem [45, 58, 59]. O sinal RF recebido pelo transdutor é usado para construir a imagem, portanto se o sinal é afetado pela interferência construtiva, o envelope do sinal será elevado, se não será baixo [60]. O impacto dos padrões de *speckle* anteriores leva ao aparecimento de regiões alternadas de elevada e baixa intensidade na imagem *B-mode* (Figura 2.5). O *speckle* não está necessariamente relacionado com uma estrutura de um tecido em particular, mas é essencialmente um artefacto determinístico. Isto significa que dois sinais ou duas imagens, adquiridas exatamente sobre as mesmas circunstâncias, irão criar exatamente o mesmo *speckle* [58].

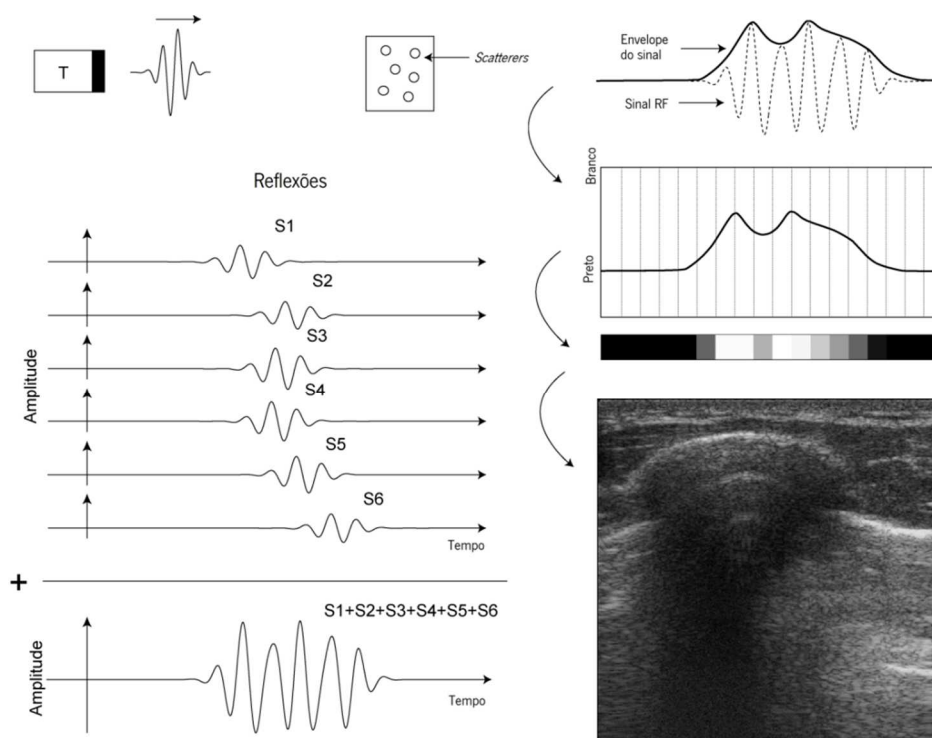


Figura 2.5 – Imagem ilustrativa para o aparecimento do ruído *speckle* na imagem de US. Imagem adaptada de: [60].

Reverberação acústica (Ecos repetitivos)

A reverberação acústica é a produção de falsos ecos devido à presença de duas ou mais superfícies refletoras no percurso de propagação dos US [56]. Isto surge quando os ecos de elevada intensidade ao retornarem à sonda são refletidos novamente por meios com impedâncias acústicas muito díspares, voltando a propagar-se. As ondas ficam como “presas” entre duas superfícies durante mais tempo. Isto deve-se à constituição dos meios das interfaces refletoras (por exemplo, tecido e ar). Como o sinal elétrico é processado partindo do pressuposto que é feito um único trajeto, o dobro da distância é calculada devido ao desfasamento entre os tempos.

As reverberações apresentam três propriedades: equidistantes; diminuem gradualmente de intensidade; e são paralelas à interface refletora [61]. O número de linhas ecogénicas representa as várias reflexões dos US detetadas pelo sistema, sendo que superfícies refletoras mais profundas aparecem mais fracas e mais escuras.

As reverberações podem ser internas ou externas. As reverberações externas aparecem entre duas interfaces na qual a primeira superfície refletora é geralmente a interface sonda/pele (Figura 2.6) e a segunda, uma interface altamente refletora ou localizada muito próxima da

primeira. As reverberações internas originam-se entre duas superfícies refletoras internas, sendo nestes casos os ossos e os gases as principais interfaces [61].

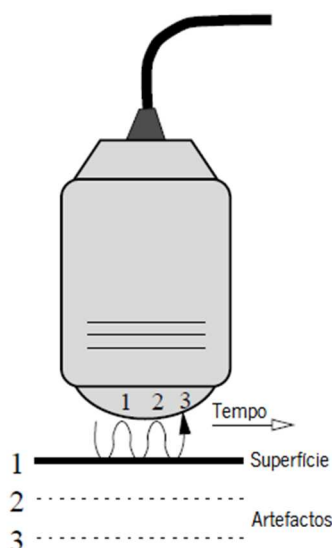


Figura 2.6 – Artefacto de reverberação. Imagem adaptada de: [56].

Este tipo de artefacto não ocorre somente em zonas estacionárias, podem aparecer igualmente em zonas que se movem sendo que as reverberações irão acompanhar esse movimento.

Este artefacto é comum quando existe um contacto insuficiente entre a sonda linear e o tórax, ou seja, parte da sonda deixa de estar em contacto com a superfície do corpo. Isto origina uma interface sonda/ar, o que leva a que a reverberação aconteça na membrana da sonda. Outro fator que influencia o aparecimento deste artefacto são pequenas fissuras nas fraturas das costelas [46].

Refração

A refração acontece devido à alteração das propriedades físicas dos meios que influenciam a velocidade de propagação da onda, alterando os índices de refração [47].

A refração altera a direção do feixe e transmite uma noção errada da posição das estruturas na imagem. Os objetos encontram-se localizados na posição errada na imagem porque o percurso do feixe é diferente do considerado pelo sistema de aquisição.

Múltiplas reflexões e Imagem em Espelho

A posição errada de um objeto pode também ser adquirida quando existe uma diferença no comprimento do percurso do feixe incidente. Isto pode ocorrer devido às múltiplas reflexões entre interfaces [56]. O processamento das ondas é realizado tendo em conta que a trajetória é retilínea, ou seja, não sofreu elevadas alterações. Com o aumento do tempo percorrido devido às múltiplas reflexões, esta imagem surge distalmente à interface acústica e a uma distância igual à existente entre esta e a estrutura alvo.

Um artefacto comum a este fenómeno é a imagem em espelho. Este é causado pela reflexão das ondas de US numa interface altamente refletora (dependente do ângulo de incidência do feixe) e com alguma curvatura (por exemplo, diafragma) [61].

Nas imagens em espelho os ecos da superfície espelhada são mais fracos e de alguma forma tornam as imagens mais desfocadas e distorcidas. Isto deve-se ao efeito do enfraquecimento do feixe de US quando estes passam através dos tecidos [46].

Lóbulos laterais (Side Lobes)

Um feixe de US não se encontra somente concentrado no feixe principal. Existe sempre alguma energia dispersa pelos lóbulos laterais originados pela interferência. Logo, lóbulos laterais com uma intensidade suficiente produzem ecos fora do feixe principal (Figura 2.7). Portanto, este artefacto surge devido ao deslocamento dos ecos de elevada intensidade do feixe lateral para o feixe central dos US. Como os ecos dispersos provenientes dos lóbulos laterais são captados como provenientes do feixe principal, isto irá originar falsos ecos [57].

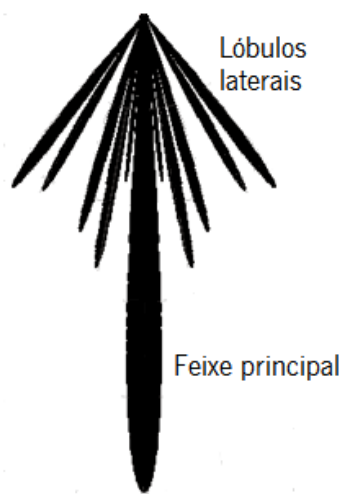


Figura 2.7 – Lóbulos laterais provenientes da construção do feixe.

Os *grating lobes* são os lóbulos produzidos pelo *array* de transdutores da sonda [47]. Quando o número de elementos no *array* aumenta e as lacunas entre os elementos diminuem, o tamanho dos lóbulos diminui. Os lóbulos também mudam de forma quando o feixe é dirigido em diferentes direções. Apesar de se fazer uma transmissão e uma receção ponderada o que reduz os *grating lobes*, o que faz aumentar a largura do feixe principal, os lóbulos laterais fora do feixe principal estão presentes com algum grau em todos os sistemas de US [56].

Assim, os lóbulos laterais irão mover-se, tal como aumentar e diminuir em intensidade, em paralelo com a fonte do eco [57].

Tempo de percurso e propagação entre meios diferentes

A propagação dos US em diferentes meios corresponde a diferentes velocidades de propagação. Nos sistemas de US é usada a velocidade média de 1540m.s^{-1} para o processamento da imagem [42]. No entanto, se a velocidade diferir deste valor no meio, existe um tempo de propagação diferente entre a sonda e o alvo. Isto pode causar um problema nas medições de distâncias (Figura 2.8). O fenómeno pode ser influenciado também pela mudança de temperatura, pois altera as propriedades físicas dos tecidos.

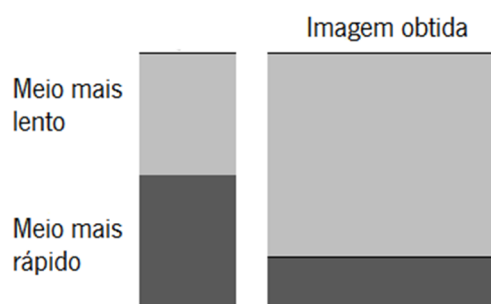


Figura 2.8 – Artefacto que ocorre devido ao uso de uma velocidade de propagação média quando na realidade existem diferentes velocidades para os diferentes meios.

No tórax pode ocorrer a distorção da superfície do pulmão dorsalmente à cartilagem da costela. Como foi referido, este fenómeno é o resultado das diferentes taxas de propagação das ondas de US, as cartilagens das costelas são sensivelmente mais rápidas do que nos tecidos moles adjacentes [46]. Isto pode produzir imagens com estruturas com dimensões diferentes relativamente ao real.

2.3.4.2 ARTEFACTOS: GRUPO DE ATENUAÇÃO

Sombra acústica

A sombra acústica ocorre quando os pulsos de US são altamente atenuados abaixo das superfícies que refletem ou atenuam os pulsos, como por exemplo, o pulmão e o osso. Portanto, esta é originada pela redução ou bloqueio total da transmissão dos feixes acústicos [62].

Os ossos e outras estruturas mineralizadas formam uma sombra acústica devido à reflexão de 20% a 30% das ondas de US na superfície destas estruturas, sendo que as restantes ondas são absorvidas. Isto origina uma sombra bem definida abaixo da superfície (ver figura 2.9) [61].

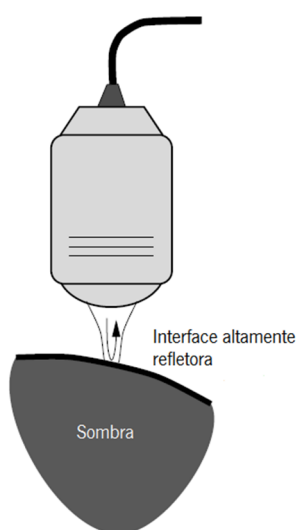


Figura 2.9 – Sombra acústica. Imagem adaptada de: [56].

A sombra acústica é um dos artefactos mais comuns em toda a zona do tórax, limitando muito o acesso à informação que se encontra abaixo das estruturas ósseas dorsais (costelas, esterno, etc.) [46].

Sombra lateral

Geralmente conhecida por sombra lateral pode ocorrer a nível distal nas margens de estruturas redondas ou ovais, cheias de líquidos [46].

Este artefacto advém da interação dos US com as interfaces curvas dessas estruturas. Parte dos US é refletida para os tecidos adjacentes, enquanto a restante sofre refração e desta forma impossibilitam que regressem à sonda. Os US refletidos não retornam à sonda devido ao facto da interface acústica não ser perpendicular à superfície de incidência destes. Este artefacto pode

originar dois tipos de refração: a refração convergente, na qual a direção dos US sofre uma mudança de direção para o lado interno da estrutura; ou divergente, originada, neste caso, por uma mudança de direção para o lado externo [61].

Reforço acústico posterior (Realce dos ecos distais às estruturas hipoecóicas)

Este fenómeno de aumento do brilho nas áreas distais não é devido ao realce dos ecos, mas ao menor enfraquecimento das ondas de US nas zonas hipoecóicas que se encontram mais próximas da sonda [46]. Portanto, trata-se do fenómeno oposto à sombra. Esta hiperecogenicidade ocorre porque os US de maior intensidade atingem as zonas distais. Como estas ondas de US se propagam por meios de menor atenuação do que as ondas de US que se propagaram nos tecidos adjacentes situados à mesma profundidade, logo as primeiras tornam-se mais intensas [61]. Isto leva a que as partes distais apareçam mais brilhantes (com ecos mais fortes) do que nas áreas envolventes, as quais têm ecos mais fracos.

No tórax, isto é encontrado na presença de grandes quantidades de fluídos no espaço pleural ou nos processos periféricos pulmonares hipoecóicos [46].

Ruído Eletrónico

O ruído eletrónico é inevitável sendo introduzido durante o processamento dos pulsos dos ecos. Normalmente, o processo envolve amplificação, demodulação e compressão dos sinais antes da conversão digital. O ruído eletrónico domina a baixas intensidades e limita a máxima profundidade possível da imagem [56].

2.3.5 TECIDOS DA PAREDE TORÁCICA NA IMAGEM

Do ponto de vista do examinador, a parede torácica apresenta vários tipos de tecido, como osso, cartilagem, tecido muscular e tecido conjuntivo. Os vasos sanguíneos e nervos também estão presentes mas têm menos importância.

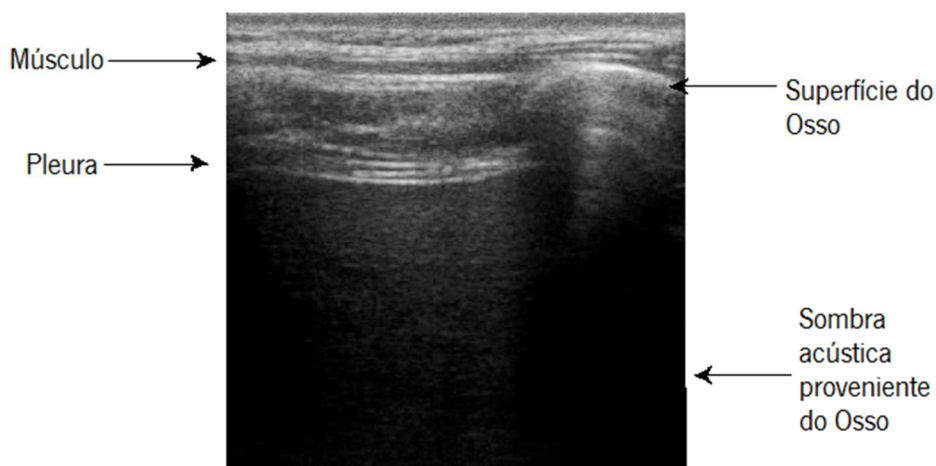


Figura 2.10 – Imagem de US *in vivo* do tórax identificando várias estruturas anatómicas.

2.3.5.1 OSSOS

Como foi dito anteriormente, os ossos são visíveis apenas na superfície devido à reflexão das ondas dos US na superfície do osso. Uma sombra acústica pode ser visualizada abaixo da superfície refletora devido à reflexão das ondas e também devido à absorção das restantes. Logo, os tecidos abaixo não podem ser visualizados (Figura 2.10). A influência e o aspeto dos ossos na imagem serão discutidos mais aprofundadamente em 2.3.6.

2.3.5.2 CARTILAGEM

A cartilagem hialina pode ser penetrada por ondas acústicas, pois a sua densidade é aproximadamente igual à dos tecidos moles sendo a sua consistência muito homogênea. É possível uma boa visualização de estruturas mais profundas a esta, sendo diferente do osso [48].

A cartilagem fibrosa apresenta um nível de eco moderado mas homogêneo, devido à sua consistência fibrosa [46].

2.3.5.3 TECIDO MUSCULAR E TECIDO CONJUNTIVO

A parede torácica contém tecido muscular que consiste em fibras alinhadas (Figura 2.10). A elevada percentagem de líquido leva a que haja um nível baixo de reflexões. Tendo em conta isto e o ângulo de incidência do feixe acústico, o tecido muscular tem baixa ecogenicidade, mas tipicamente um padrão fibroso [48].

O tecido conjuntivo existe em várias espessuras e com qualidades muito diversificadas podendo conter quantidades de gordura, líquido e fibras. Relativamente à imagem, será diferente e não segue nenhuma regra [46, 48].

2.3.6 COSTELAS/OSSOS E A SUA RESPOSTA NAS IMAGENS *B-MODE*

Um estudo exaustivo da interação do osso com os US foi realizado por Jain e Taylor [63]. Neste estudo tentou perceber-se como é possível definir a superfície do osso na imagem devido às dificuldades resultantes das propriedades de aquisição dos US. Algumas superfícies dos ossos chegam a atingir 4mm de espessura, pois este apresenta características especulares.

Foram realizados alguns ensaios *in vitro* com diferentes marcadores colados à superfície do osso pélvico para testar a resposta a um sistema com elevada resolução. Estes basearam-se no facto de que a partir das dimensões físicas dos marcadores é possível estimar a posição da superfície do osso.

Eles verificaram que existe uma relação entre a espessura do marcador e a distância entre a primeira resposta do marcador e a resposta da superfície do osso.

No estudo foi descoberto que a espessura do marcador na imagem estava dependente da forma da superfície, ou seja, para superfícies mais circulares a espessura manteve-se na ordem dos 0.6mm, para superfícies planas a espessura variou entre 0.6 a 1.5mm enquanto para o osso variou entre 1.0 a 1.8mm. É necessário, ter em conta, que os sinais são ampliados pelo sistema de US e que o envelope do sinal produz uma resposta da superfície do osso, em geral, de cerca de 1.5mm para o sistema de aquisição por eles usado. Portanto, as medições indicam que *Point Spread Function* (PSF) tem uma espessura de cerca de 0.6mm e a *Line Spread Function* (LSF) de 1.5mm. De acordo com alguns cálculos efetuados a resposta teórica do PSF esperado era de 0.66mm, ou seja, é semelhante ao experimental.

Pensa-se que é mais provável que a superfície do osso se encontre mais próxima da superfície da resposta. Devido às observações foi possível verificar que independentemente do marcador utilizado, a distância entre a resposta inicial do osso e do marcador é igual à espessura do marcador. Por isso, foi proposto que a resposta do osso poderia estar nos primeiros 0.6mm devido à resposta mínima obtida com os vários marcadores.

É preciso ter em conta, que a resposta obtida a partir do feixe de US é uma resposta 3D e não um plano como é assumido na imagem. Portanto, várias reflexões estarão presentes na formação da imagem.

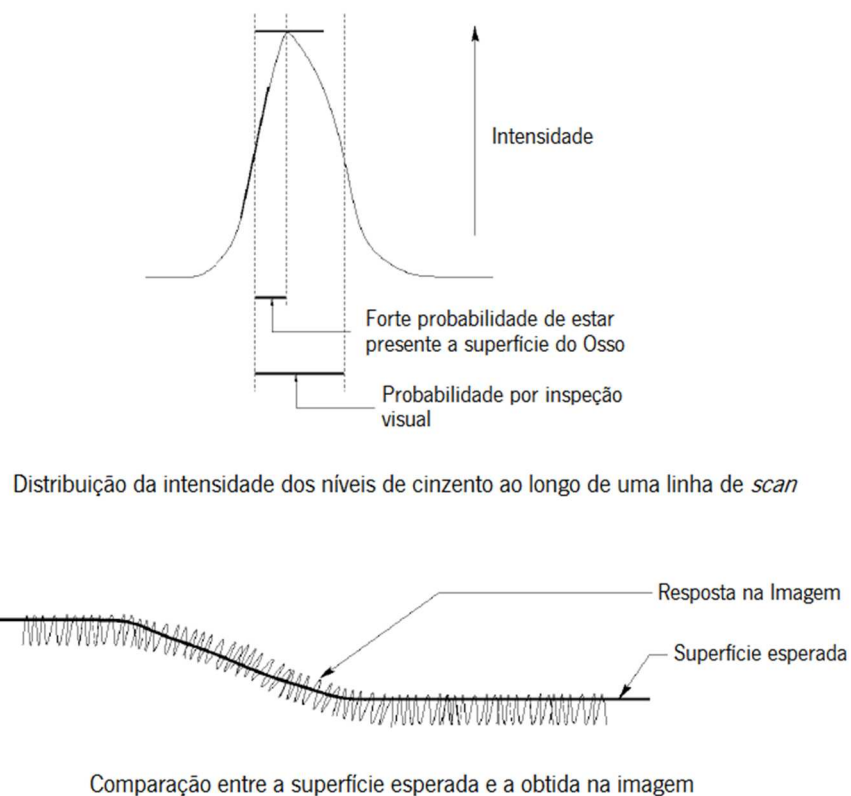


Figura 2.11 – Distribuição probabilística da intensidade do osso ao longo de uma linha de *scan* e a resposta típica da superfície do osso numa imagem de US, tendo em conta a sua posição relativamente à sonda. Superfícies não perpendiculares à sonda apresentam maior dispersão. Imagem adaptada de: [63].

Assim, tendo um perfil de intensidades é esperado que a superfície do osso tenha uma forte probabilidade de se encontrar entre o ponto de maior gradiente e a maior intensidade (Figura 2.11). O gradiente máximo significa a resistência máxima a ser oferecida pela energia incidente, enquanto a intensidade máxima significa a máxima energia a ser refletida. Esta região mantém a mesma probabilidade de conter a superfície do osso. A superfície atual é próxima a estes dois pontos e não pode ser localizada com certeza na imagem. O conhecimento da geometria 3D e a sua relação com a orientação da imagem (*slice*) é necessário para fazer qualquer inferência mais precisa. Sem recorrer a esta informação seria impreciso tentar segmentar a superfície do osso definitivamente. Qualquer algoritmo que o faça está a inserir um erro por falta de informação. No entanto, tudo dependerá da aplicação final. Para evitar este problema podem ser adquiridas diversas imagens com orientações diferentes. Deste modo obtêm-se dados consistentes e ao mesmo tempo eliminamos alguns artefactos.

2.4 SÍNTESE DO CAPÍTULO

Este capítulo permitiu introduzir alguns conceitos, ter um conhecimento mais aprofundado e conhecer alguns problemas da técnica de imagem por US.

O conhecimento de como a imagem é construída é fundamental para: perceber o funcionamento dos equipamentos de modo a tirar o máximo proveito das suas características; perceber as limitações da técnica; e a definir as etapas que se devem seguir para fazer uma aquisição correta de imagens, de modo a introduzir o mínimo de erros e artefactos.

Uma das etapas desta dissertação, segmentar a estrutura óssea, será uma tarefa complicada, visto que a sua estrutura na imagem não é tão uniforme como por exemplo na TC. Por vezes, podem ter um aspeto parecido aos músculos intercostais. A resposta do osso pode apresentar algumas variações tendo em conta a orientação do feixe, o que pode influenciar a perceção da sua posição na imagem e a perceção real da sua superfície.

Pelo que se concluiu que vários fatores terão de ser tidos em conta para minimizar ao máximo os vários erros que podem surgir na formação da imagem de US. Porém é possível usufruir de alguns artefactos para captar mais facilmente algumas estruturas, por exemplo, o osso é sempre precedido a nível distal por uma sombra. Isto pode auxiliar o seu realce na imagem, como será visto no capítulo IV.

CAPÍTULO III

TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM – REALCE, REGISTO E SEGMENTAÇÃO

O processamento digital de imagem tem permitido um uso mais eficaz e eficiente das imagens médicas adquiridas, a partir dos diversos equipamentos de imagiologia, sendo um campo de estudo muito vasto. Isto comprova-se através do desenvolvimento de diversas ferramentas ao longo dos tempos para melhorar a capacidade de obter informação mais relevante dessas imagens.

O processamento digital de imagens abrange diferentes técnicas onde podemos mencionar: realce, segmentação, quantificação, registo, visualização, compressão, arquivo e comunicação [64]. Todas elas apresentam diversos métodos/algoritmos, tendo cada um deles aplicações diferentes consoante o objetivo final pretendido. Estes métodos têm sido estudados ao longo dos anos sendo fundamentados matematicamente e testados em diversas aplicações.

Neste capítulo serão apresentadas as técnicas de processamento de imagem utilizadas para abordar o objetivo principal desta dissertação, obter a informação da grade costal através de US. Serão, igualmente, mencionados alguns conceitos como, também, trabalhos já realizados por outros autores nas diversas técnicas. O foco incidirá sobre os trabalhos realizados em US. A esquematização de como foram usados será apresentada no capítulo IV.

3.1 REALCE DE IMAGENS DE US

Devido às limitações técnicas dos sistemas de aquisição de imagens é natural que associados a estes estejam ruído e outros artefactos (já referidos anteriormente no capítulo II). O realce da imagem pode ser alcançado através de filtragem digital.

Um filtro digital não é mais do que um sistema que aplica operações matemáticas a um sinal discretizado para reduzir ou enaltecer aspetos do mesmo, neste caso uma imagem digital. Um dos artefactos que pode ser reduzido digitalmente é o ruído *speckle*. Este tem vindo a ser estudado ao longo dos tempos com o intuito de melhorar a informação obtida e a qualidade das imagens.

3.1.1 TÉCNICAS PARA A REDUÇÃO DO RUÍDO *SPECKLE*

Apesar de se estar a destacar somente o processamento digital da imagem após aquisição, é importante referir que existem algumas técnicas de pré-processamento. Estas baseiam-se na aquisição de múltiplas imagens com variações de parâmetros (frequência e ângulo de incidência) para diminuir a influência dos padrões de *speckle* através da média das imagens. Esta técnica é conhecida por “Processamento Incoerente” [65].

As técnicas de processamento digital envolvem o uso de várias técnicas de filtragem. A filtragem linear permite suavizar a imagem espacialmente dando um efeito turvo. Enquanto, a filtragem adaptativa baseia-se na análise da estatística local ou nos coeficientes espectrais sendo um boa opção na preservação dos limites e nas pequenas características com o tamanho do *speckle*. Os filtros morfológicos (não lineares) também apresentam características interessantes para remoção do *speckle*, usando operações como *opening*, *closing*, *top hat*, *bottom hat*, etc. [66]. A filtragem por difusão anisotrópica é outra opção e caracteriza-se por suavizar as regiões sem danificar os seus limites. A transformada *Wavelet* foi igualmente estudada para redução do ruído *speckle* devido às suas componentes de alta-frequência aparecerem nos coeficientes da transformada [65, 67].

Vários foram os estudos feitos ao longo dos anos sendo que diferentes técnicas têm sido apresentadas para a redução do *speckle*. Em [68], os autores realizaram aquisições de imagens com diferentes direções fazendo uma média dessas aquisições, ou seja, realizaram um processamento incoerente para reduzir o *speckle* em imagens de US.

Em 1990, os autores de [69] estudaram vários filtros adaptativos que já tinham sido desenvolvidos até ao momento. Foi provado que tinham um campo limitado de operações, o que levou à tentativa de algumas alterações nos filtros existentes, mas sem grandes resultados. No mesmo ano, Perona e Malik desenvolveram a filtragem por difusão anisotrópica com base na teoria de espaço-escala e deteção de limites [70].

No ano seguinte, em [71] foi proposto pelos autores diferentes técnicas de filtragem para a remoção do *speckle*. Na sua discussão concluíram que a tecnologia de processamento de sinal baseada no conhecimento da fase apresenta algumas vantagens, como por exemplo uma performance robusta ao ruído.

Em 1993, Steen e Olstad exploraram a aplicação de técnicas de filtragem não linear na renderização do volume de imagens médicas por US [72]. Já em 1995, os autores de [73] apresentaram uma nova adaptação do filtro mediana para o problema da preservação dos limites e nesse mesmo ano, Karaman *et al.* propuseram uma técnica de suavização adaptativa para reduzir o *speckle* em imagens de US [74].

Em 2000, Wachowiak *et al.* utilizaram um procedimento baseado em redes neuronais para classificar e estimar os parâmetros estatísticos do ruído de *speckle* encontrado nas imagens médicas de US [75]. Chinrungrueng *et al.* em 2001 desenvolveram uma ampliação do filtro Savitzky-Golay para 2D para redução de *speckle* com preservação de limites na imagem [76]. Também em 2001, Achim *et al.* apresentaram um método para a remoção do *speckle* em imagens médicas, estes basearam-se na decomposição multi-escala das imagens através da transformada *Wavelet*. As sub-bandas da imagem são modeladas tendo em conta as suas características estatísticas não-gaussianas e através de um estimador Bayesiano tira-se partido das suas estatísticas [77].

Em 2003, Acton generalizou o algoritmo de difusão anisotrópica 2D para redução do *speckle* em imagens de US para obter um algoritmo capaz de realçar dados volumétricos [78]. Nesse mesmo ano, os autores de [79] propuseram um método robusto no domínio *wavelet* para filtragem de imagens médicas.

Em 2005, Acton propôs uma nova abordagem baseada em equações de diferenças parciais, tendo em conta a combinação do método de redução de *speckle* através de difusão anisotrópica com o mecanismo de deconvolução [80]. Igualmente em 2005, Yue *et al.* introduziram um novo método de difusão *wavelet* não-linear em multi-escala para realce dos limites e redução do

speckle [81] e já em 2006 apresentou novas alterações [82]. Igualmente em 2006, Tay *et al.* apresentaram um novo método de filtragem conduzido estocasticamente [83].

Em 2007 surgiram mais dois estudos, um deles baseava-se na remoção do *speckle* através da filtragem por difusão não-linear de imagens de US [84], enquanto o outro propôs um novo método que usa um conjunto de filtros diretivos 2D, baseados em funções de Gabor modificadas [85].

Em 2009, Thangavel *et al.* realizaram um estudo comparativo com vários filtros para a redução de *speckle*, concluindo que o *M3-filter* (máximo obtido entre o filtro mediana com o filtro média) apresenta melhores resultados relativamente aos restantes testados [86]. Também em 2009, os autores de [67] apresentaram um esquema de *threshold* baseado em *wavelets* através de variância pesada. Quando comparada com outras técnicas esta apresenta resultados significativamente melhores.

Em 2010, Jeyalakshmi e Ramar apresentaram outro método que utiliza operações morfológicas. Este baseia-se no algoritmo “*Morphological Image Cleaning*” feito por Richard Alan Peters II [66].

Apesar dos vários algoritmos existentes na literatura apresentarem propostas para a reduzir o efeito do *speckle*, apenas alguns filtros foram testados para melhorar as características da imagem antes do registo. A seleção partiu do estudo realizado em [65], neste trabalho foram testados filtros adaptativos e filtros por difusão anisotrópica. O autor chegou à conclusão que para imagens de US, os filtros por difusão anisotrópica têm melhores resultados. Contudo, nesta dissertação serão testados, novamente, os filtros adaptativos pois as imagens testadas em [65] apresentam características diferentes. Também, nesta dissertação são apresentadas duas vertentes de filtragem anisotrópica, uma mais específica na redução do *speckle* e outra mais genérica, porém com outras potencialidades.

3.1.1.1 FILTROS ADAPTATIVOS PARA REDUÇÃO DO *SPECKLE*

Um filtro adaptativo é um filtro que se move numa janela e calcula a informação estatística dos *pixels* na escala de cinzentos, como a média e variância local. O valor final do *pixel* central obtido pelo filtro está dependente da informação estatística calculada. Filtros como Frost, Lee e Kuan são exemplos de filtros adaptativos. Este tipo de filtros pode ser caracterizado em três passos: cálculo das estatísticas locais; procedimento de crescimento da região e aplicação do operador de suavização [65].

Frost

O filtro de Frost é um filtro adaptativo que convolve os valores dos *pixels* dentro de uma janela fixa assumindo um impulso com distribuição exponencial negativa que incorpora as estatísticas locais [87]. A função do filtro $m(p)$ (onde $p = (x, y)$ representa as coordenadas do *pixel*) após várias simplificações pode ser representada pela seguinte equação:

$$m(p) = e^{-K C_I^2(p_0) |p|} \quad C_I(p) = \frac{\sigma_I(p)}{\bar{I}(p)} \quad (3.1)$$

onde K é a constante de amortecimento do filtro, p_0 representa o pixel a ser filtrado, $|p|$ a distância medida a partir do pixel p_0 e $C_I(p)$ indica os coeficientes de variação de acordo com a imagem $I(p)$ tendo em conta as suas estatísticas locais. $\sigma_I(p)$ e $\bar{I}(p)$ são a variância e a média da janela do filtro, respetivamente [87, 88]. Cada *pixel* apresenta o seu peso derivado da minimização do erro quadrático médio sendo determinado a partir das estatísticas locais [88].

Quando o coeficiente de variação C_I é elevado, o filtro tem tendência para preservar a imagem original observada, por outro lado, suaviza caso seja menor [88]. O filtro Frost não necessita de parâmetros de entrada [65].

Lee

O filtro adota um modelo multiplicativo para o ruído e baseia-se no cálculo da minimização do erro quadrático médio aplicado a um modelo linear [87]. Este filtro pode ser formulado da seguinte forma:

$$\hat{S}(p) = I(p) \cdot W(p) + \bar{I}(p) \cdot (1 - W(p)) \quad (3.2)$$

sendo \hat{S} a estimativa da imagem I sem ruído, e onde

$$W(p) = 1 - \frac{C_u^2}{C_I^2(p)} \quad (3.3)$$

é a função de peso, e

$$C_u = \frac{\sigma_u}{\bar{u}} \quad C_I(p) = \frac{\sigma_I(p)}{\bar{I}(p)} \quad (3.4)$$

são os coeficientes de variação do *speckle* u e da imagem I , respectivamente [88].

É um filtro local, porque utiliza estatísticas locais do *pixel* a ser filtrado, admitindo a não estacionaridade da média e da variância do sinal e é um filtro linear porque realiza uma linearização por expansão em série de Taylor da multiplicação do sinal e do ruído em torno da média, utilizando apenas os termos lineares. O resultado da linearização, transforma o modelo multiplicativo do ruído em aditivo, ou seja, o ruído e o sinal tornam-se independentes [65, 88].

O cálculo deste filtro produz um valor de *output* próximo da média local para áreas uniformes, e valores próximos do valor original do *input* em regiões de contraste elevado. Este filtro tem mais suavização nas áreas mais uniformes, enquanto preserva os contornos e outros detalhes. Tal como o Frost não tem parâmetros de entrada [65].

Kuan

O procedimento é semelhante ao filtro de Lee, mas apresenta uma função de peso diferente:

$$W(p) = \frac{1 - \frac{C_u^2}{C_I^2(p)}}{1 + C_u^2} \quad (3.5)$$

O filtro de Kuan é ótimo quando ambos, o ruído de *speckle* e as intensidades detetadas apresentam uma distribuição Gaussiana [88].

3.1.1.2 DIFUSÃO ANISOTRÓPICA PARA REDUÇÃO DO *SPECKLE*

A difusão anisotrópica baseia-se na manipulação das estruturas das imagens em diferentes escalas, de maneira que atributos em escalas maiores possam ser sucessivamente suprimidos e um parâmetro de escala t possa ser associado a cada nível da representação. A ideia essencial desta abordagem tem como base envolver a imagem original $I_0(x, y)$, num conjunto de imagens derivadas, $I(x, y, t)$, obtidas pela convolução da imagem original com um filtro Gaussiano $G(x, y, t)$, onde a variância do filtro será o tempo t . Portanto, o tempo t é um parâmetro de escala, onde incrementos em t geram representações mais simples da imagem

ou com resoluções menores. A este conjunto de imagens mais simples que contêm a imagem original chama-se espaço-escala e pode ser visto como a solução da equação de condução, ou difusão, do calor:

$$I_t = \Delta I = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (3.6)$$

com a condição inicial de $I(x, y, 0) = I_0(x, y)$, que representa a imagem original [89].

Perona e Malik em [70] apresentaram uma solução para a modificação do paradigma espaço-escala linear com base na equação de difusão, assumindo que o coeficiente de difusão c é uma constante independente da localização no espaço. Eles sugeriram a seguinte equação de difusão anisotrópica:

$$I_t = \text{div}(c(x, y, t)\nabla I) = c(x, y, t)\Delta I + \nabla c \cdot \nabla I \quad (3.7)$$

onde div é o operador divergente, ∇ e Δ representam os operadores gradiente e Laplaciano, respectivamente, com respeito à variável espacial. A equação (3.7) pode ser reduzida à equação isotrópica de difusão do calor $I_t = c \cdot \Delta I$, se $c(x, y, t)$ for uma constante.

Supondo que no tempo t são conhecidas as localizações dos contornos das regiões para a escala em estudo, o objetivo é, então, suavizar no interior de uma região em vez de suavizar a região dos contornos. Isto foi conseguido ajustando o coeficiente de condução para 1 no interior de cada região e 0 nos contornos. Assim, a suavização ocorre separadamente em cada região com nenhuma interação entre as regiões. No entanto, tudo dependerá da estimativa correta dos contornos. Uma função que tem dado excelentes resultados é a função do gradiente com base na intensidade de cor da imagem (brilho) [65, 70, 89].

Yu e Acton em 2002 [90] compararam o filtro de Lee com o filtro de difusão anisotrópica proposto por Perona e Malik. Esta comparação levou a sua modificação à qual chamaram difusão anisotrópica para redução do *speckle* (ou em inglês, *Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* – SRAD). Eles repararam que os filtros de Lee ou de Kuan podiam ser aproximados ao operador Laplaciano a partir das equações das derivadas parciais. Assim, construiu-se uma versão do filtro de Perona e Malik, onde a difusão é controlada pelas estatísticas locais da imagem. Neste caso, se o desvio padrão local observado é característico do ruído, estamos numa

região homogênea e aplica-se a equação do calor. Se não reduzimos a filtragem e o filtro pode realçar os contornos.

Comparando com a difusão anisotrópica de Perona e Malik, o SRAD tem a vantagem de evitar um *threshold* na função de difusão. Este *threshold* é substituído por uma estimativa do desvio padrão do ruído a cada iteração o que possibilita ao SRAD as seguintes vantagens:

- Menos um parâmetro de entrada;
- Menos dependência da norma do gradiente, podendo variar entre imagens;
- Uma diminuição natural da difusão quando o desvio padrão do ruído diminui, suavizando a imagem sem retirar características importantes da mesma [91].

A equação de difusão é dada por:

$$\frac{\partial I_u}{\partial t} = \text{div}(c(q) \cdot \nabla I_u) \quad (3.8)$$

onde I_u é a imagem afetada com *speckle* e $c(q)$ é a função de coeficiente de condução, que pode ser definida de duas formas:

$$c(q) = \frac{1}{1 + \frac{q^2 - q_0^2}{q_0^2(1 + q_0^2)}} \quad (3.9)$$

ou,

$$c(q) = e^{-\frac{q^2 - q_0^2}{q_0^2(1 + q_0^2)}} \quad (3.10)$$

onde q é o coeficiente instantâneo de variação que serve como detetor de limites e q_0 é função de escala do *speckle* que controla a quantidade de *smoothing* (ou, suavização) aplicada à imagem [90].

3.1.1.3 DIFUSÃO ANISOTRÓPICA POR COERÊNCIA

Esta técnica de espaço-escala combina a filtragem por difusão não-linear com análise de orientação através do uso de tensores (mais precisamente, *structure tensor* ou *second-moment matrix*). A ideia básica é suavizar a imagem original degradada com a aplicação de um processo de difusão não-linear do qual o tensor de difusão permite uma suavização anisotrópica, que atua principalmente ao longo da direção preferencial da estrutura. Esta coerência na orientação é determinada pelos autovetores (ou, *eigenvectors*) do *structure tensor* com menor autovalor (ou, *eigenvalue*) [92].

Ao contrário do método apresentado em 3.1.1.2 que preserva os limites através da diminuição da constante de difusão nas zonas vizinhas dos contornos, o que leva a que as regiões sejam suavizadas mas os contornos das estruturas mantêm o ruído, o tensor pode ser usado para adaptar a difusão à estrutura da imagem [93].

A filtragem por difusão anisotrópica com o tensor de difusão transforma a imagem inicial numa equação de evolução do tipo:

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \text{div}((D \cdot \nabla I)) \quad (3.11)$$

onde $I(x, y, t)$ é a imagem a evoluir, t é o tempo de difusão, e D é o tensor de difusão, que é uma matriz simétrica que pode ser adaptada à estrutura local da imagem. Esta estrutura local da imagem é medida através do *structure tensor* que pode ser dado como:

$$J_\rho(\nabla I_\sigma) = G_\rho * (\nabla I_\sigma \cdot \nabla I_\sigma^T) \quad (3.12)$$

onde G_ρ é uma gaussiana com desvio padrão ρ , e $I_\sigma = G_\rho * I$ é uma versão regularizada de I que é obtida pela convolução com uma função gaussiana G_σ . Os autovetores de J_ρ dão a orientações locais da imagem, e os correspondentes autovalores demonstram o contraste local ao longo destas direções [92].

Este algoritmo tem várias abordagens sendo que as 3 abordagens estão relacionadas com sua discretização para que seja possível a sua implementação. A primeira relaciona-se com a alteração dos operadores dos gradientes para um esquema semelhante ao operador Sobel, onde ocorreu a alteração dos valores do *kernel* de $[1 \ 2 \ 1]$ para $[3 \ 10 \ 3]$. Isto permite dar mais

rotação à derivação, sendo conhecido como *Optimized Derivative Kernels*. A segunda está relacionada com a equação (3.11) da difusão que pode ser resolvida pela diferença finita dos elementos imagem. As duas discretizações mais comuns são a *Standard Discretization* e a *Non-negativity Discretization*, sendo que se convolve a imagem I com uma máscara (ou, *stencil*) que dá origem à difusão, que variará consoante a discretização usada. A estabilidade é uma questão muito importante nestes esquemas onde apenas são permitidos pequenos incrementos no tempo. No entanto, para permitir incrementos maiores um novo esquema foi introduzido, o *Implicit Discretization*. O terceiro é um esquema importante para estruturas curvas e chama-se *Rotation Invariant*. É utilizada uma máscara 5x5 para fixar o número de graus de liberdade para permitir a invariância da rotação. O fluxo dos componentes é calculado usando o mesmo esquema de *Optimized Derivative Kernels*, com o operador Sobel modificado [92-94].

3.2 REGISTO DE IMAGEM

O registo de duas imagens da mesma zona do corpo humano é indispensável para muitas aplicações. O seu alinhamento é, por vezes, fundamental para a perceção da informação em estudo. As imagens a serem registadas podem resultar:

- da mesma ou de diferentes modalidades de imagem permitindo relacionar diferentes tipos de informações;
- do mesmo ou de equipamentos diferentes;
- do mesmo paciente quando este realiza apenas um exame ou quando este realiza múltiplos exames com intervalos de tempo;
- do mesmo indivíduo ou de indivíduos diferentes.

Um exemplo muito interessante de registo de imagem, que utiliza imagens de indivíduos diferentes, é a construção de atlas, muito utilizados para padronização da estrutura dos órgãos na imagem médica [64].

Em [95] são referidos diversos exemplos, um deles é na cirurgia e radiocirurgia estereotáxica, pois esta necessita que as imagens sejam registadas com o espaço físico ocupado pelo paciente durante a cirurgia. Exemplos de aplicações mais recentes para as técnicas de cirurgia-guiada tentam usar o registo das imagens com o espaço físico, para controlar a

mudança da posição cirúrgica num ecrã com imagens pré-operatórias do paciente. Outro exemplo mencionado das potencialidades do registo (sendo que já foi referido anteriormente) é a capacidade de associar informações de técnicas de imagens diferentes. Durante a neurocirurgia usa-se a tecnologia estereotáxica que utiliza imagens de TC, no entanto, é útil utilizar imagens de RM para identificar tumores pré-operatoriamente. Utilizando o registo de imagens, é possível obter corretamente a posição do tumor a partir da RM e associá-la à imagem de TC. Isto pode acontecer com outras técnicas de imagem como, por exemplo, a PET e a SPECT sendo associadas geralmente à RM ou à TC. Outro exemplo mencionado utiliza a mesma técnica de imagem (monomodal) na avaliação quantitativa de doentes com esclerose múltipla, onde são feitos múltiplos *scans* ao doente em intervalos de tempo diferentes sendo comparados entre eles. Devido às posições arbitrárias do paciente nos diferentes exames podem ocorrer desvios nas localizações da informação, daí o uso de registo.

Uma das aplicações mais comuns em registo de US e que se encontra em desenvolvimento é o registo multimodal, ou seja, entre diferentes modalidades de imagem. Um exemplo interessante, e que vai de encontro ao tema desta dissertação, é o registo de estruturas ósseas entre imagens de TC e US. Os estudos apresentados demonstram que é possível fazer o registo, porém, estes algoritmos usam informação e processamento extra, como por exemplo, pré-processamento das imagens com base na estrutura da imagem de US, sensores de *motion-tracking* e pré-segmentação [96-98]. Outro exemplo muito interessante de registo entre TC e US é no diagnóstico e na cirurgia-guiada, pois juntam-se os pontos positivos das duas modalidades [99]. Também, a informação 3D de RM e US foi registada para testar a possibilidade de realizar biopsias usando US com pré-informação da RM [100]. Contudo, o registo monomodal em US também é feito, principalmente entre 2D-3D e 3D-3D [101].

3.2.1 ALGORITMO DE REGISTO

Um algoritmo de registo calcula uma transformação T entre duas imagens a qual indica o melhor alinhamento posicional entre elas. Se a nível espaço-temporal uma imagem muda no instante de t para $t + 1$ produz-se então uma imagem não registada I_{t+1} , esta imagem pode ser alinhada com a original I_t através de uma transformação:

$$I_t(x, y) = I_{t+1}(T.(x, y)) \quad (3.13)$$

onde T é uma transformação espacial das coordenadas 2D de uma imagem para as quais os *pixels* de I_{t+1} ficam alinhados com as coordenadas espaciais de I_t , ou seja, a transformação produz o alinhamento mais próximo possível entre os pontos correspondentes entre as duas imagens.

3.2.1.1 TIPOS DE TRANSFORMAÇÃO

A função de transformação T entre duas imagens varia em complexidade, dependendo do número de parâmetros que caracteriza a família de transformações. Uma transformação pode ser realizada a nível local ou global. Uma transformação global assume que o alinhamento de duas imagens é alcançado apenas por uma única função, que alinha a imagem num movimento único. Uma transformação local é utilizada quando os deslocamentos são mais específicos na imagem, ou seja, são contabilizadas transformações mais localizadas na imagem, em vez de uma única transformação tem-se várias [102]. Existem diversos tipos de transformações (Figura 3.1):

- Rígida (somente translações e rotações – 6 graus de liberdade);
- Afim (translações, rotações, escala, *shear* – 12 graus de liberdade);
- Não-rígida (modelo elástico ou curvo – graus de liberdade até 3 vezes o número de *voxel(s)*).

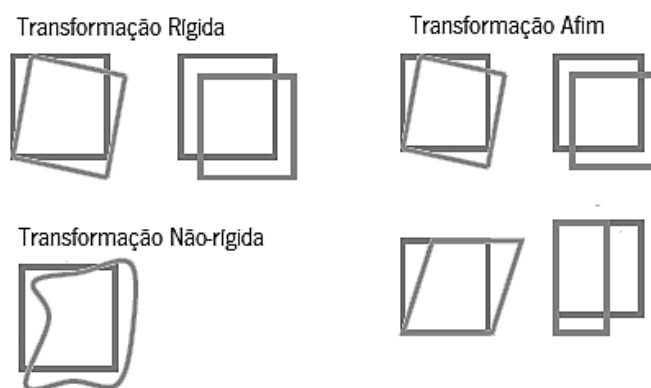


Figura 3.1 – Exemplos de transformações que podem ser aplicadas às imagens e as suas componentes.

A transformação rígida trata-se de um caso particular da transformação afim, sendo que estas duas se encontram geralmente associadas a transformações globais da imagem. Já a não-rígida a transformações locais, isto deve-se ao modelo físico subjacente a este tipo de transformação. A transformação afim é tipicamente utilizada em casos de transformações rígidas onde os fatores de escala e *shear* (ou “inclinação”) da imagem não são conhecidos ou suspeita-se de estarem errados.

Existe também a transformação projetiva que é bastante semelhante à afim, no entanto, a sua transformação não tem bases físicas reais no registo de imagem exceto para registo de uma imagem (2D) num volume (3D). Por vezes, pode ser também usada como uma restrição para as transformações não-rígidas [95].

3.2.1.2 CARATERÍSTICAS E ESTRATÉGIAS PARA O REGISTO DE IMAGEM

O registo de imagem pode basear-se nas características geométricas ou nas características de intensidade das imagens.

As características geométricas podem recorrer quer a características extrínsecas da imagem quer intrínsecas. Nas extrínsecas recorre-se à aplicação de marcadores externos para alinhar as imagens, contudo é extremamente invasivo caindo em desuso nos dias de hoje. Nas intrínsecas, a estratégia do registo é selecionar pares de pontos correspondentes entre imagens geralmente escolhidas manualmente, como por exemplo, zonas anatómicas equivalentes. Outra abordagem intrínseca é através do alinhamento de superfícies após a extração destas. Geralmente, como estratégia nesta abordagem tenta-se minimizar as distâncias entre as superfícies, por exemplo, através de métodos como *Iterative Closest Point*, *Chamfer Matching*, etc. [103]. É comum estes algoritmos necessitarem de algum tipo de segmentação para identificarem os objetos na imagem.

As características da intensidade da imagem fundamentam-se no uso das propriedades intrínsecas à imagem, onde se tenta encontrar padrões em comum nas imagens que maximizem o valor de uma medida de semelhança entre elas, tendo em conta, os valores de intensidade dos *pixels* ou *voxels*. Os métodos baseados em medidas de semelhança podem ser divididos em: métodos baseados em momentos e eixos principais (ex. *Optical Flow*), métodos baseados nas diferenças ou na correlação das intensidades (ex. *Sum of squared differences*, *Cross-correlation*, etc.) e métodos baseados na dispersão do histograma (ex. *Mutual Information*). Este tipo de abordagem é geralmente aplicado sem recurso à segmentação da imagem [102, 103].

3.2.1.3 INTERPOLAÇÃO E OTIMIZAÇÃO

No processo de registo, a interpolação da imagem e a otimização do algoritmo são aspetos fundamentais.

A interpolação é necessária realizar antes de se equiparar a imagem transformada e a imagem referência quando se realiza, por exemplo, uma translação, rotação, ou outro tipo de transformação. A interpolação é usada para manter a isotropia da imagem, ou seja, manter a mesma quantidade de informação inicial [102].

A otimização é realizada para encontrar a transformação ótima entre as imagens através da minimização da função de custo. A complexidade da procura da transformação ótima depende do tipo transformação utilizada, quantos mais graus de liberdade tiver mais complexa é a busca. O método de Powell e o Simplex são exemplos de alguns métodos usados [103].

3.2.2 REGISTO RÍGIDO DE IMAGEM

A grade costal é a estrutura anatómica que se pretende reconstruir com as imagens de US. Devido à sua constituição óssea e rigidez não se moverá da sua posição caso o paciente se mantenha imóvel. Apesar das características das estruturas na imagem variarem um pouco de acordo com o ângulo de incidência do feixe, o osso mantém a sua posição o que permite que este seja um ponto de referência. Por isso, o registo rígido será usado no cálculo das transformações entre imagens. Como no final temos transformações apenas com rotação e translação, a reconstrução é obtida de forma mais simples sem ser necessário ter em conta fatores de escala, *shear* e/ou deformações localizadas das imagens, o que poderia dificultar e também alterar a informação final. Como será explicado mais adiante as imagens são adquiridas em varrimento único num plano axial, sendo que as diferenças entre elas ocorrem devido à translação e à rotação da sonda linear. Logo, também por este motivo, o cálculo da transformação rígida é uma boa opção.

A estratégia selecionada baseia-se no uso das características das intensidade dos *pixels*, pois permite utilizar algoritmos baseados nas particularidades internas da zona anatómica adquirida, ao mesmo tempo que apresenta mais automatismo dado não necessitar da interação do utilizador. Na área dos US existe um conceito conhecido como *speckle tracking* que indica que é possível detetar e procurar movimento entre as imagens de US. Este conceito é muito utilizado na cardiologia para o cálculo da velocidade do fluxo sanguíneo e deformação das cavidades

cardíacas [60, 104]. Outras aplicações têm surgido, por exemplo, a nível músculo-esquelético para quantificar a deformação dos tendões [105-107]. Uma vertente muito usada nos métodos de *speckle tracking* é o *block-matching* que se baseia no cálculo das diferenças ou na correlação das intensidades dos *pixels*. Outro método, o *Optical Flow*, também apresenta um desempenho interessante no *speckle tracking*, porém para deslocamentos maiores entre as imagens não é tão robusto [60].

Em 2000 os autores de [108] apresentaram um algoritmo de registo rígido de imagem. O algoritmo apresentado baseia-se na estratégia de *block-matching* que permite calcular deslocamentos locais entre imagens de forma automática. Após a recolha de todos os deslocamentos é estimada a transformação rígida sendo que esta é obtida no final através de um procedimento robusto.

Este algoritmo foi desenvolvido num esquema multi-escala para melhorar a precisão e tempo de computação. O algoritmo tem como entrada duas imagens: imagem referência I_1 e a imagem a alinhar I_2 com as mesmas dimensões x e y . Como parâmetros de saída tem a transformação T e a imagem registada I , que se encontra alinhada com I_1 . O processo completo é executado num esquema multi-escala iterativo, onde a cada iteração, duas tarefas sucessivas são realizadas. A primeira calcula o campo de deslocamento entre a imagem I_1 e a imagem I_2 , isto é conseguido através da estratégia de *block-matching*. A segunda garante que estes deslocamentos são capazes de estimar a transformação rígida de uma forma robusta. Depois, os parâmetros são modificados (*resampling* da imagem I_2 por interpolação a partir da transformação obtida) e o processo é iterado. No final obtém-se a imagem I com apenas uma reamostragem (*resampling*) da imagem I_2 a partir da nova transformação T .

É importante referir que uma matriz de transformação rígida homogénea 2D tem os parâmetros de Rotação ($R_z(\theta)$, roda em torno do eixo z) e a translação ($t(x, y)$):

$$T = t(x, y) \times R_z(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & x \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

3.2.2.1 *BLOCK-MATCHING*

A técnica de *block-matching* permite estimar o movimento ocorrido na imagem de forma automática através da procura dos padrões dos níveis de cinzento de um bloco de *pixels* (ou, *kernel*), numa região em torno do *pixel* central do bloco. Esta abordagem não necessita da interação do utilizador.

A implementação típica é baseada na procura da correspondência entre o *kernel* de referência na imagem I_1 e o *kernel* de procura na imagem I_2 que se vai movendo ao longo de uma área de procura. A melhor correspondência entre os *kernels* permite definir um vetor de deslocamento relativamente ao centro dos *kernels* (Figura 3.2) [109].

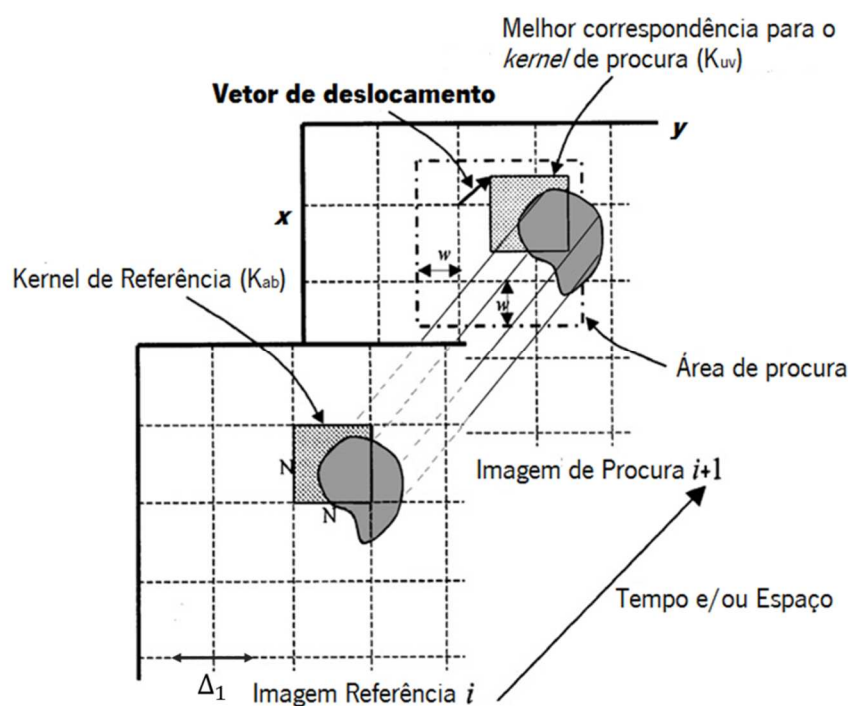


Figura 3.2 –Block-Matching. Imagem adaptada de: [109].

O algoritmo de *block-matching* envolve 3 parâmetros: o tamanho N do *kernel* (cada bloco contém $N \times N$ *pixels*); a largura da área de vizinhança w ; e o espaçamento (Δ_1) entre os *kernels* de referência.

Um dos aspetos fundamentais neste processo é a escolha da medida de semelhança a ser utilizada. Neste método a medida de semelhança é calculada com base na intensidade dos *pixels* sendo as mais comuns: *normalized cross-correlation* (NCC), *sum-of-absolute-difference*

(SAD) e *sum-of-squared-difference* (SSD). Como é referido em [105] a NCC apresenta algumas vantagens relativamente a SAD e SSD, pois esta compensa com a média e a variância dos valores do *kernel* de referência e do *kernel* de procura, o que a torna mais robusta. Porém, é computacionalmente mais pesada.

As medidas de semelhança podem ser modificadas para ter-se em conta o efeito das variações dos níveis de cinzentos globais do *kernel*, o que leva a média da diferença dos níveis de cinzento a tender para o valor 0 em SAD e SSD e para 1 em NCC [110]. As equações encontram-se representadas a seguir:

- *Zero-mean Sum of Absolute Differences* (ZSAD):

$$ZSAD(K_{ab}, K_{uv}) = \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} |I_1(a+x, b+y) - \bar{I}_{(a,b)} - I_2(u+x, v+y) - \bar{I}_{(u,v)}| \quad (3.15)$$

- *Zero-mean Sum of Squared Differences* (ZSSD):

$$ZSSD(K_{ab}, K_{uv}) = \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} [I_1(a+x, b+y) - \bar{I}_{(a,b)} - I_2(u+x, v+y) - \bar{I}_{(u,v)}]^2 \quad (3.16)$$

- *Zero-mean Normalized Cross Correlation* (ZNCC):

$$ZNCC(K_{ab}, K_{uv}) = \frac{1}{N^2} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} \left[\frac{1}{\sigma_{I_1}(a,b) \cdot \sigma_{I_2}(u,v)} \right. \\ \left. \times [I_1(a+x, b+y) - \bar{I}_{(a,b)}] \cdot [I_2(u+x, v+y) - \bar{I}_{(u,v)}] \right] \quad (3.17)$$

onde $\sigma_{I_1}(a,b)$ e $\sigma_{I_2}(u,v)$ representam as variâncias, e $\bar{I}_{(u,v)}$ e $\bar{I}_{(a,b)}$ as médias dos dois *kernels* de entrada.

Outras medidas de semelhança são propostas na literatura, em [111] Škerl *et al.* apresentaram um estudo de comparação entre medidas de semelhança mais complexas.

Um dos grandes problemas nos métodos baseados nas características de intensidade é que nem sempre é possível comparar os *kernels*. Vários fatores podem contribuir para que isto aconteça, tais como diferenças morfológicas entre imagens, artefactos, ruído, entre outros. O

problema poderia ser diminuído usando restrições nos deslocamentos para as direções pretendidas, como acontece nos algoritmos baseados em *Optical Flow*. No entanto, os autores de [108] propuseram que para manter o campo deslocamento tal como ele ocorre, é preferível estimar a transformação através de um procedimento robusto.

3.2.2.2 CÁLCULO ROBUSTO DA ESTIMATIVA DA TRANSFORMAÇÃO RÍGIDA

A cada iteração do procedimento de *block-matching* é concebida uma lista com os pontos 2D correspondentes ao vetor de deslocamento dos vários blocos. É possível selecionar a percentagem de vetores a utilizar para calcular a transformação para cada iteração, ou seja, é possível selecionar quantos blocos se devem utilizar (relativamente ao número total) para realizar a procura do movimento global ocorrido entre as imagens.

Assumindo que existe uma transformação rígida, o problema prende-se em ter uma estimativa correta da rotação $\hat{R}(\theta)$ e do vetor de translação $\hat{t} = (x, y)$ que indicarão o campo de deslocamento final entre as imagens.

Após as várias iterações realizadas obtém-se vários vetores de pontos, p_{k1} da imagem I_1 e p_{k2} da imagem I_2 . Esses vetores de pontos vão sendo utilizados sucessivamente para calcular e atualizar a matriz de transformação T e a imagem I_2 . A abordagem utilizada na otimização, para estimar robustamente qual a transformação ótima tendo em conta os vetores de pontos, baseia-se no cálculo de uma regressão de mínimos quadrados entre os pontos correspondentes nas duas imagens. Esta estimativa é representada pela seguinte equação:

$$(\hat{R}, \hat{t}) = \arg \min_{R, t} \sum_k d(r_k) \quad (3.18)$$

onde $r_k = (p_{k1}, T.p_{k2})$ e d representa a distância euclidiana [108]. Quanto menor for o valor da soma das distâncias entre os pontos, melhor será a transformação T calculada.

A transformação ótima vai sendo atualizada durante as várias iterações caso o valor da soma das distâncias seja superior a um determinado limiar, quando comparada com a transformação anterior (através da diferença direta das somas). O valor do k , que representa o número de vetores de pontos, pode ser alterado, ou seja, é possível escolher uma percentagem fixa dos vetores a usar na soma das distâncias. Este subconjunto dos dados é denominado de *inlier*

[112]. Caso a soma das distâncias do subconjunto ultrapasse o limiar (anteriormente referido), estes serão usados para calcular a nova transformação.

3.2.2.3 ESQUEMA DE MULTI-RESOLUÇÃO OU MULTI-ESCALA

É utilizado um método de multi-resolução com vários níveis, onde a procura dos vetores de deslocamento se inicia com uma resolução que pode atingir o valor mínimo de 32 *pixels*. Portanto, as imagens sofrem uma mudança de resolução sendo subamostradas com um fator (Δ_2), neste caso igual a 2, como referência têm o tamanho inicial das imagens de entrada. O nível 1 caracteriza-se pelo valor mínimo possível a atingir, após as várias subamostragens.

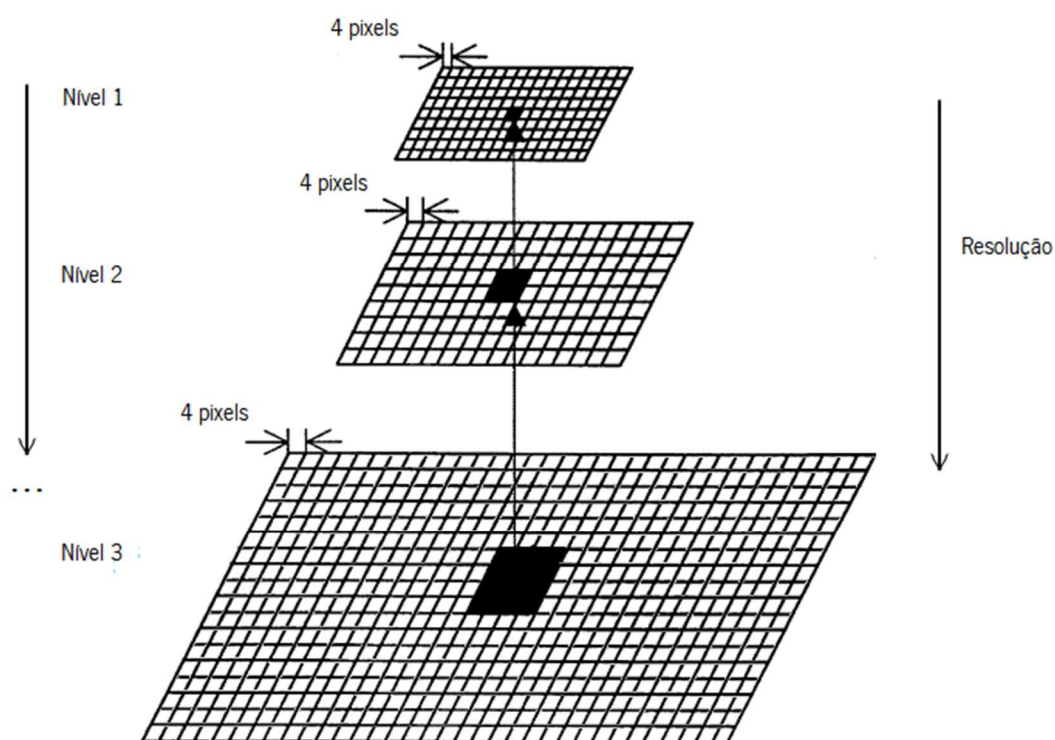


Figura 3.3 – Ilustração do esquema de multi-resolução utilizado. O esquema inicia-se no nível 1 que contém a resolução mais baixa. À medida que os níveis vão aumentando a resolução da imagem também aumenta, tal como o número de *kernels*. Cada *kernel* apresenta uma resolução de 4x4 *pixels*, ou seja, 16 *pixels* no total. As zonas a negro representam a mesma área mas com resoluções diferentes. Por cada nível são feitas várias iterações de procura para a matriz de transformação.

Este esquema de multi-resolução pode facilitar a deteção inicial de deslocamentos maiores e possibilitar um refinamento dos valores da transformação ao longo dos níveis seguintes. Pode igualmente melhorar o tempo de computação, pois facilita o alcance do valor pretendido sem

usar todos os níveis. O tamanho N do *kernel* será sempre igual a 4 *pixels* em x e y para todos os níveis, como também a área de procura w apresentará este valor (ver figura 3.2). O número de *kernels* aumentará com o aumento da resolução da imagem (ver figura 3.3), e por cada nível são feitas várias iterações de procura.

3.3 SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS POR US

A detecção e segmentação automática de estruturas anatómicas através de imagens por US permitirão as mais variadas aplicações. Todavia, trata-se de um desafio complexo devido ao ruído *speckle*, aos artefactos, à baixa resolução e contraste e à baixa relação sinal-ruído da imagem [113]. Contudo, devido à sua segurança, portabilidade, baixo custo e tratar-se de uma técnica de imagem menos dispendiosa relativamente às outras torna-a num desafio estimulante.

Devido às características da imagem por US, um bom método de segmentação necessita de fazer uso de todas as restrições e considerações prévias sobre a estrutura a segmentar. Na literatura, isto é um pressuposto implícito ou explícito em todos os métodos com êxito. Os métodos podem ser divididos em métodos que fazem uso: das restrições físicas da imagem; da informação prévia da forma anatómica; de características temporais; de características funcionais; e por vezes pode ocorrer a combinação dos anteriores [114]. As informações baseadas nas características da imagem, para a segmentação de US, podem ser divididos em:

- Distribuição dos níveis de cinzento;
- Gradiente da intensidade (e derivadas superiores);
- Fase;
- Medidas de semelhança;
- Medidas de textura.

As restrições que utilizam o conhecimento da forma anatómica (tipo de informação aplicada a priori) podem ser usadas para melhorar os resultados de detecção através dos limites dos objetos e da informação da região. O tempo pode ser igualmente usado como uma restrição, pois os sistemas de US funcionam em tempo-real. Logo, pode ser relevante em alguns casos aplicar informações temporais antecipadas na sequência de imagens para considerar a segmentação como um processo espaço-temporal [114].

3.3.1 SEGMENTAÇÃO DO OSSO USANDO IMAGENS POR US

Um dos grandes problemas dos US é visualizar o osso. No caso da TC os níveis de cinzento são calibrados de acordo com o tecido, mas nos US essa calibração não existe. Logo, torna-se mais complexo a sua segmentação devido à similaridade entre outras estruturas presentes na imagem.

Apesar das dificuldades, a segmentação do osso através de imagens por US tem sido investigada ao longo dos anos. Em 1991, Thomas *et al.* publicaram um estudo onde utilizaram operadores morfológicos para medir automaticamente o fêmur de fetos. Neste estudo, os autores utilizam informação prévia do tamanho e forma do fêmur e aplicam-na através de uma sequência de operadores morfológicos [115]. Anos mais tarde, em 2001, He e Zheng expuseram um trabalho que utilizava a informação prévia obtida da TC de 3 voluntários para construir um modelo de distribuição de pontos que indicava a forma média da tibia e as variações possíveis. Através deste modelo é possível calcular o contorno da tibia em imagens por US de 360 graus (similares a TC) [116]. Outro trabalho tentou fazer extração de superfícies mas usando imagens 3D. Com o apoio de um sensor de *motion-tracking* (com 6 graus de liberdade) construíram-se representações 3D utilizando imagens 2D adquiridas a partir da submersão de objetos em água. As superfícies dos objetos são obtidas através de um algoritmo de segmentação automática aplicado às imagens 2D (ex. superfície de uma mão) [117].

Daanen *et al.* em [118] apresentaram uma combinação de lógica fuzzy com conhecimento a priori da interface óssea e dos conceitos físicos da imagem por US para segmentar automaticamente o osso. Como foi referido em 2.3.6, em 2004 Jain e Taylor apresentaram a sua investigação da resposta dos ossos nas imagens por US, porém apresentaram também um método para realizar a deteção automática do osso baseado no modelo probabilístico Bayesiano [63].

Em 2006, aplicado a imagens de US 3D, foi proposto o uso da congruência de fase, uma característica invariante às mudanças de brilho ou contraste da imagem, para realçar a localização e a visualização da superfície do osso. Os resultados iniciais mostraram boa performance [119]. No ano seguinte, os autores de [120] investigaram duas novas técnicas para realçar a superfície do osso, contudo, não utilizaram as imagens *B-mode* mas o sinal RF. O primeiro procedimento usa a *strain imaging* ou elastografia, e o segundo utiliza diretamente a potência refletida do sinal RF. Os dois métodos originaram resultados satisfatórios sendo capazes de ser implementados em tempo-real. Também em 2007, Foroughi *et al.* propuseram

um método de segmentação do osso com base em imagens por US utilizando programação dinâmica. Estes utilizam o conhecimento das características do osso nas imagens de US para alcançar um método mais robusto e rápido. Baseados na sombra, que ocorre abaixo do osso, realçam a superfície do osso e depois através da minimização de uma função de custo procuram a superfície do osso usando programação dinâmica [121]. Em [49], um modelo deformável com recurso a imagens de US 3D foi desenvolvido contendo a mama, a costela, o espaço intercostal e a sombra torácica. Usando o conhecimento prévio sobre a estatística dos níveis de cinzento e a forma, o modelo parametrizado vai-se deformando por otimização até coincidir com o *scan* do US. Foi utilizado um filtro para realçar a sombra acústica da costela baseado no *Hessian sheet detector*.

Em 2008, foi apresentado um trabalho que utilizava as características locais da fase de imagens tridimensionais, obtidas a partir de filtros de Log-Gabor 3D, para a extração de características semelhantes às que ocorrem nas interfaces tecido/osso. A sua contribuição incluiu a extensão destas características de 2D para 3D e o seu uso na extração automática das superfícies do osso e fraturas em imagens 3D de US [122]. Neste mesmo ano, outros autores publicaram um trabalho para detetar as costelas em imagens de US, que são pontos de referência em alguns exames médicos efetuados ao peito para deteção de anormalidades. Neste trabalho os autores usam uma análise Hessiana e uma *shetness function* para realçar a estrutura da sombra do osso. Um *threshold* baseado na orientação é aplicado para segmentar as estas estruturas e algumas características das costelas são usadas para eliminar outros componentes na imagem 3D [50].

Já em 2010, Gonçalves e Torres compararam dois métodos para realizar a extração de contornos do fémur através de US. Os métodos comparados são baseados num modelo energético (*Active Contour Models – Snakes*) e num modelo probabilístico (*Maximum Likelihood Parametric Deformable Models*). Eles concluíram que cada método tem as suas limitações e que o seu uso dependerá da aplicação final [123].

Um método foi proposto por Doctor *et al.* em [124], estes realizaram a segmentação automática do osso através do cálculo da posição rígida do osso na imagem (comparação de uma imagem adquirida com a sonda em pressão e sem pressão) e, posterior verificação da sombra do osso no sinal RF com 3 orientações diferentes. Os resultados mostram que esta abordagem é bastante promissora na segmentação do osso em imagens 2D de US. Igualmente em 2011, foi apresentado outra abordagem para extração dos contornos do osso. Os autores

decidiram fazer uma fusão de vários métodos usando os resultados da técnica de *K-means clustering*. Entre os métodos utilizados temos: *gray-level co-occurrence matrix*, *re-quantized histogram*, *Gabor filter bank*, e *local DCT coefficients*. Os resultados finais demonstram que esta abordagem é eficiente e tem potencial [113].

3.3.2 CONCEITOS PARA SEGMENTAÇÃO DE IMAGEM

Nesta secção são apresentados alguns conceitos de forma simples, mas que serão muito importantes para compreender o trabalho realizado na parte de segmentação das estruturas ósseas no capítulo IV.

3.3.2.1 THRESHOLD

É uma técnica de processamento de imagem muito básica que permitir agrupar *pixels* de acordo com a intensidade dos níveis de cinzento. Um valor de limiar (*threshold*) é utilizado para indicar quais os *pixels* a serem agrupados. Um exemplo muito simples é a segmentação dos ossos nas imagens de TC (Figura 3.4). Neste caso, é estabelecido um *threshold* que vai restringir os valores dos *pixels* a dois valores, ou seja, todos os valores que se encontram abaixo do valor de *threshold* apresentarão o valor zero enquanto os restantes apresentarão o valor mais elevado da escala dos níveis de cinzento da imagem (podendo variar consoante o número de bits da imagem) [125]. Esta técnica pode também ser conhecida por Binarização quando a atribuição dos valores finais dos *pixels* apresenta o valor lógico de 0 ou 1 e não os valores na escala de cinzento.

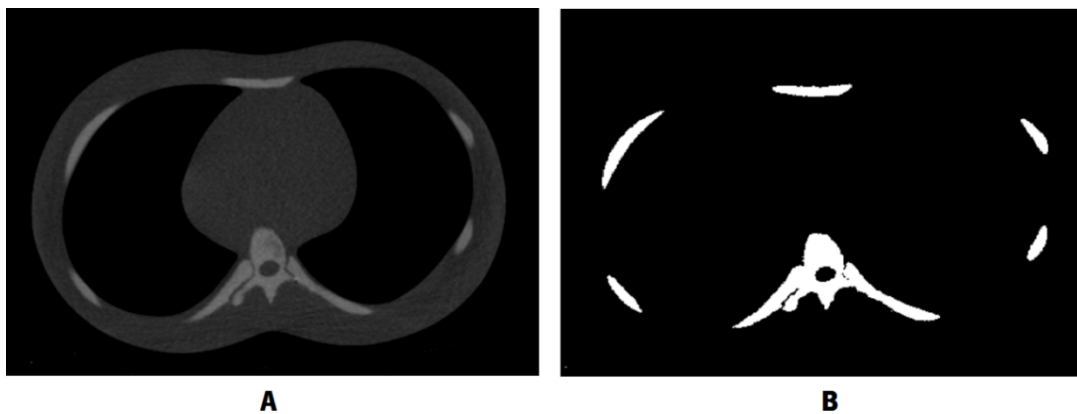


Figura 3.4 - Imagem ilustrativa da aplicação da técnica de *threshold* a uma imagem de TC (A) para segmentação dos ossos (B).

3.3.2.2 FILTROS LINEARES

Os filtros lineares são aplicados às imagens através da convolução discreta do *kernel* ou filtro f com a imagem I , dando origem no final a uma imagem filtrada Y (o *kernel* já descrito anteriormente como sendo um conjunto de *pixels* de tamanho $N \times M$, pode ter várias formas). A equação 3.19 descreve matematicamente o funcionamento dos filtros lineares:

$$Y(x, y) = f * I(x, y) \quad (3.19)$$

A figura 3.5 ilustra a convolução do *kernel* com a imagem, sendo que o filtro presente na imagem é um filtro média que calcula o valor médio dos *pixels* vizinhos relativamente ao pixel central. Esta operação é repetida para todos os *pixels* da imagem.

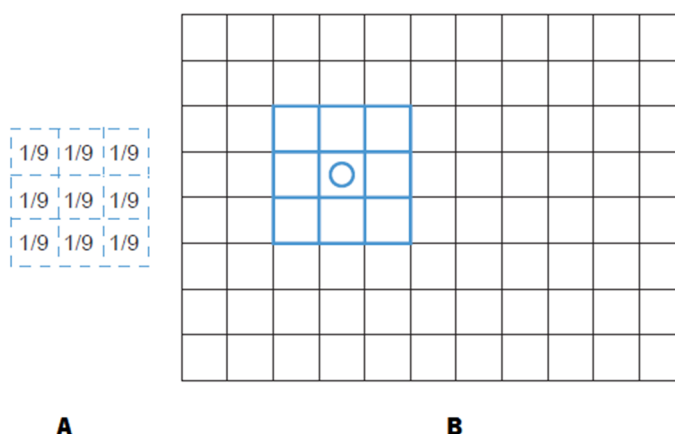


Figura 3.5 – (A) filtro média 3x3. (B) Filtro sobre a imagem. A convolução do filtro é aplicada a todos os *pixels* da imagem. Imagem original de: [125].

Filtro Laplaciano da Gaussiana

O Laplaciano da Gaussiana (*Laplacian of Gaussian* - LoG) trata-se de um filtro de deteção de limites/contornos que utiliza um único operador (Figura 3.6) baseado na convolução do filtro Laplaciano (2ª derivada da imagem) com o filtro Gaussiano (filtro passa-baixo para reduzir os ruídos que afetam o filtro Laplaciano). Podem ser aplicados juntos porque se tratam de duas operações lineares e associativas. É importante mencionar que a integração da Gaussiana deve ser 1 ao longo do domínio espacial e o gradiente do Laplaciano deve ser 0 [125]. O LoG descreve-se de acordo com a seguinte equação:

$$LoG(x, y) = -\frac{1}{\pi\sigma^4} \left[1 - \frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2} \right] e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.20)$$

O LoG reduz para apenas uma convolução necessária a aplicar à imagem, o que diminui o tempo de computação.

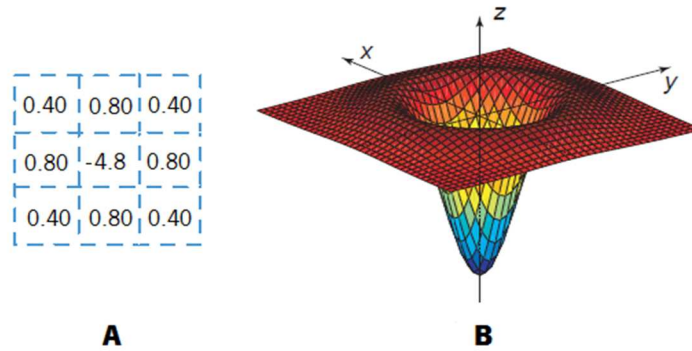


Figura 3.6 - (A) Exemplo de um *kernel*/Laplaciano da Gaussiana com $\sigma = 0,5$. (B) Representação da função Laplaciano da Gaussiana. Imagem adaptada de: [125]

Operador Sobel

O operador Sobel representa um filtro derivativo 2D de 1ª ordem, tratando-se de uma aproximação à primeira derivada. É muito utilizado em processamento de imagem na detecção de contornos, através da procura de transições dos níveis de cinzento nas direções verticais e horizontais. Quanto maior for o seu valor, maior será a diferença dos valores na transição entre os *pixels* na imagem original.

Tipicamente, os *kernels* do operador Sobel representam-se pelos gradientes verticais (G_v) e horizontais (G_h), tendo a seguinte forma:

$$G_v = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_h = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.21)$$

No final estes podem ser combinados para se obter a magnitude do gradiente da imagem.

3.3.2.3 ANÁLISE DA SIMETRIA DA FASE

A simetria é um mecanismo importante pelo qual são identificados as estruturas dos objetos na imagem. Objetos, plantas e animais são altamente reconhecidos a partir da sua simetria ou

simetrias parciais que geralmente exibem. Um aspeto importante da simetria é a periodicidade que ela implica na estrutura do objeto. Assim, uma abordagem baseada na frequência foi realizada na tentativa de reconhecer e analisar a simetria em imagens. Uma inspeção às séries de Fourier de algumas funções deixou isso bem evidente. Nos pontos de simetria e assimetria encontram-se padrões de fase facilmente identificáveis, sendo demonstrado através da análise da informação da frequência local. Esta informação da fase pode ser usada para construir uma medida de simetria invariável ao contraste que não requer qualquer tipo de reconhecimento prévio ou segmentação de objetos [126].

Para obter esta informação são usadas *wavelets* baseadas em funções de Gabor (ondas cossenos e senos cada uma modelada por funções gaussianas). Estas funções usam filtros de quadratura para permitir calcular a amplitude e a fase do sinal para uma determinada escala/frequência de uma determinada localização espacial. Geralmente, para obter a análise 2D são aplicadas as funções 1D em múltiplas orientações sendo no final feita a conjugação através de uma soma pesada das várias orientações. Tratam-se, portanto, de medidas adimensionais que fornecem um sentido absoluto do grau de simetria local sendo independente da iluminação ou do contraste da imagem [126, 127].

Vários têm sido os trabalhos que apresentam soluções robustas utilizando este método para segmentar as superfícies do osso nas imagens de US [119, 122, 128].

3.4 SÍNTESE DO CAPÍTULO

Ao longo deste capítulo foram apresentados vários estados da arte dos temas abordados, como também introduzidos diversos conceitos teóricos fundamentais para a realização desta dissertação.

A filtragem da imagem de US foi estudada porque o ruído *speckle* interfere na qualidade de imagem dos US. Porém, existem métodos digitais que possibilitam a sua redução e/ou remoção. Apesar dos vários métodos apresentados, cada um deles com diferentes complexidades (uso de *wavelets*, métodos probabilísticos, etc.), apenas serão utilizados os filtros pormenorizadamente descritos (adaptativos e por difusão anisotrópica). Estes filtros encontram-se bem fundamentados na literatura e já com algumas adaptações como é o caso de SRAD (utiliza a características dos filtros adaptativos de Lee e Kuan, tendo por base o filtro de difusão anisotrópica de Perona e Malik) e a difusão anisotrópica por coerência que é uma evolução do

filtro de difusão anisotrópica (base do SRAD). De acordo com [65], espera-se que os filtros adaptativos tenham uma performance mais baixa relativamente aos de difusão anisotrópica, no entanto, serão igualmente testados.

Como se pretende fazer uma reconstrução de um plano axial do tórax, para obter a grade costal utilizando várias imagens (não referenciadas), é fundamental o uso de registo automático de imagem para calcular as transformações. Dos vários tipos de registo possíveis, o registo rígido foi o selecionado devido à rigidez das componentes ósseas que funcionam como ponto de referência e também pelo movimento aplicado à sonda durante o varrimento. A estratégia de registo é baseada em *block-matching* que utiliza as características intrínsecas da imagem (intensidades dos níveis de cinza) para realizar a procura das transformações entre as imagens. Esta estratégia é muito utilizada em *speckle tracking*. As transformações obtidas pelo registo rígido facilitam a reconstrução final, o que permite resultados mais rápidos para verificar a viabilidade da metodologia.

O algoritmo de registo rígido tem vários parâmetros que se devem ter em consideração no cálculo das transformações. Estes parâmetros foram mencionados ao longo deste capítulo e serão analisados mais adiante (por exemplo, iterações por nível, número de níveis, percentagem para o *inlier*, percentagem de blocos usados, etc.).

Por fim, o tema da segmentação das imagens por US é apresentado, mais precisamente na segmentação do osso. Os trabalhos neste tema estão a emergir, contudo já é possível observar metodologias interessantes onde envolvem o uso do sinal RF como também nas características locais da fase, entre outros. Os algoritmos de segmentação, baseados nas características inerentes ao osso como é o caso da sombra, são muito comuns. Esta é uma abordagem interessante porque se utiliza uma característica que diferencia o osso das restantes estruturas anatómicas. Outro método com resultados promissores para a segmentação do osso é a simetria da fase, já com alguns trabalhos publicados. Nesta parte também foram expostos alguns conceitos que facilitarão a compreensão de alguns passos dados na elaboração dos métodos.

CAPÍTULO IV

MÉTODOS

Neste capítulo é apresentada a metodologia desenvolvida nesta dissertação. O objetivo principal foi realizar a reconstrução de um plano axial da parede torácica, contendo a grade costal segmentada, através de técnicas de processamento de imagem em imagens adquiridas por US. Esta reconstrução 2D será utilizada como imagem de *input* na modelação da prótese para a correção do *pectus excavatum*.

O diagrama de processos da figura 4.1 apresenta as etapas definidas para alcançar o objetivo principal desta dissertação.

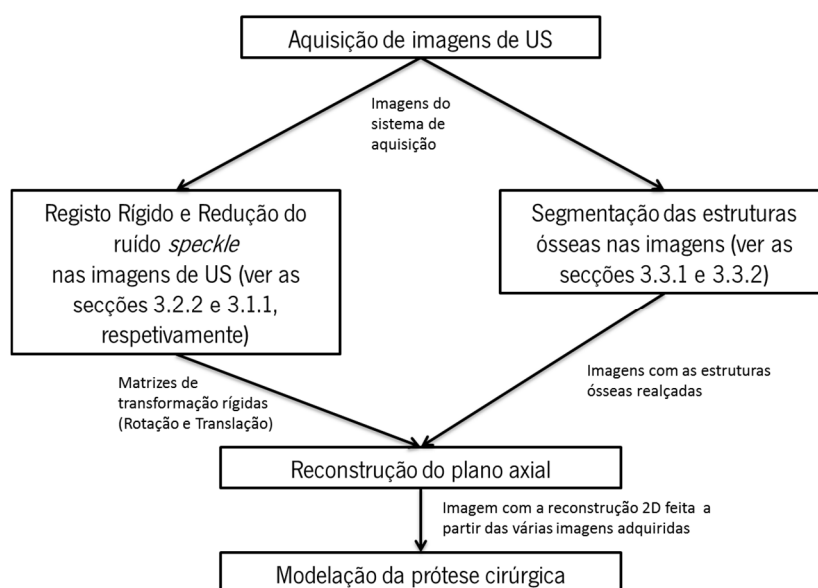


Figura 4.1 – Diagrama de processos que define as etapas necessárias à realização do trabalho.

Os algoritmos foram desenvolvidos em MATLAB® (The Mathworks, Natick, MA) e em C++. O *software* MeVisLab (desenvolvido por MeVis Medical Solutions AG e Fraunhofer MEVIS) foi utilizado como ferramenta de apoio à visualização das imagens.

4.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS DE US

As imagens 2D foram adquiridas utilizando o sistema de US Vivid3 (GE Medical Systems). Como foi referido em 2.3.1, usou-se uma sonda linear para obter as imagens. A sonda linear foi selecionada, pois em diversos trabalhos é mencionada a sua utilização para este tipo de procedimento. É igualmente importante referir que as imagens conseguidas com as sondas lineares têm a forma retangular o que facilita a reconstrução final, pois mais facilmente se percebe como devem ser aplicadas as transformações quando comparadas com outras sondas.

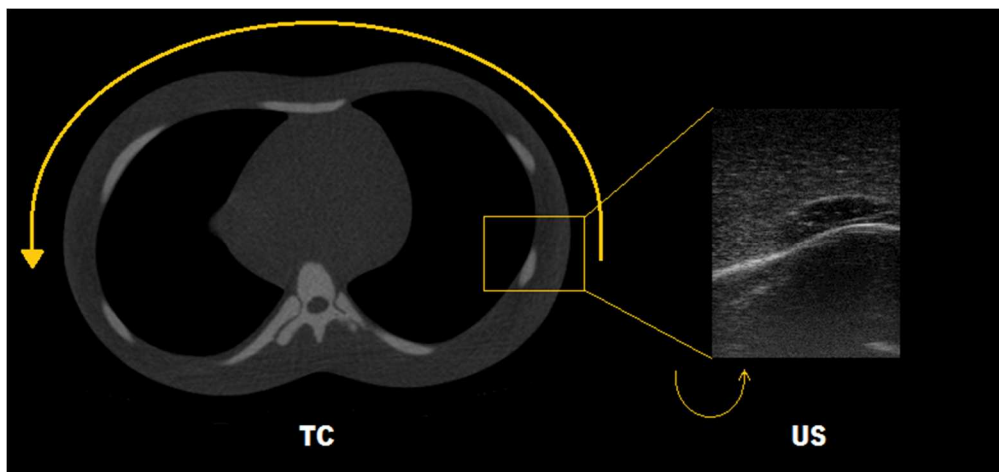


Figura 4.2 – Exemplificação do varrimento (seta amarela em torno da imagem da TC) e as diferenças entre a imagem da TC e dos US no tórax do *phantom*.

Como se pode observar na figura 4.2, a largura da sonda não permite obter imagens que capturem grandes áreas anatómicas. Logo, as imagens foram adquiridas em modo de vídeo para se alcançar a maior informação possível. Foram efetuados varrimentos ao tórax como se encontra ilustrado na figura 4.2.

O sistema Vivid3 (figura 4.3 -A) apresenta algumas limitações na memória de vídeo (128 MB), o que provocou limitações no tempo de aquisição. Os tempos de vídeo variam de acordo com a profundidade de aquisição e as fps selecionadas, ou seja, profundidades e fps menores (menos bytes são necessário por segundo) permitem vídeos com durações temporais maiores.

**A****B****C****D****E**

Figura 4.3 – (A) Sistema de aquisição por US e os vários aparatos experimentais feitos para adquirir imagens de US. Foram realizadas 4 abordagens diferentes: (B) o 1^o é feito ao *phantom* e aquisição é obtida sem apoio de qualquer sistema mecânico. Utiliza-se o gel para diminuir a impedância acústica; (C) o 2^o é igual ao 1^o apenas se altera para um indivíduo, ou seja, *in vivo*; (D) o 3^o utiliza a água com meio para diminuir a impedância e não usa nenhum sistema de apoio; (E) 4^o usa água, mas com um sistema de apoio ao varrimento.

Este fator limitou um pouco o processo de aquisição, onde algumas sequências de imagens tiveram de ser concatenadas para que fosse possível ter um varrimento completo da zona

anterior do tórax, tendo em conta os parâmetros de aquisição selecionados no equipamento. Os ficheiros foram guardados no formato DICOM.

Como foi referido anteriormente, a resolução das imagens depende da profundidade de alcance dos US, como ao longo do trabalho foram realizadas algumas aquisições com profundidades diferentes a resolução muda, tal como a dimensão do *pixel* (*mm/pixel*). Estas informações serão indicadas ao longo do trabalho.

Os algoritmos implementados foram testados em imagens artificiais de um *phantom* (*Ultrasound Examination Training Model "ABDFAN"* - Kyoto Kagaku Co., Ltd). Como se observa nas figuras 4.2 e 4.3, o *phantom* simula anatomicamente as estruturas ósseas, pulmonares e cardíacas. As mais relevantes para este trabalho são as estruturas ósseas, porém as pulmonares através da pleura (interface tecido-ar) terão um papel importante no registo. A pleura é a única estrutura interna que é possível ser adquirida além da grade costal.

As imagens foram obtidas das seguintes formas:

- Usando uma sonda linear sem apoio de qualquer sistema mecânico e com recurso ao gel para diminuir a impedância acústica entre a superfície de contacto e a sonda (*phantom*, figura 4.3-B e indivíduo, figura 4.3-C).
- Usando uma sonda linear sem (figura 4.3-D) e com apoio (figura 4.3-E) de um sistema mecânico (apenas para facilitar o varrimento) estando o *phantom* submerso em água.

4.2 REGISTO RÍGIDO DAS IMAGENS DE US E REDUÇÃO DO RÚIDO *SPECKLE*

Esta secção descreve algumas operações realizadas para melhorar a precisão do registo das imagens. Estas incluem a otimização dos parâmetros do algoritmo de registo rígido e a seleção do filtro para redução do ruído *speckle*.

4.2.1 OTIMIZAÇÃO DOS PARÂMETROS DO ALGORITMO DE REGISTO RÍGIDO

O registo de imagem permite obter a informação do alinhamento das imagens adquiridas durante o varrimento do tórax, relativamente à sua antecessora e sucessora.

A base para compreender como funciona o algoritmo de registo rígido está descrita no capítulo III, na secção 3.2.2. É importante referir que esta apresenta vários parâmetros de entrada (além das imagens a serem registadas) que devem ser otimizados para melhorar a sua precisão. Estes parâmetros são:

- Medidas de semelhança - (sm);
- Número de iterações por nível - ($maxit$);
- Número de níveis - (ln);
- Número de níveis selecionados para calcular a matriz de transformação - (lp);
- Sigma para suavização das imagens de entrada - ($smooT$ e $smooS$);
- Percentagem de blocos a serem usados, para o cálculo da matriz de transformação por iteração - ($%b$);
- Percentagem de *inlier*, para cálculo da matriz de transformação por iteração - ($%$).

A suavização das imagens (parâmetros $smooT$ e $smooS$) não foi efetuada, pois foi utilizada filtragem digital para reduzir o *speckle* antes do registo de imagem (aspecto estudado mais adiante). Os filtros estudados indicam que trazem mais benefícios do que uma filtragem gaussiana normal (filtro passa-baixo para remoção de componentes de alta frequência). Estes utilizam métodos estatísticos próprios para redução do *speckle* e também filtragem sem atenuação excessiva dos limites dos objetos presentes na imagem.

Em todas as imagens foram selecionados todos os níveis do esquema multi-resolução, ou seja, até à resolução máxima da imagem (parâmetro ln) e os níveis são todos computados para refinar ao máximo o movimento da imagem (parâmetro lp , ver secção 3.2.2.3). Quanto mais níveis forem contabilizados mais preciso se torna o cálculo da transformação, pois a procura da melhor transformação vai sendo repartida pelas várias escalas o que diminui os erros. Estes erros podem surgir, por exemplo, devido ao ruído que dificulta a “tarefa” da medida de semelhança, que se baseia na intensidade dos *pixels* para calcular a melhor correspondência entre blocos, processo de *block-matching*.

Assim, somente os seguintes parâmetros foram otimizados: a medida de semelhança (sm), onde se pretende verificar qual é a mais adequada para este tipo de imagem dentro das opções apresentadas na secção 3.2.2.1; o número de iterações por nível ($maxit$), onde se pretende estimar quantas iterações por nível devem ser realizadas para refinar o cálculo da transformação

(ver secção 3.2.2.2); a percentagem de blocos a serem usados ($\%b$), onde se pretende ficar o número ideal de blocos para o cálculo da matriz de transformação por iteração (ver secções 3.2.2.2 e 3.2.2.3); e a percentagem de *inlier* ($\%i$), que permite escolher a percentagem de blocos (dentro dos seleccionados em $\%b$) que devem ser utilizados para obter a transformação (ver secção 3.2.2.2).

MEDIDA DE SEMELHANÇA (*SM*)

A medida de semelhança tem um papel fundamental no processo de registo, porque permite calcular a correspondência da informação presente em diferentes blocos de *pixels*. Assim, quanto maior é a correspondência entre esses blocos, maior é a probabilidade da informação presente pertencer ao mesmo local. Logo, é no cálculo da medida de semelhança que se baseia a estimativa do vetor deslocamento (ver secção 3.2.2.1) e posteriormente a matriz de transformação. Foram testadas as medidas de semelhança apresentadas na secção 3.2.2.1. O intuito deste passo foi comprovar se existiam diferenças significativas que impedissem o uso de medidas de semelhança computacionalmente mais leves. Visto que se pretende processar um número elevado de imagens e caso as diferenças não sejam significativas, é possível diminuir o tempo de processamento do algoritmo sem perder precisão.

Para realizar esta escolha, foi preservado o estado dos restantes parâmetros para estabilizar a sua influência ($maxit=50$; $\%b=100$; $\%i=100$).

Através do uso de imagens do *phantom* e de imagens *in vivo*, adquiridas com o sistema de US, foram aplicadas diversas translações às imagens (combinações de translações em x e y com espaçamento de 5 *pixels*, iniciadas em 0 e terminadas em 40 *pixels*, no total são 81 combinações) e rotações (com espaçamento de 5 graus, iniciadas em 0 e terminadas em 40 graus, o que resulta num total de 9 testes) para testar cada medida de semelhança (ZSAD, ZSSD e ZNCC).

O uso de imagens artificiais do *phantom* e imagens *in vivo* permitiram comparar se existe alguma diferença na performance do algoritmo para os dois tipos de imagens, uma vez que, as mesmas apresentam características diferentes (as imagens *in vivo* exibem mais tecidos e estruturas anatómicas).

As translações e rotações foram aplicadas através das ferramentas de processamento de imagem do MATLAB®. Os erros foram contabilizados tendo em conta as transformações aplicadas às imagens e os valores obtidos pelo registo das mesmas. No caso das translações,

como estão presentes duas coordenadas espaciais (x e y) utilizou-se a distância Euclidiana para resumir os dois erros numa só medida. Já nas rotações foram realizadas comparações diretas dos ângulos aplicados e registados. Os dados foram resumidos em gráficos de extremos-e-quartis, como se encontra representado na figura 4.4.

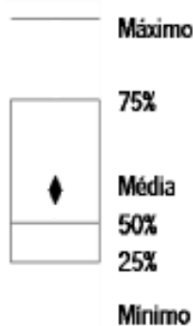


Figura 4.4 – A imagem ilustra um gráfico de extremos e quartis ou caixa de bigodes. Caixa do 2º Quartil - 25-50% dos valores ordenados; mediana – 50%; caixa do 3º Quartil – 50%-75% dos valores ordenados.

Com estes dados estatísticos pretende saber-se a distribuição global dos erros obtidos e ao mesmo tempo ter valores do erro máximo, mínimo, a média e a mediana.

Os resultados alcançados para as translações encontram-se apresentados nas figuras 4.5 e 4.6. A figura 4.5 apresenta os dados obtidos com as imagens do *phantom* e a figura 4.6 apresenta os dados obtidos com as imagens *in vivo*. Como foi referido anteriormente, para cada medida de semelhança foram realizados 81 testes, todos eles com combinações diferentes de translações em x e y .

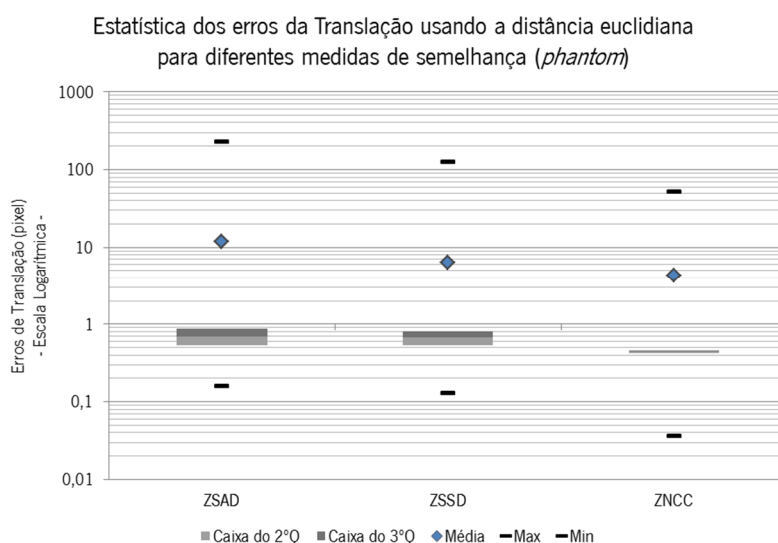


Figura 4.5 – Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes medidas de semelhança.

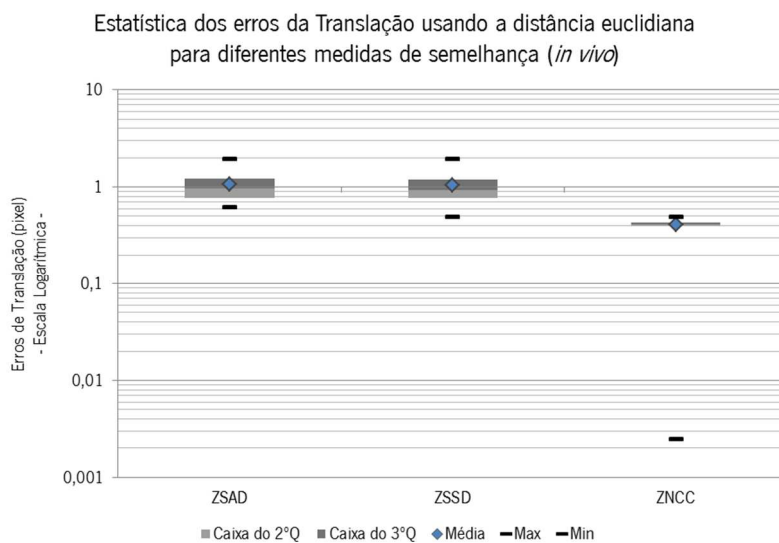


Figura 4.6 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo utilizando imagens de US *in vivo*, para diferentes medidas de semelhança.

Os resultados alcançados para as rotações encontram-se apresentados nas figuras 4.7 e 4.8. A figura 4.7 apresenta os dados obtidos com as imagens do *phantom* e a figura 4.8 apresenta os dados obtidos com as imagens *in vivo*. Como foi referido anteriormente, para cada medida de semelhança foram realizados 9 testes, todos eles com diferentes ângulos de rotação.

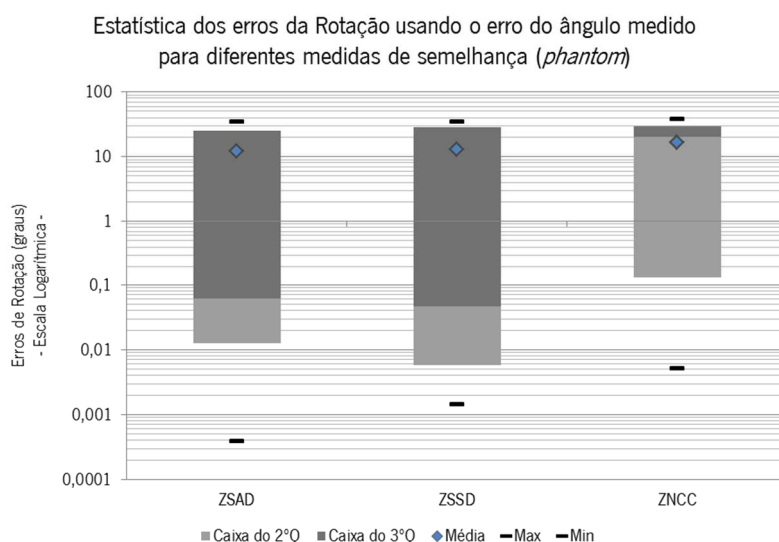


Figura 4.7 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes medidas de semelhança.

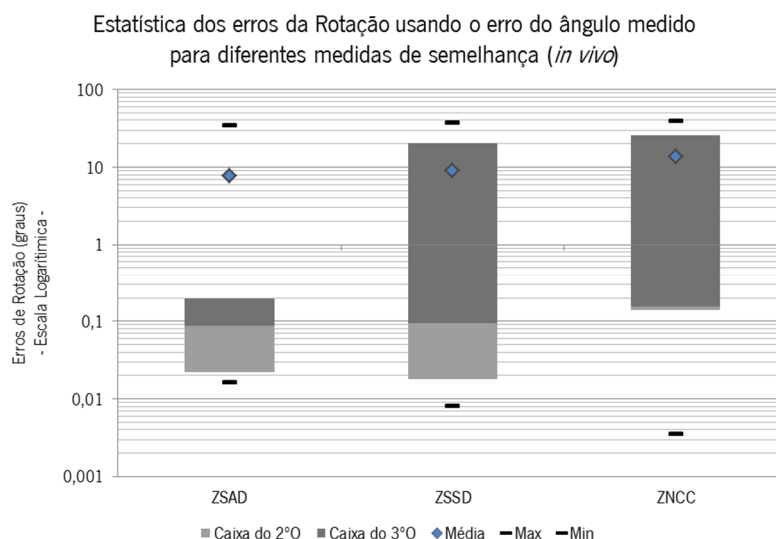


Figura 4.8 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo utilizando imagens de US *in vivo*, para diferentes medidas de semelhança.

Analisando os gráficos é perfeitamente visível que as translações apresentam melhores resultados quando o registo é aplicado com ZNCC, onde 75% dos erros encontram-se abaixo do 0,5 *pixel*. Este valor é bastante importante, visto que a indicação das coordenadas do *pixel* são valores inteiros. Logo, quando ocorrem arredondamentos esses valores tenderão para o valor correto. Os gráficos apresentam erros máximos muito elevados, no entanto, apesar de não ser visível nos gráficos apresentados, estes valores ocorrem nas translações maiores (35 e 40 *pixels*). Todavia, esses valores dificilmente serão atingidos. Analisando os valores das imagens adquiridas com resoluções mais altas (0,1mm/*pixel*), 35 e 40 *pixels* representam 3,5mm e 4mm. Em média os varrimentos fazem um percurso de 240mm e os vídeos apresentam também em média 105 *frames* para esta resolução, logo por *frame* o máximo de deslocamento que ocorre é de 2,3mm considerando um varrimento a velocidade constante. Os erros elevados podem ter ocorrido devido: ao ruído das imagens (erros menores no *in vivo*); à área de procura pequena para o tipo de translação realizada ou à acumulação de erros a partir dos níveis mais baixos (com menor resoluções).

No caso das rotações, os resultados mostram que os erros são menores em termos médios para ZSAD. Os valores são bastante similares quando se comparam os erros máximos e o 3º quartil, mas no caso do 3º quartil há uma exceção para ZSAD na figura 4.8.

Porém, não é possível realizar o registo utilizando duas medidas de semelhança diferentes. Ao avaliarmos os valores dos erros individualmente, o que não é possível observar nos gráficos apresentados, verifica-se que estes só começam a ser elevados, na maioria dos casos, a partir

dos 20 graus. Como não existem essas diferenças entre as imagens, porque se está a adquirir as imagens em vídeo com pequenos incrementos contínuos na rotação (segue a superfície do corpo), a escolha recai sobre o ZNCC devido ao seu desempenho nas translações e apresentar bons resultados até aos 20 graus nas rotações.

NÚMERO DE ITERAÇÕES (*MAXIT*), PERCENTAGEM DE BLOCOS (*%B*) E PERCENTAGEM DE *INLIER* (*I%*)

Nesta parte foram realizadas otimizações para testar quais os valores, nos restantes parâmetros, que mais se adequam ao registo de imagens por US. Dado que nesta etapa se pretendem reconstruções usando imagens por US, os testes de otimização foram focados apenas nas imagens do *phantom*. Estes testes não serão aplicados às imagens *in vivo*, sendo que se pretende fazer futuramente. Este processo é computacionalmente demorado, pelo facto de terem sido testadas as seguintes combinações:

- 1) Número máximo de iterações por nível (*maxit*) – iniciado em 25 iterações, com espaçamento de 25 até 100 iterações.
- 2) % de blocos a serem guardados e usados para o cálculo da matriz de transformação por iteração (*%b*) – iniciado em 25%, com espaçamento de 25% até 100%.
- 3) % de *inlier* utilizado, ou seja, número de vetores de coordenadas usado para o cálculo da matriz de transformação (*%i*) – iniciado em 25%, com espaçamento de 25% até 100%.

Para todas as combinações, foram aplicadas diferentes translações e rotações como foi explicado para a medida de semelhança. Contudo, devido aos erros apresentados pelas rotações a partir de 20 graus, limitou-se o valor das rotações a 25. A medida de semelhança utilizada foi a ZNCC, selecionada anteriormente.

Assim, para otimizar estes parâmetros foram feitos 5184 ensaios para as translações e 384 para as rotações. Desta forma, foi possível estudar a influência dos outros parâmetros num valor de um parâmetro individual, ou seja, é possível constatar qual a influência em utilizar 100 iterações por nível ou 50 sabendo à partida que sofreram a mesma influência dos outros parâmetros em estudo. Portanto, para todos os valores individuais de cada parâmetro foram estudadas as restantes combinações.

Os resultados encontram-se ilustrados desde a figura 4.9 até à figura 4.14.

1) NÚMERO MÁXIMO DE ITERAÇÕES POR NÍVEL (*MAXIT*)

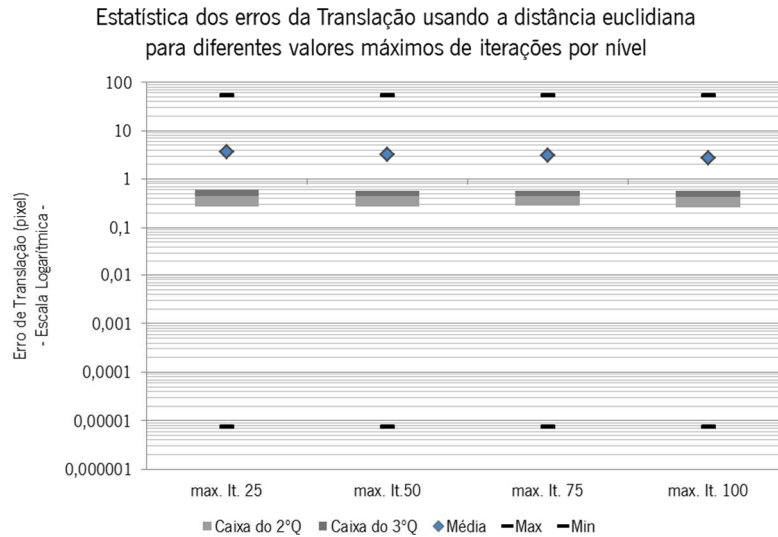


Figura 4.9 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes valores de iterações por nível.

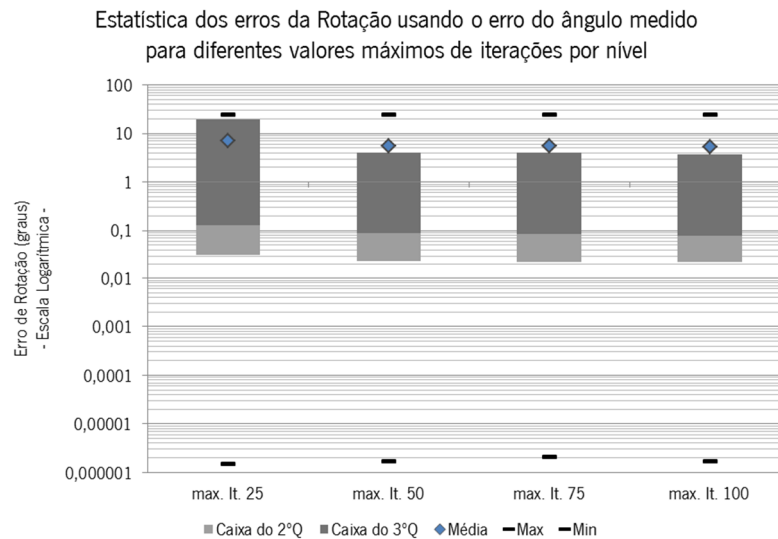


Figura 4.10 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes valores de iterações por nível.

2) % DE BLOCOS A SEREM GUARDADOS E USADOS PARA O CÁLCULO DA MATRIZ DE TRANSFORMAÇÃO POR ITERAÇÃO (%B)

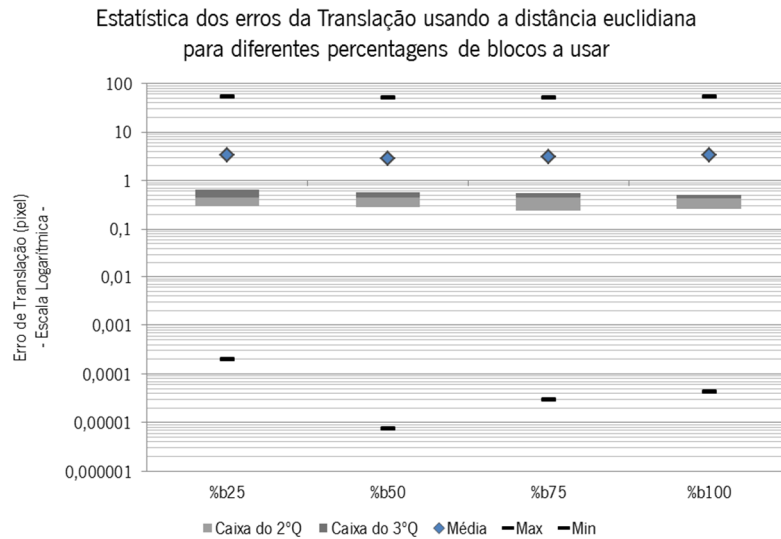


Figura 4.11 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes percentagens de blocos a serem guardados e usados para o cálculo da matriz de transformação por iteração.

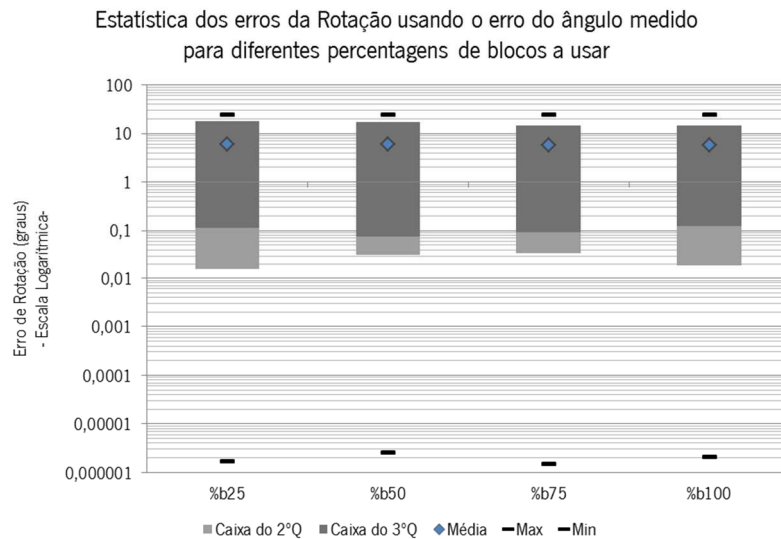


Figura 4.12 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes percentagens de blocos a serem guardados e usados para o cálculo da matriz de transformação por iteração.

3) % DE *inlier* UTILIZADO PARA CÁLCULO DA MATRIZ DE TRANSFORMAÇÃO POR ITERAÇÃO (%)

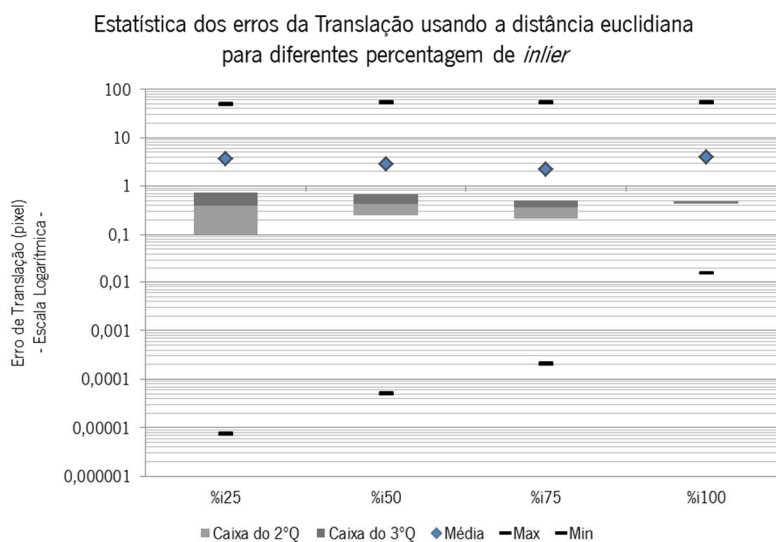


Figura 4.13 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes percentagens de *inlier* para o cálculo da matriz de transformação por iteração.

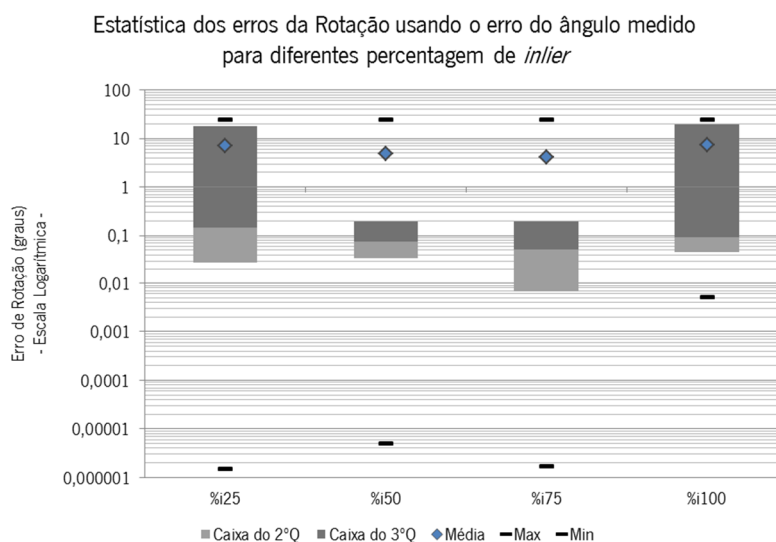


Figura 4.14 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes percentagens de *inlier* para o cálculo da matriz de transformação por iteração.

Fazendo uma análise dos dados apresentados anteriormente, o 1º parâmetro a ser apresentado (*maxit*, nas figuras 4.9 e 4.10) não apresenta grandes diferenças nos valores dos

erros para os quatro parâmetros estudados. Porém, como é necessário selecionar um valor para este parâmetro, a escolha incidu para o valor de 100 iterações por nível. Nas observações feitas à média, mediana e 3º Quartil, estes apresentam-se mais baixos relativamente aos outros valores das iterações em estudo. Portanto, pode afirmar-se, com estes resultados, que os erros são menores quando são feitas mais iterações por nível. Caso no futuro seja importante diminuir o tempo de computação do registo, a utilização de menos iterações por nível pode ser uma solução, pois os dados comprovam que não existem grandes diferenças. No entanto, estudos adicionais devem ser feitos.

No 2º parâmetro ($\%b$, nas figuras 4.11 e 4.12) a escolha recaiu sobre o 75% dos blocos. Neste caso foi mais complexa a escolha devido às melhores estatísticas não se encontrarem associadas somente a um valor, mas sim repartidas pelas várias percentagens em estudo. Todavia, foi feito um estudo mais aprofundado e verificou-se que ordenando as várias estatísticas, para a percentagem de 75%, a segunda linha de melhores resultados estatísticos concentra-se nesta para os dois casos (translações e rotações). É visualmente difícil verificar isto através dos gráficos, porque estes apresentam valores muito semelhantes. Assim, isto pode indicar que este parâmetro tem uma influência menor no registo.

No 3º parâmetro ($\%i$, nas figuras 4.13 e 4.14) os dados indicam que os 75% também apresentam melhores resultados. Esta percentagem revelou, para as translações e rotações, as melhores estatísticas (média, mediana e 3º Quartil). Isto indica que as matrizes de transformação finais apresentam menores erros utilizando apenas 75% dos vetores de deslocamento selecionados. Usando esta percentagem são eliminados deslocamentos com maiores erros.

Resumindo, os valores selecionados para realizar o registo rígido foram:

- Medidas de semelhança = ZNCC;
- Número de iterações por nível ($maxit$) = 100 iterações;
- Número de Níveis = dependente da resolução da imagem;
- Número de Níveis utilizados no registo = todos;
- Sigma para suavização das imagens de entrada = não utilizado;
- Percentagem de blocos a serem usados por iteração ($\%b$) = 75%;
- Percentagem de *inlier* ($\%i$) = 75%.

4.2.2 SELEÇÃO DO FILTRO PARA A REDUÇÃO DO RÚIDO *SPECKLE*

Após os vários parâmetros do registo terem sido otimizados nos estudos anteriores, foi estudada a influência da redução do *speckle* neste processo. Como visto em 2.3.4.1 e 3.1.1, o *speckle* é um artefacto inerente às imagens por US, porém pode ser atenuado, por exemplo, utilizando filtragem digital. Para seleção de um filtro para reduzir o *speckle* foram feitos testes iguais aos anteriores, ou seja, calcularam-se as diferenças entre a transformação obtida e as diferentes translações e rotações aplicadas.

Foram feitos 10 estudos diferentes. Um representa a não utilização de qualquer filtragem digital e os restantes representam os vários filtros e as suas variações apresentados em 3.1.1. Sintetizando, foram estudados os seguintes filtros para reduzir o ruído *speckle*:

- Sem recurso a filtragem;

- Filtragem adaptativa:
 - *Frost*,
 - *Lee*,
 - *Kuan*.

- Filtragem por difusão anisotrópica para redução do *speckle* (ou, SRAD);

- Filtragem por difusão anisotrópica por coerência:
 - *Implicit Discretization* (I);
 - *Standard Discretization* (S);
 - *Non-negativity Discretization* (N);
 - *Optimized Derivative Kernels* (O);
 - *Rotation Invariant* (R).

Tal como foi mencionado na secção 3.1.1.1, os filtros adaptativos não têm parâmetros de entrada, porém os restantes filtros sim. Para efetuar as filtrações, foram utilizados valores comuns quando os filtros apresentam a mesma base teórica:

- SRAD:
 - Tempo de difusão (dt) = 0,05s;
 - Taxa de decaimento exponencial = 0,10;
 - Função de coeficiente de condução =

$$c(q) = \frac{1}{1 + \frac{q^2 - q_0^2}{q_0^2(1 + q_0^2)}};$$
 - Número de iterações = 100.

- Filtragem por difusão anisotrópica por coerência:
 - Tempo total de difusão = 15s;
 - Tempo de difusão (dt) = 1s para R, I e O.
= 0,15s para S e N;
 - Valor do sigma para a função de peso Gaussiana = 10;

Os resultados são exibidos nas figuras 4.15 e 4.16.

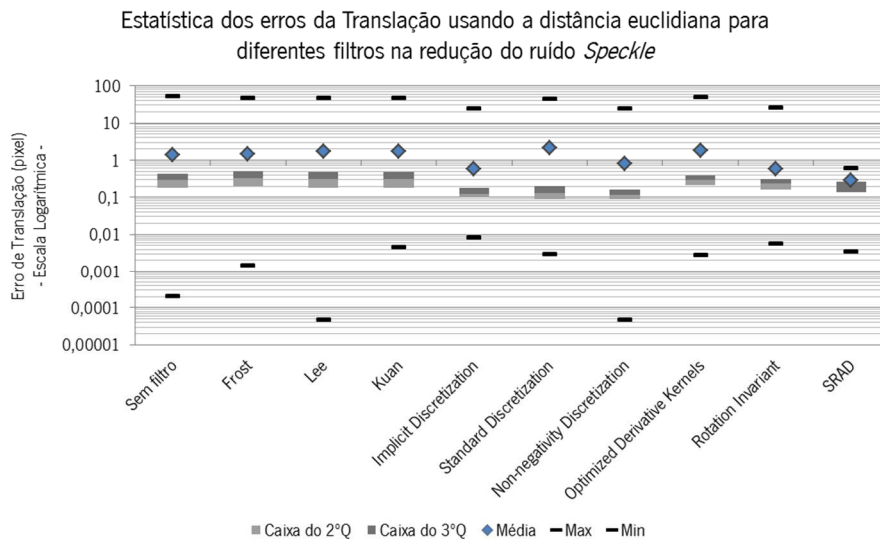


Figura 4.15 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as translações aplicadas e as translações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes filtros digitais para reduzir o ruído *speckle*.

Os resultados, presentes na figura 4.15 e 4.16, mostram que é possível melhorar a performance do registo utilizando pré-filtragem digital antes do registo. Todavia, é possível afirmar que o registo sem pré-filtragem foi melhorado usando os parâmetros otimizados, pois o

valor do 3º Quartil encontra-se abaixo dos 0,5 *pixel*, o que é positivo devido aos arredondamentos. Todos os filtros aplicados apresentam igualmente valores abaixo dos 0,5 *pixel* no 3ºQuartil, ou seja, 75% dos erros estão abaixo do meio *pixel* para cada filtro. No entanto, os erros máximos apresentam valores elevados exceto para o SRAD, contudo estes erros só acontecem em casos específicos onde as translações são mais elevadas (35 e 40 *pixels*). Os filtros adaptativos chegam, por vezes, a ter piores resultados que as imagens registadas sem qualquer filtragem.

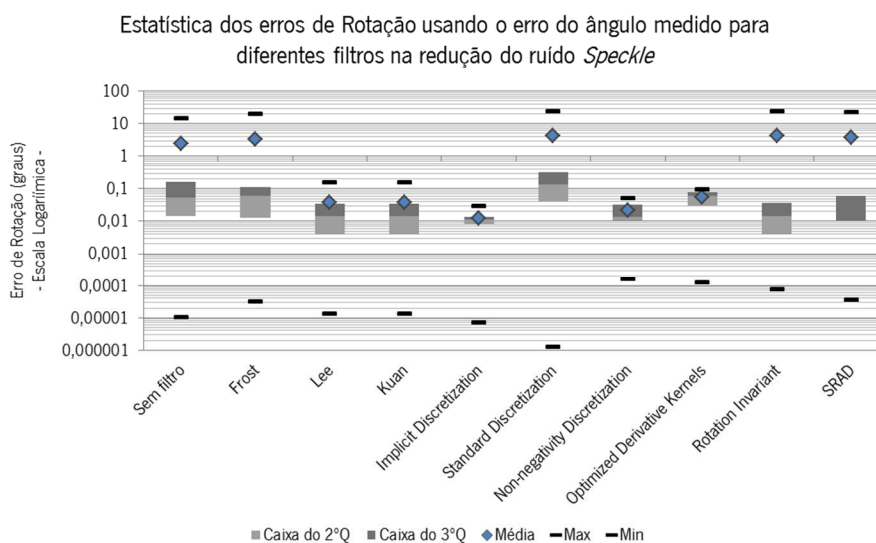


Figura 4.16 - Dados estatísticos dos erros calculados entre as rotações aplicadas e as rotações registadas a partir do algoritmo de registo, utilizando imagens de US do *phantom*, para diferentes filtros digitais para reduzir o ruído *speckle*.

No caso das rotações, os erros estão abaixo dos 0,05 graus apenas para Lee, Kuan, *Non-negativity Discretization*, *Implicit Discretization* e *Rotation Invariant* quando é analisado o valor do 3ºQuartil. Se avaliarmos o erro máximo atingido, apenas nos filtros de coerência pelas abordagens *Non-negativity Discretization* e *Implicit Discretization*, são verificados erros abaixo ou iguais a 0,05 graus.

A escolha dos filtros a utilizar incidiu sobre o *Non-negativity Discretization* e o *Implicit Discretization* devido a terem os melhores resultados nos dois casos, translações e rotações. Estes resultados demonstraram que a abordagem via difusão anisotrópica apresenta melhores resultados que a abordagem adaptativa como foi demonstrado em [65]. O uso de tensores para descrever a estrutura da imagem facilita e melhora o processo de filtragem por difusão. Foram

selecionados dois filtros, porque apresentam valores de erro semelhantes e também porque servirá como termo de comparação.

É importante referir que os filtros por coerência e o SRAD têm parâmetros de entrada que podem ser modificados (alguns foram abordados em 3.1.1.2 e 3.1.1.3). Portanto, futuramente serão necessários realizar mais estudos para verificar de que forma a alteração destes parâmetros influenciam a performance do registo e dos filtros. Porém, os dados preliminares mostram que os filtros por coerência são adequados para reduzir o ruído *speckle* na imagem de US.

Resumindo, os filtros selecionados foram:

- Filtragem por difusão anisotrópica por coerência:
 - *Non-negativity Discretization*;
 - *Implicit Discretization*.

4.3 SEGMENTAÇÃO DAS ESTRUTURAS ÓSSEAS NAS IMAGENS POR US

A deteção das estruturas ósseas nas imagens é outra etapa fundamental deste trabalho. A segmentação permitirá localizar e realçar estas estruturas nas imagens. Isto é indispensável em todo o processo, pois é através das coordenadas espaciais das superfícies das estruturas ósseas que se faz a personalização da prótese. Por isso, a segmentação possibilita a sua diferenciação relativamente às outras estruturas presentes na imagem, como por exemplo o tecido muscular. Porém, como foi mencionado ao longo da dissertação, esta tarefa é complexa.

As imagens por US não apresentam uma escala regularizada de níveis de cinzento para cada tecido como por exemplo a TC, mas sim caracteriza a passagem do som entre meios diferentes sendo a intensidade dos níveis de cinzento baseada na amplitude dos ecos (ver secção 2.1 e 2.2). Logo, tecidos diferentes podem apresentar a mesma intensidade na imagem. Contudo, apesar dos artefactos presentes nos US trazerem alguns problemas, em alguns casos podem servir de apoio ao diagnóstico e neste caso à deteção. Quando o osso é adquirido aparece uma sombra abaixo da sua superfície ecogénica (ver secção 2.3.4.1, 2.3.5 e 2.3.6). Este fator é utilizado como apoio à deteção do osso na imagem, pois trata-se de um artefacto específico desta estrutura anatómica nas imagens de US e que a distingue das restantes.

Apesar de se estar a trabalhar com imagens do *phantom* para verificar se existe alguma viabilidade na construção de um plano axial com recurso a imagens por US, nesta parte do trabalho serão utilizadas imagens *in vivo*, porque as imagens do *phantom* não caracterizam na totalidade uma imagem real com todas as suas estruturas e artefactos (ver figura 4.17). O principal aspeto prende-se com a sombra que é uma característica que tem elevado peso na estratégia proposta.

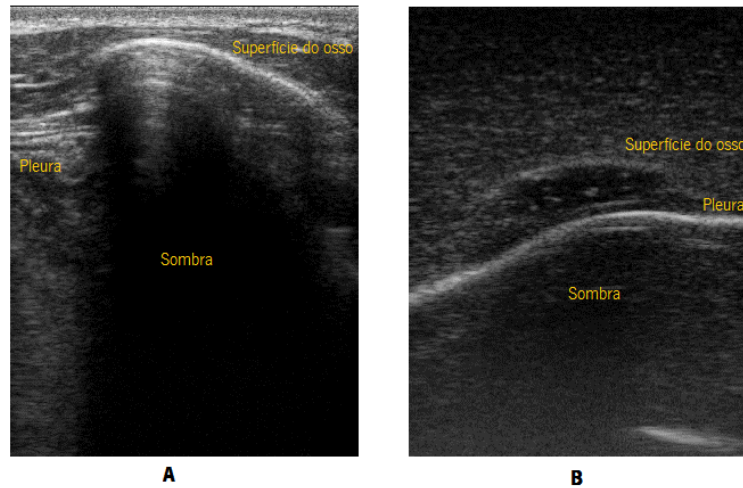


Figura 4.17 – Diferenças das estruturas entre as imagens *in vivo* (A) e as imagens do *phantom* (B). Como se pode observar as imagens *in vivo* têm uma sombra mais visível.

4.3.1 ESTRATÉGIA DE SEGMENTAÇÃO DO OSSO PROPOSTA

A estratégia aqui proposta baseou-se principalmente nos trabalhos apresentados em [121], [128] e [113], tendo cada um deles a sua influência. O trabalho apresentado em [121] permitiu de uma forma inteligente aproveitar as características da sombra (sempre presente) para realçar os *pixels* mais intensos que se encontram acima dela, ou seja, a superfície do osso. O trabalho de [128] apresenta um novo método baseado no domínio da frequência e da fase da imagem para a deteção objetos simétricos nas imagens. E em [113] é referido a junção de vários métodos para obter a segmentação do osso. Esta abordagem foi tida como uma solução interessante para este problema, ou seja, juntar diferentes métodos para alcançar o objetivo final. Os vários conceitos utilizados durante o desenvolvimento desta estratégia para a segmentação de imagem são apresentados na secção 3.3.2. Porém, os aspetos utilizados mas não mencionados na secção 3.3.2 serão abordados aqui.

O esquema da figura 4.18 representa a estratégia seguida, sendo apresentada em forma de diagrama. A maior parte dos blocos serão explicados para a melhor perceção do trabalho implementado, tais como as imagens obtidas para cada bloco (Figura 4.19).

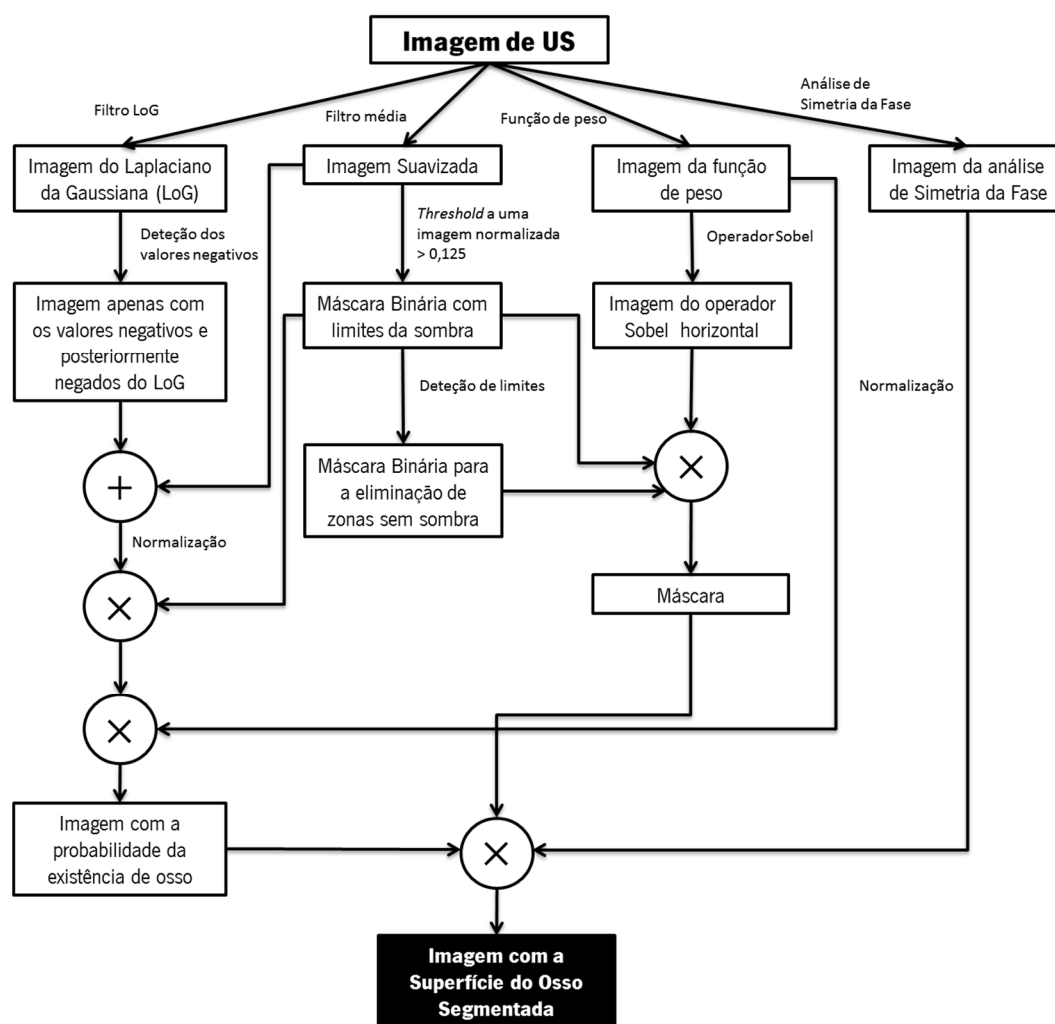
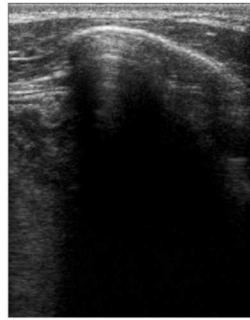


Figura 4.18 – Esquema ilustrativo da estratégia implementada para segmentar as estruturas ósseas nas imagens por US. As caixas representam as imagens que são usadas ao longo do processo de segmentação, os círculos representam operações de soma e multiplicação das imagens e as setas representam o progresso e a ligação entre as várias etapas estando associadas, por vezes, a informações dos cálculos intermédios.

4.3.1.1 LAPLACIANO DA GAUSSIANA (LOG)

O cálculo do LoG (ver secção 3.3.2.2) é realizado tendo em conta que os *pixels* que pertencem às faixas de intensidade mais elevada têm grande probabilidade de pertencer à superfície do osso (ver secção 2.3.6). Como apenas só os valores negativos interessam porque representa o ponto transitório entre os *pixels* de menor para os de maior intensidade (passagem de zero para valores negativos na 2ª derivada, obtidos pelo Laplaciano), os valores positivos são igualados a zero e os valores negativos são negados, ou seja, são multiplicados pelo fator -1 (ver figura 4.19). Os valores do filtro LoG foram seleccionados empiricamente tendo o seu *kernel* a forma de um quadrado com dimensões de 25x25 *pixels* e com um sigma igual a 9.



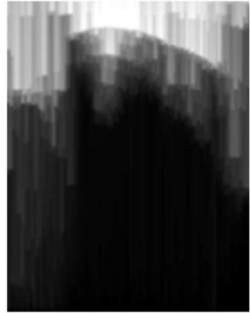
A - Imagem de US



B - Imagem do LoG



C - Imagem suavizada



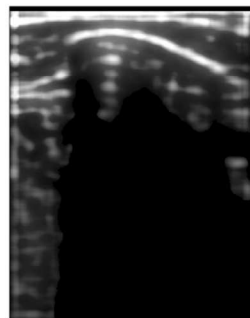
D - Imagem da função de peso



E - Imagem usando simetria de fase



F - Máscara binária com limites da sombra



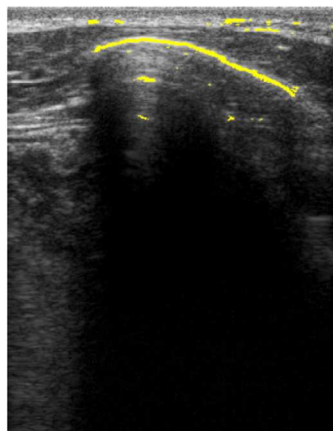
G - Imagem com a probabilidade da existência de osso



H - Máscara



I - Imagem final segmentada



J - Imagem original sobreposta com a segmentada

Figura 4.19 – Imagens obtidas durante as várias etapas do algoritmo de segmentação das estruturas ósseas em imagens por US.

4.3.1.2 SUAVIZAÇÃO À IMAGEM

A suavização é aplicada para eliminar algum ruído presente na imagem (ver figura 4.19 - C). O *kernel* aplicado tem a forma de um disco com diâmetro de 7 *pixels*. Esta imagem é a base para criar uma das máscaras binárias (ver figura 4.19 - F) e é igualmente usada para ser somada à imagem do LoG pós-processada (ver figura 4.19 - B).

4.3.1.3 FUNÇÃO DE PESO

A imagem da função de peso baseia-se na atribuição de maior significância aos *pixels* que se encontram acima da sombra, que é uma característica inerente às imagens do osso. Isto permite distingui-lo das outras estruturas mais brilhantes na imagem de US.

A função para obter a imagem com os pesos dos *pixels* (I_p), pode ser descrita pela equação seguinte:

$$I_p(i, j) = \max I([i, L], j) - \frac{1}{(L - i)} \sum_{a=i}^L I(a, j) \quad (4.1)$$

onde I representa a imagem original, i e j as coordenadas dos *pixels* para as linhas e colunas e L representa o número máximo de linhas na imagem. Portanto, para cada *pixel* é calculado o valor máximo presente em cada coluna sendo subtraído a média de todos os *pixels* a partir da posição i . Dando o exemplo de um *pixel* presente na superfície do osso, espera-se que este apresente valores elevados de intensidade como foi visto na secção 2.3.6. Como abaixo deste se encontra sombra (o que significa valores de intensidade baixos), a média será baixa dando mais peso a este *pixel* quando comparado com uma situação onde não existe de sombra. Portanto, no caso de não existir sombra, o valor da média influenciará mais e o valor diminuirá e vice-versa (ver figura 4.19 - D).

4.3.1.4 ANÁLISE DA SIMETRIA DA FASE

É um algoritmo bastante complexo, mas com um uso crescente na segmentação do osso nas imagens por US (ver secção 3.3.2.3). Com este método é possível visualizar os objetos que apresentam simetria numa imagem. No caso do osso, a sua superfície aparece geralmente bem

delineada relativamente aos tecidos envolventes de menor intensidade. Isto acontece porque através da análise da fase da imagem encontram-se padrões nos *pixels* que permitem indicar que estes pertencem ao mesmo objeto, ou seja, têm a mesma fase (ver figura 4.19 - E). O algoritmo está otimizado para a deteção de linhas o que é muito importante para reforçar o algoritmo proposto, porque a superfície do osso assemelha-se a uma linha contínua. Este método tem vários parâmetros de entrada, contudo, foram usados valores pré-definidos. Após algumas alterações, estes valores apresentaram os resultados mais coerentes na deteção da superfície do osso.

4.3.1.5 IMAGEM COM A PROBABILIDADE DA EXISTÊNCIA DE OSSO

Esta imagem foi obtida através da soma e da multiplicação de imagens anteriormente descritas como se observa no esquema na figura 4.18. Primeiro é realizada a soma da imagem pós-processada do LoG com a imagem suavizada (figura 4.19 – B e C, respetivamente), sendo depois normalizada. A soma permite obter uma imagem menos ruidosa e com os *pixels* de maior intensidade aumentados, relativamente à imagem original. Em segundo, a imagem da soma é multiplicada pela máscara binária com a sombra proveniente do osso que está delimitada a preto (ver figura 4.19 - F). Por último, esta última operação é igualmente multiplicada pela imagem obtida pela aplicação da função de peso à imagem original sendo depois normalizada. O resultado final é uma imagem com a superfície do osso realçada, onde os *pixels* de maior intensidade indicam ter uma probabilidade superior de pertencer à superfície do osso (ver figura 4.19 - G).

4.3.1.6 MÁSCARA

Esta máscara binária foi introduzida para restringir área de aplicação das operações finais, ou seja, apenas se têm em conta as áreas das imagens que se encontram sob a influência da sombra. Foram igualmente introduzidos os valores obtidos pela aplicação do operador *Sobel* à imagem da função de peso. Verificou-se que este operador quando aplicado a esta imagem delimita os contornos referentes à superfície do osso (ver figura 4.19 - H).

Esta máscara permite eliminar parte da informação que não pertence ao osso.

4.3.1.7 IMAGEM SEGMENTADA

No final calcula-se a imagem utilizando os três últimos itens. Multiplica-se primeiro a imagem da probabilidade pela máscara, e o resultado desta operação pela imagem da análise da simetria da fase. O resultado pode ser visto na figura 4.19 nas imagens I e J.

A figura 4.20 apresenta os resultados dos testes feitos a algumas imagens. Todas as imagens exibidas têm uma resolução de 396x306 *pixels* sendo as dimensões do *pixel* 0.125x0.125mm, o que corresponde sensivelmente a 5cm de profundidade e 4cm de largura.

Das oito imagens segmentadas presentes na figura 4.20 apenas a primeira obteve uma segmentação sem correspondência à original. Isto deveu-se a uma análise de simetria da fase incorreta, porque a superfície do osso se encontra muito próxima de outros tecidos de intensidade semelhante. Esta aproximação influencia a análise de simetria dos objetos, pois não existe uma simetria tão coerente como nos outros casos, onde o osso aparece bem delineado relativamente às outras estruturas. Uma estrutura bem delineada faz com que os padrões de fase naquela zona da imagem sejam aproximadamente iguais.

Algumas estruturas que não pertencem ao osso continuam presentes na imagem, contudo as superfícies do osso aparecem geralmente bem segmentadas. Futuramente, devem ser estudadas formas para eliminar estas estruturas de menor dimensão, por exemplo, através do cálculo da sua área.

As imagens preliminares mostram que a estratégia proposta tem potencialidades para realizar a segmentação do osso. Das oitos imagens presentes na figura 4.20 apenas a primeira obteve uma segmentação menos demarcada na superfície do osso.

As pequenas estruturas que estão presentes nas imagens podem afetar o propósito final, ter uma imagem apenas com a superfície do osso. Na reconstrução final apenas se pretende que estejam presentes as superfícies das costelas que são os pontos usados para a modelação da prótese.

Apesar de se encontrarem falhas no algoritmo, estas podem ser compensadas através da sobreposição das imagens na reconstrução do plano axial, no entanto, este aspeto terá de ser estudado.

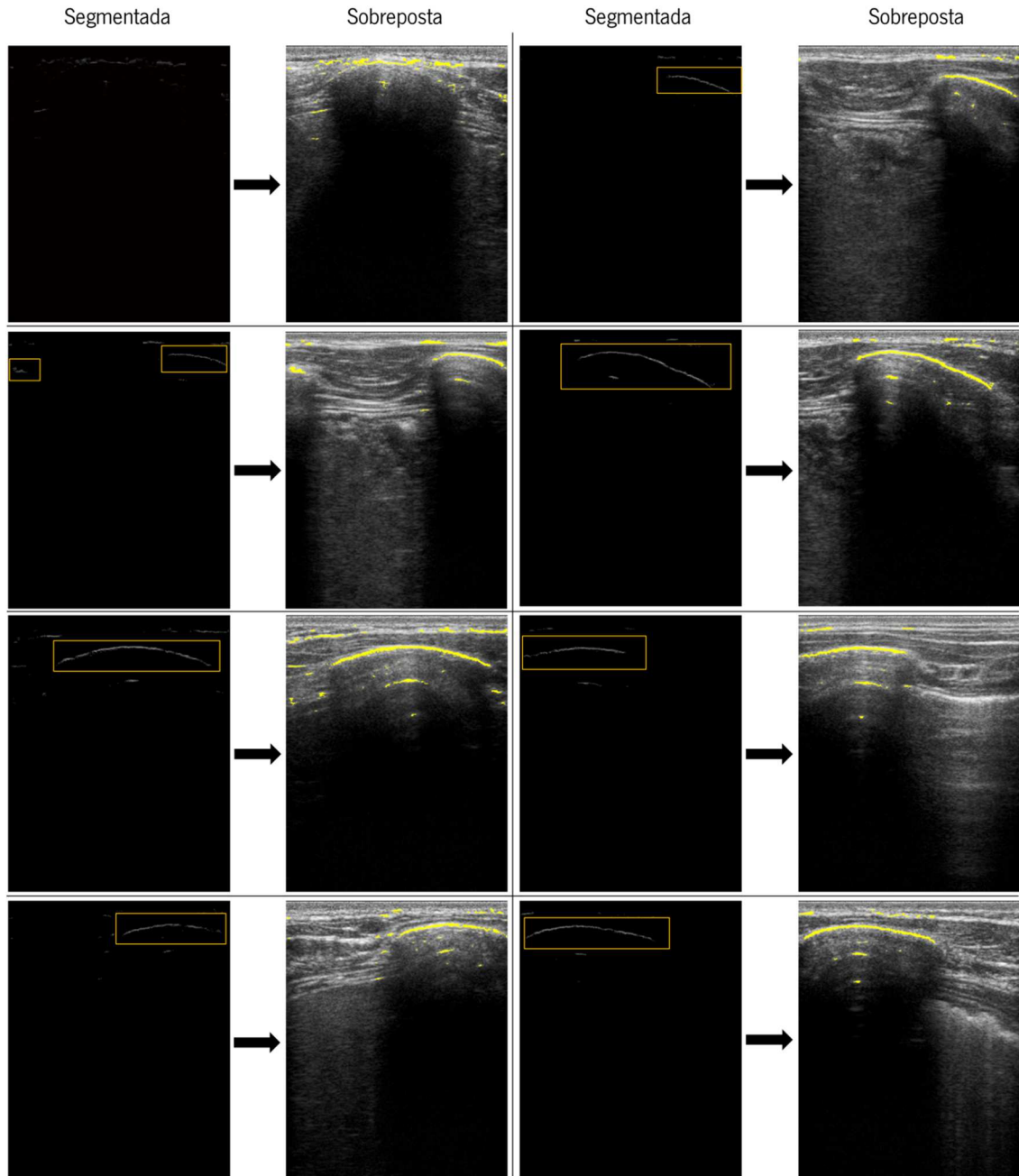


Figura 4.20 – Resultados da estratégia de segmentação das estruturas ósseas em imagens por US. As sete últimas imagens apresentam bons resultados, enquanto a primeira não. Pequenas estruturas não pertencentes ao osso ainda são visíveis nas imagens.

4.4 RECONSTRUÇÃO DO PLANO AXIAL ATRAVÉS DE IMAGENS POR US

A reconstrução do plano axial, usando imagens por US, é feita através das matrizes de transformação calculadas pelo registo rígido de imagem. O registo é executado entre as várias imagens que compõem o varrimento (realizado em vídeo), e após a obtenção dessa informação é construída a imagem final. As transformações são aplicadas sucessivamente às imagens tendo

em atenção as coordenadas espaciais dos *pixels* da imagem anterior. Portanto, as posições dos *pixels* da imagem atual são calculadas aplicando a transformação, previamente obtida no registo, às coordenadas espaciais que compõem a imagem anterior a esta na reconstrução final. A figura 4.21 ilustra as etapas realizadas para obter a reconstrução do plano axial. Como as imagens se encontram sobrepostas foi utilizado um processo simples de transparência. Assim, é atribuído um peso ao nível de cinzento presente nessas coordenadas e ao *pixel* que se pretende sobrepor.

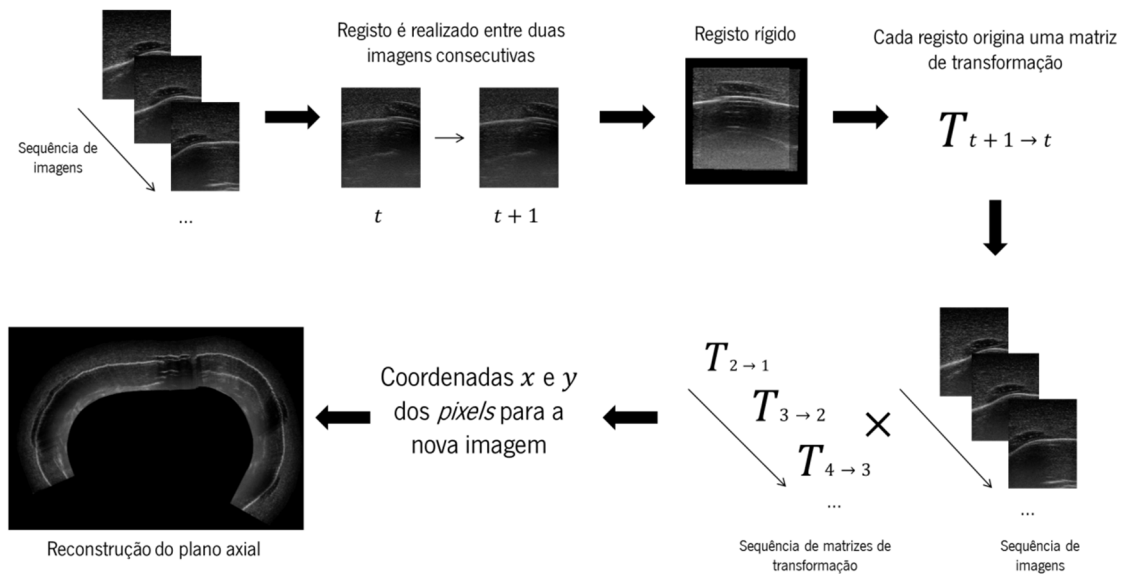


Figura 4.21 – Etapas realizadas na reconstrução do plano através de imagens de US. A segunda sequência de imagens pode ou não apresentar pré-filtragem digital, como também a segmentação das imagens.

Na tentativa de otimizar o algoritmo de reconstrução foi estudado se as semelhanças entre as imagens são superiores quando se avança para as imagens seguintes do varrimento, ou seja, quando se realiza o registo com as imagens posteriores. Este estudo foi efetuado através da análise das 5 imagens posteriores à imagem $I(t)$. A comparação entre elas foi realizada recorrendo a uma medida de semelhança entre imagens (ZNCC – já usada no algoritmo do registo), a partir do valor obtido, selecionou-se qual a imagem com maior correspondência e a posição que indica onde se inicia a verificação seguinte (Figura 4.22).

Contudo, os resultados indicam que esta abordagem não é relevante nem funcional para a reconstrução do plano. Todos os valores mostraram que não se avançou na seleção das imagens, ou seja, as imagens apresentam sempre maiores semelhanças entre $I(t)$ e $I(t + 1)$. É relevante referir que só é calculada a semelhança entre as imagens na zona que se encontra

sobreposta (zona cinzenta na figura 4.22). O fraco desempenho desta abordagem pode ter ocorrido devido à baixa resolução temporal (baixo número de fps) do sistema Vivid3. Para sistemas com resoluções temporais superiores pode ser uma opção interessante para melhorar a reconstrução da imagem final. Porém, estudos adicionais têm de ser realizados para comprovar esta opção.

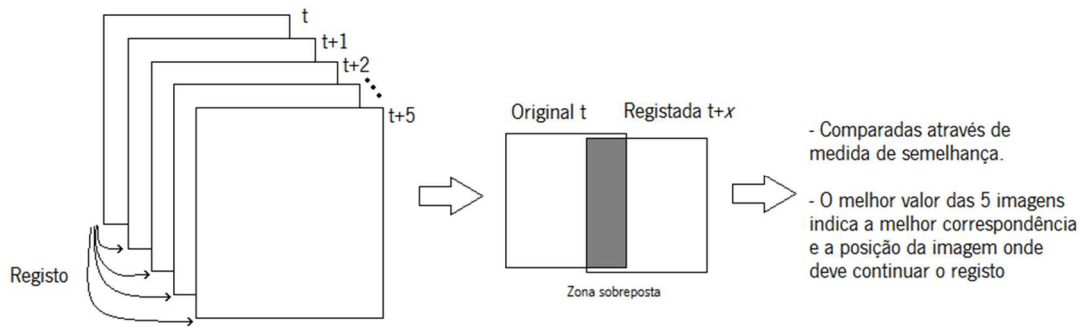


Figura 4.22 - Exemplificação do algoritmo implementado para testar o avanço de imagens durante o registo.

Logo, as reconstruções serão feitas tendo em conta sempre a imagem posterior como é exemplificado na figura 4.21.

4.5 MODELAÇÃO DA PRÓTESE

A modelação da prótese será realizada de acordo com o descrito por Vilaça *et.al* em [2] sendo que foi sinteticamente explicado na secção 1.1.4. Assim, será utilizado o *software* desenvolvido por esses autores para modelar a prótese após uma reconstrução final adequada.

4.6 SÍNTESE DO CAPÍTULO

A metodologia e os algoritmos utilizados e implementados nas diferentes etapas da estratégia proposta, para obter a reconstrução do plano axial, foram expostos neste capítulo.

A etapa de aquisição das imagens é de extrema importância, pois é necessário adquirir informação consistente e correta para as etapas seguintes (registo e segmentação).

O registo é a etapa onde se obtém as transformações entre as imagens, ou seja, permite saber qual é a transformação que alinha uma imagem com outra. Com esta informação é possível reconstruir o plano axial com a aplicação das várias transformações. Para obter reconstruções consistentes foram realizadas algumas otimizações ao algoritmo de registo como também utilizados filtros de redução do *speckle* para melhorar as características das imagens e otimizar o desempenho do registo. Verificou-se que estas otimizações trouxeram benefícios sendo que foram selecionados parâmetros para se realizar as reconstruções posteriores.

A etapa de segmentação das estruturas ósseas também demonstrou ser capaz de realçar a superfície do osso nas imagens por US. Esta foi construída com base em diferentes métodos e algoritmos. Apesar de ainda existirem pequenas estruturas que não pertencem ao osso, a superfície deste aparece geralmente bem definida.

A reconstrução do plano axial final utiliza as transformações obtidas no registo. Este plano é feito aplicando às várias imagens consecutivas as transformações correspondentes. Esta reconstrução será usada como *input* para o software de modelação da prótese.

CAPÍTULO V

RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos ao longo do trabalho desenvolvido nesta dissertação. Nomeadamente são apresentados as reconstruções conseguidas através das diferentes abordagens na aquisição das imagens de US.

Para comparar os resultados das reconstruções foi realizado uma TC ao *phantom*. Isto permitiu confrontar as reconstruções obtidas com a técnica de imagem convencionalmente utilizada na modelação da prótese (figura 5.1).

As imagens do TC foram obtidas com uma resolução espacial de $512 \times 512 \times 242$ sendo as dimensões do *voxel* de $0.684 \times 0.684 \times 1$ mm nas direções *x*, *y* e *z*, respectivamente.

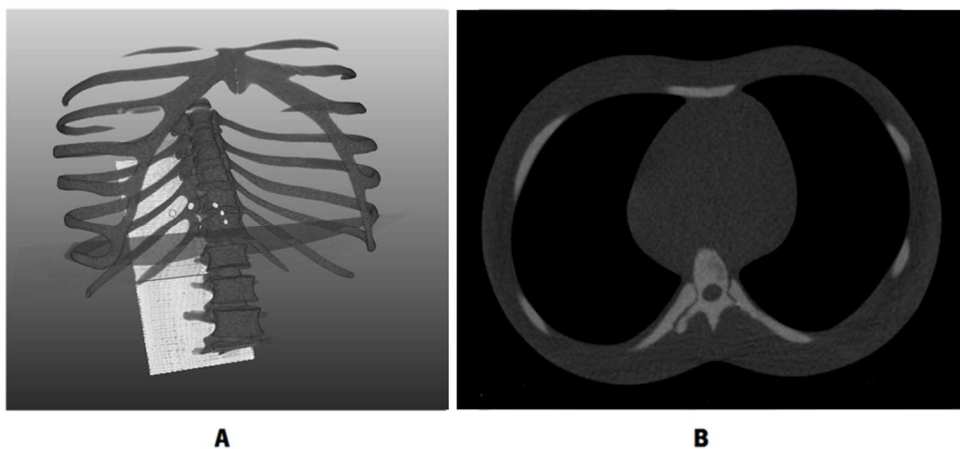


Figura 5.1 – (A) Representação 3D da TC do *phantom*, com as estruturas ósseas evidenciadas relativamente às outras estruturas. (B) Imagem de um plano axial (*slice*) da TC feita ao *phantom*.

5.1 RESULTADOS DAS RECONSTRUÇÕES DO PLANO AXIAL

Os resultados que serão apresentados a seguir pretendem demonstrar e validar a possibilidade de se obter uma reconstrução de um plano axial através de imagens por US. Os resultados finais foram obtidos através de imagens do *phantom*, no entanto, são apresentados igualmente resultados preliminares feitos a um indivíduo com *pectus excavatum*. A figura 5.2 indica a posição dos 3 planos onde foram adquiridas as várias imagens do *phantom*, numerados de 1 a 3. Como a maior parte dos resultados foram conseguidos usando imagens do *phantom*, as estruturas ósseas não foram segmentadas durante o processo.

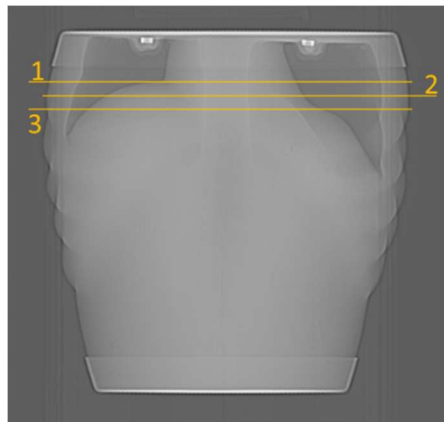


Figura 5.2 – Planos onde foram realizados os varrimentos. Cada linha representa um plano distinto.

5.1.1 IMAGENS DO *PHANTOM*

5.1.1.1 IMAGENS ADQUIRIDAS ATRAVÉS DO PROCEDIMENTO NORMAL

Foram adquiridas imagens do tórax do *phantom* recorrendo ao procedimento normal de um exame como foi referido em 4.1. Utilizou-se o gel para diminuir a impedância acústica entre a sonda e a superfície, e eliminar a interface sonda-ar e ar-superfície. A sonda foi posicionada de forma a adquirir imagens no plano axial, como é ilustrado na figura 4.3, no capítulo IV.

As imagens adquiridas em formato vídeo têm uma resolução espacial de 396x306 *pixels* sendo as dimensões do *pixel* de 0.125x0.125mm nas direções *x* e *y*. Cada vídeo tem uma resolução temporal de 11fps e foi adquirido com uma sonda linear a 10MHz.

Para este caso, foram adquiridos dois vídeos que reproduzem um varrimento semelhante ao da figura 4.2 (ver secção 4.1) no plano 1 (ver figura 5.2). Estes dois vídeos (designados nesta secção de varrimento 1 e 2) foram reconstruídos usando a estratégia proposta na secção 4.4.

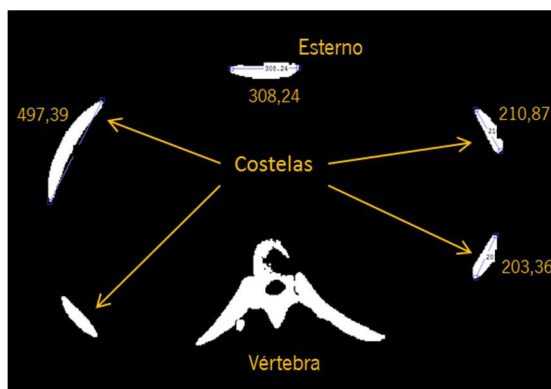
Para comparar os resultados da estratégia proposta foi então usada a TC do *phantom*, tendo em conta a zona anatómica correspondente. Cada imagem da TC teve de ser redimensionada para às dimensões do *pixel* dos US, ou seja, de 0.684mm para 0.125mm. Para as imagens que são apresentadas nas figuras 5.3 e 5.4 a resolução espacial da imagem da TC atinge os 2795x2795 *pixels*.

Os parâmetros utilizados foram os estudados e otimizados em 4.2, e desta forma são apresentados os dois resultados das duas filtragens digitais selecionadas para a redução do *speckle* e o resultado sem qualquer filtragem. Isto possibilitará uma comparação mais abrangente. Apresentam-se igualmente as medições feitas, em *pixels*, às estruturas ósseas a partir das imagens da TC e das reconstruídas por US.

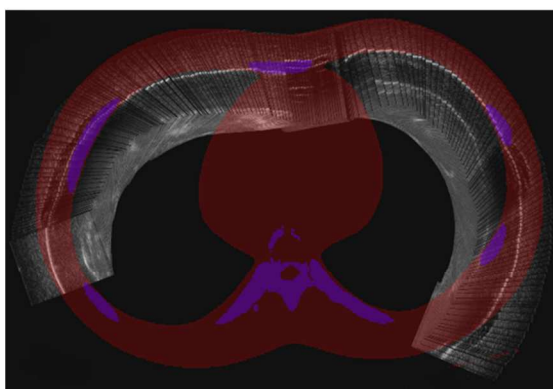
Avaliando, agora, os resultados presentes nas figuras 5.3 (varrimento 1) e 5.4 (varrimento 2) é possível mencionar que não é possível obter dois varrimentos completamente semelhantes sem o uso de qualquer tipo de apoio à aquisição, por exemplo uma estrutura mecânica, sensores de posição, etc.

É visível que o varrimento 1 tem mais semelhanças com a TC e é igualmente possível afirmar que as reconstruções apresentam distâncias mais coerentes com a TC quando se utiliza filtragem, sendo este aspeto mais evidente no varrimento 1. No entanto, quando se comparam os dois filtros não existe uma diferença notória entre eles para os dois varrimentos. Isto pode ter acontecido pois apenas são alterados os modelos de discretização nos dois filtros que tem a mesma base teórica. Portanto, pode afirmar-se que não existirão diferenças significativas caso sejam usadas filtragens com diferentes tempos de difusão ($dt = 1$ para *Implicit* e $dt = 0,15$ para *Non-negativity*).

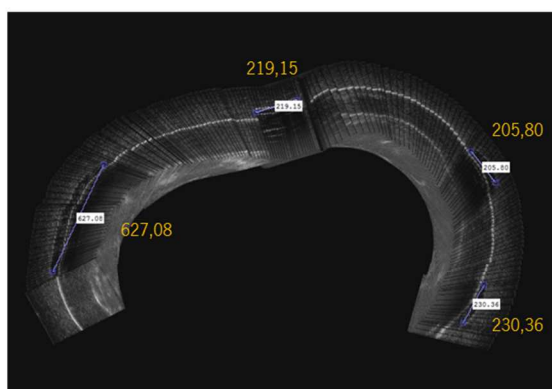
Apesar de existir alguma coerência entre os limites externos e internos do *phantom* (parte vermelha das figuras 5.3 e 5.4) e da reconstrução por US, as estruturas ósseas não apresentam essa correspondência entre as duas imagens sobrepostas. Este é um aspeto importante, porque é indispensável situar espacialmente as estruturas ósseas de forma correta e precisa para o processo de modelação. A correspondência ocorreu poucas vezes nos dois varrimentos, quer a nível posicional quer no tamanho das estruturas (ver imagens com as dimensões das estruturas).



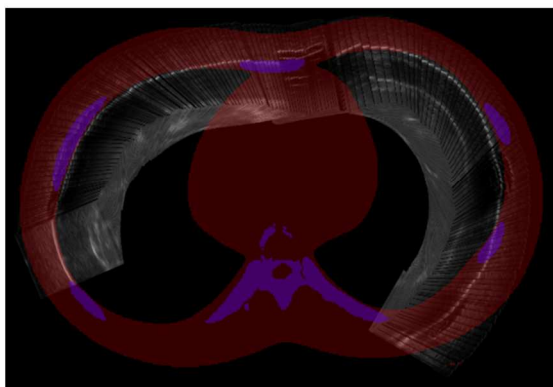
A – Tamanho das estruturas ósseas através de TC



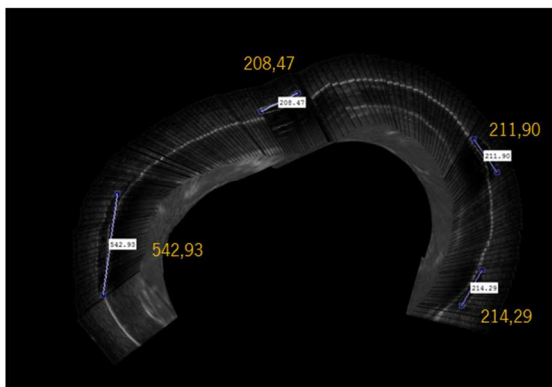
B – Sem filtragem, US alinhada com TC



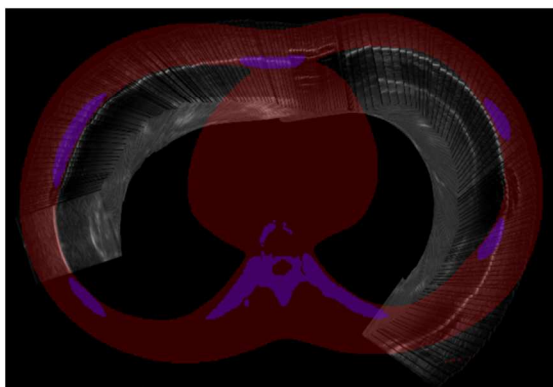
C – Sem filtragem, tamanho das estruturas ósseas



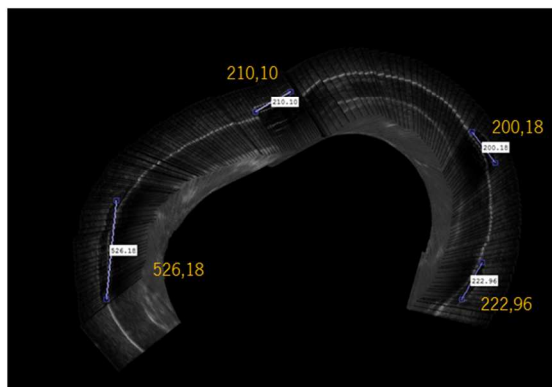
D – *Non-negativity Discretization*, US alinhada com TC



E – *Non-negativity Discretization*, tamanho das estruturas ósseas

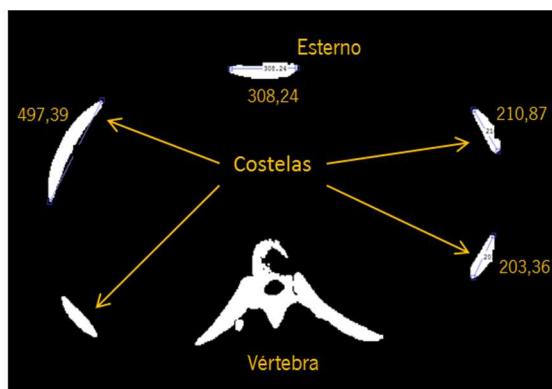


F – *Implicit Discretization*, US alinhada com TC

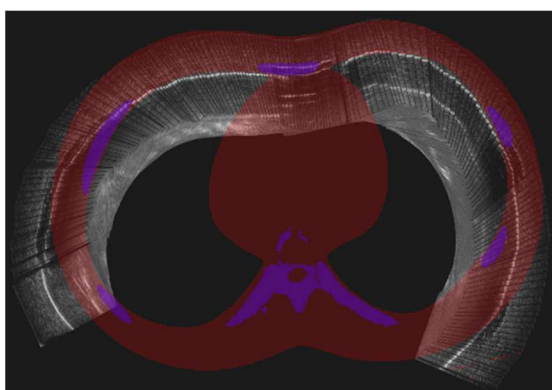


G – *Implicit Discretization*, tamanho das estruturas ósseas

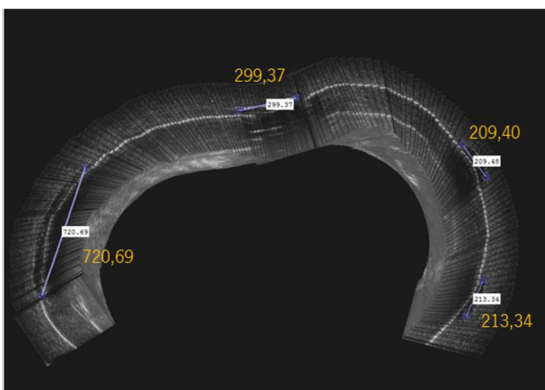
Figura 5.3 – Resultados do varrimento 1 (plano 1). Parte vermelha: indica a segmentação entre a superfície externa e interface interna que simula a pleura. Parte roxa: indica as estruturas ósseas segmentadas. Os valores a amarelo indicam o tamanho das estruturas em *pixels*. A resolução das imagens é de 2795x2795 *pixels* com dimensões 0.125x0.125mm para os dois casos.



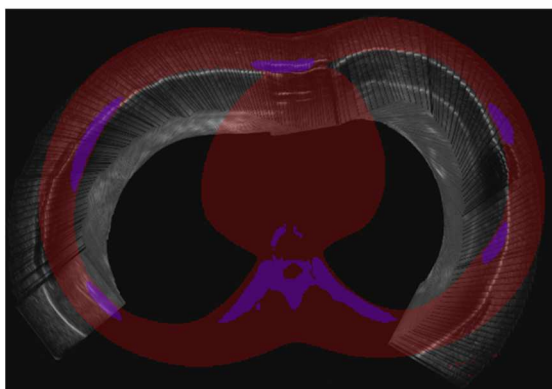
A – Tamanho das estruturas ósseas através de TC



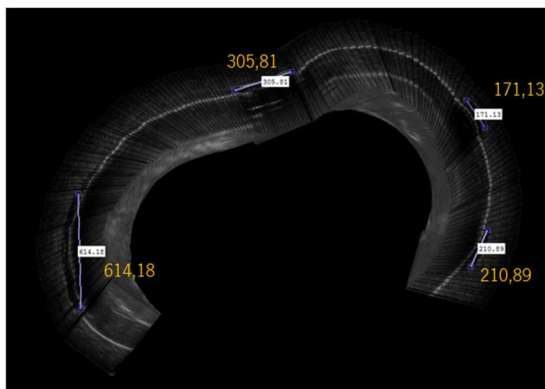
B – Sem filtragem, US alinhada com TC



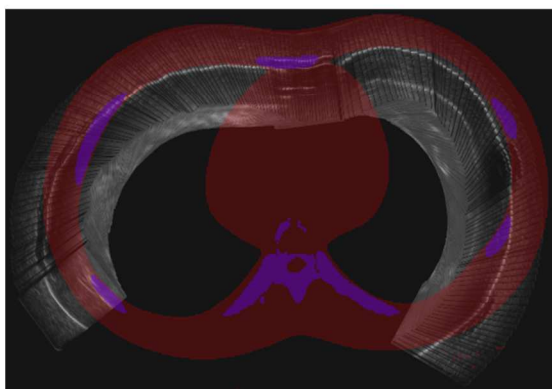
C – Sem filtragem, tamanho das estruturas ósseas



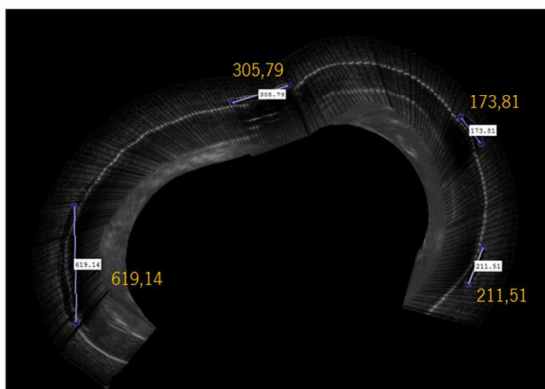
D – *Non-negativity Discretization*, US alinhada com TC



E – *Non-negativity Discretization*, tamanho das estruturas ósseas



F – *Implicit Discretization*, US alinhada com TC



G – *Implicit Discretization*, tamanho das estruturas ósseas

Figura 5.4 – Resultados do varrimento 2 (plano 1). Parte vermelha: indica a segmentação entre a superfície externa e interface interna que simula a pleura. Parte roxa: indica as estruturas ósseas segmentadas. Os valores a amarelo indicam o tamanho das estruturas ósseas em *pixels*. A resolução das imagens é de 2795x2795 *pixels* com dimensões 0.125x0.125mm para os dois casos.

No varrimento 1, houve uma pequena semelhança a nível posicional na costela que se encontra à esquerda na imagem, e a nível de tamanho das estruturas nas costelas mais à direita. Sendo a filtragem com *Non-negativity Discretization* a que apresenta melhores resultados (Figura 5.3 – D e E).

Já no varrimento 2 não existem grandes diferenças entre os varrimentos processados com filtragem ou sem filtragem, isto pode evidenciar que a existência de pré-filtragem não beneficia sempre o registo mas também não é prejudicial, estando sim dependente de uma aquisição eficiente das imagens. A nível posicional, o esterno parece estar mais coerente com a posição da TC, contudo as outras estruturas estão novamente desalinhasadas. Isto continua a ser pouco interessante para o objetivo principal, pois indica que as costelas não se encontram espaçadas corretamente e o seu tamanho, por vezes, também não equivale ao normal. A estrutura óssea, que apresentou maior semelhança com a medida na TC, foi o esterno.

5.1.1.2 IMAGENS ADQUIRIDAS COM O *PHANTOM* SUBMERSO EM ÁGUA

Devido aos problemas obtidos anteriormente, foi tentada outra abordagem. A aquisição de imagens com o recurso ao gel é possível, no entanto, é um procedimento que provoca alguns artefactos nas imagens. É comum o aparecimento do artefacto de reverberação (descrito em 2.3.4.1), principalmente, devido à geometria linear da sonda e à forma curva do tórax fazendo com que a sonda perca, por vezes o contacto com a superfície. Para retirar este artefacto e diminuir o fator de pressão que é exercida com a sonda sobre as estruturas (provoca pequenas diferenças estruturais na imagem em relação ao normalmente obtido na TC) decidiu-se realizar testes com o *phantom* submerso em água. Este tipo de abordagem com água já tinha sido praticada noutros casos, como é referido na secção 1.1.4.1 e também ao longo da dissertação noutros trabalhos apresentados.

Realizaram-se quatro varrimentos, todos eles com características diferentes:

- 1º - varrimento no plano 1; sonda com 10MHz de frequência central; a imagem com 6cm de profundidade; e com apoio de um suporte mecânico;
- 2º - varrimento no plano 3; sonda com 10MHz de frequência central; a imagem com 6cm de profundidade; e com apoio de um suporte mecânico;
- 3º - varrimento no plano 2; sonda com 6,7MHz de frequência central; e a imagem com 10cm de profundidade; e com apoio de um suporte mecânico;

- 4° - varrimento no plano 2; sonda com 5,7MHz de frequência central; e a imagem com 10cm de profundidade; e com apoio de um suporte mecânico;
- 5° - varrimento no plano 2; sonda com 10MHz de frequência central; a imagem com 6cm de profundidade; e sem apoio de um suporte mecânico.

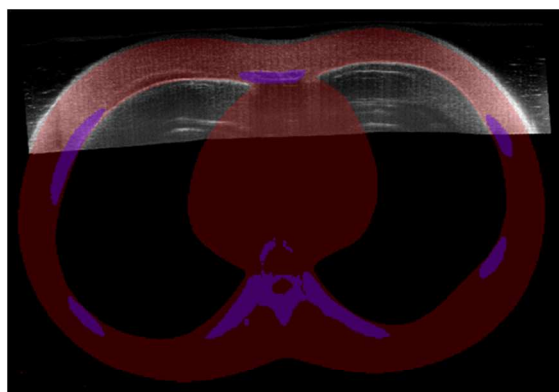
Uma imagem com 10 cm de profundidade necessita de uma frequência central menor para que as ondas acústicas não sejam tão atenuadas, por isso foi avaliado se existia alguma influência caso a frequência central fosse alterada. O 5° varrimento foi único que não usou apoio na aquisição, pois o que se pretendia neste caso era avaliar se seria possível registrar imagens que acompanham a curvatura do *phantom*, ou seja, fazer um varrimento semelhante ao da figura 4.2, mas estando a sonda afastada da superfície. Os restantes são para avaliar os benefícios do uso de um suporte e a utilização de diferentes parâmetros na aquisição

Os resultados estão presentes nas figuras 5.5 e 5.6. Como é visível na figura 5.5, as reconstruções obtidas são bastante promissoras quando as imagens têm 6cm de profundidade. Todas elas apresentam bastantes semelhanças com a TC, quer a nível de limites externos quer a nível de limites internos. As estruturas ósseas também se apresentam bem localizadas e delineadas, para os dois varrimentos. As estruturas após o limite interno (pleura) não aparecem, porque o sinal acústico é refletido nesta interface. O uso de suporte na aquisição também trouxe benefícios, porque as imagens exibem grande estabilidade o que facilita o registo.

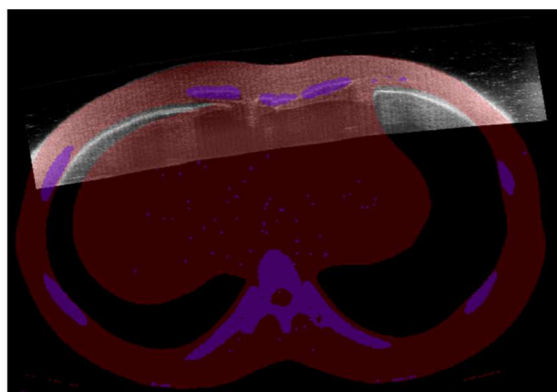
Através das características usadas no 1° e no 2° varrimentos, é possível concluir, que estes podem ser uma boa opção para aquisições futuras, porque quando se comparam com os resultados obtidos para o 3° e 4° varrimentos, na figura 5.6, isto já não acontece. Os erros são elevados e as reconstruções afiguram-se erradas devido ao registo incorreto. O uso de uma profundidade elevada nas imagens origina a que haja mais informação ambígua como acontece após o limite interno do *phantom*. Esta zona contém *pixels* com níveis de cor muito semelhantes, e isto leva a que o registo calcule deslocamentos errados. Como o cálculo da medida de semelhança é baseado nos níveis de intensidade de cor, qualquer zona mais ambígua origina que, por vezes, os vetores de deslocamento sejam mal determinados. Isto sucedeu-se em todas as imagens do 3° e 4° varrimentos sendo que só na parte inicial do registo é que este foi mais eficaz, devido à maior quantidade de informação presente na imagem.

O uso de uma frequência central mais baixa não foi positivo como se pode observar no 3° e 4° varrimento da figura 5.6. O uso de filtragem também não melhorou o processo de registo

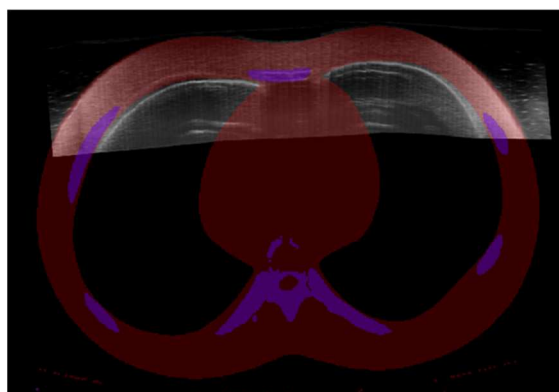
para estes dois varrimentos, sendo que apresentaram visualmente piores resultados do que as reconstruções sem filtragem. Contudo, isto aconteceu porque a filtragem atenua algumas características da imagem que podem diferenciar zonas importantes para o registo.



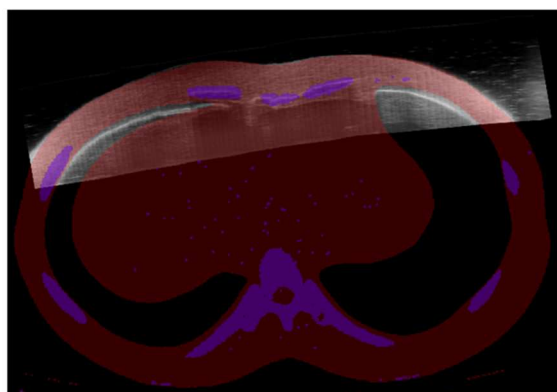
A – Sem filtragem, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10MHz de frequência central. Adquirida no plano 1.



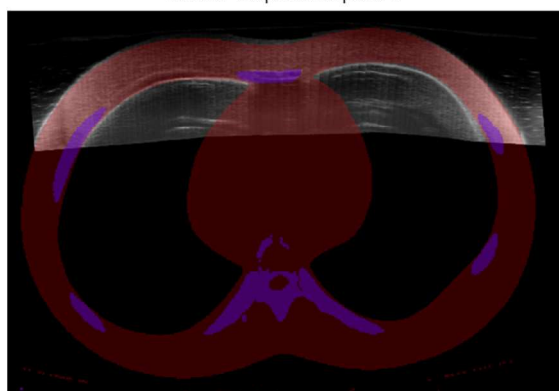
B – Sem filtragem, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10MHz de frequência central. Adquirida no plano 3.



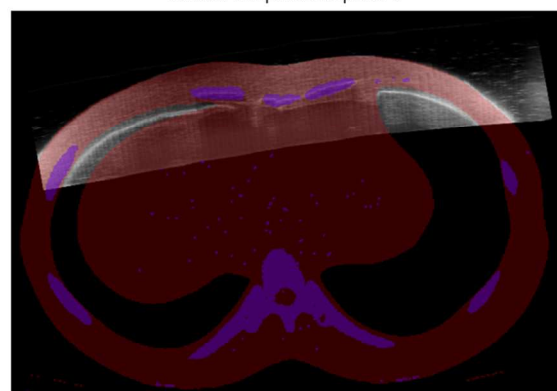
C – *Non-negativity Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10MHz de frequência central. Adquirida no plano 1



D – *Non-negativity Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10MHz de frequência central. Adquirida no plano 3

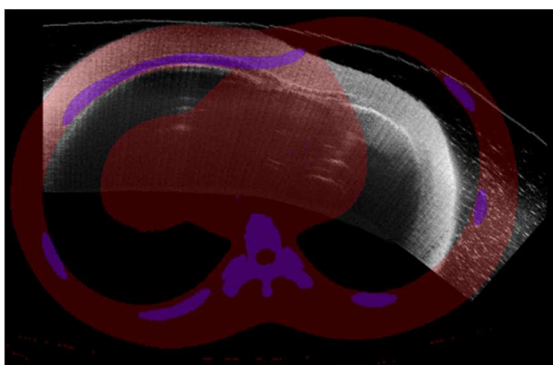


E – *Implicit Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10MHz de frequência central. Adquirida no plano 1

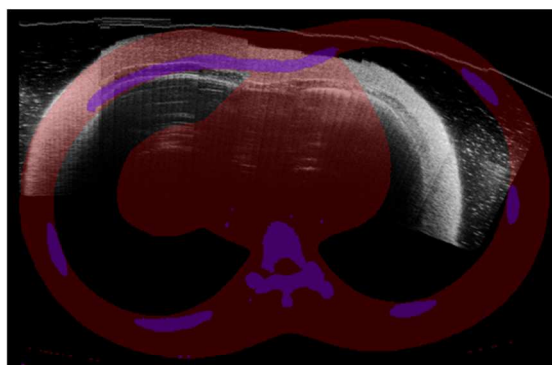


F – *Implicit Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10MHz de frequência central. Adquirida no plano 3

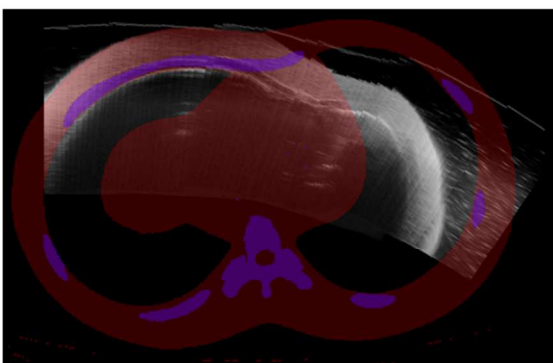
Figura 5.5 – Resultados do *phantom* submerso em água para o 1º varrimento (A, C e E) e 2º varrimento (B, D e F), com e sem filtragem para reduzir o *speckle*. A característica comum entre os dois varrimentos é apresentarem 6 cm de profundidade na imagem por US. A resolução das imagens é de 2329x2329 *pixels* com dimensões 0.150x0.150mm para os dois casos.



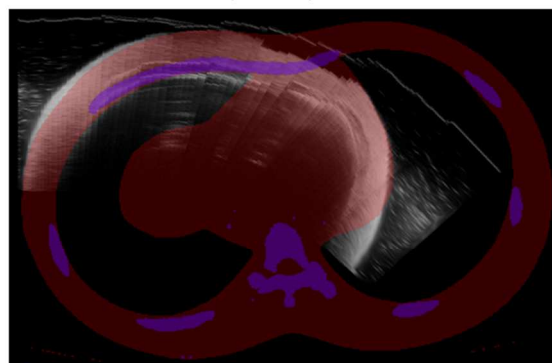
A – Sem filtragem, US alinhada com TC, imagem com 10 cm de profundidade e a sonda com 6,7MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.



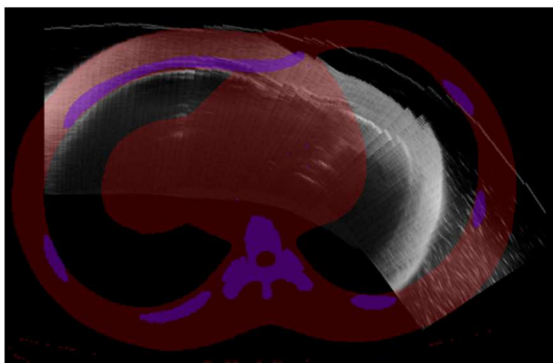
B – Sem filtragem, US alinhada com TC, imagem com 10 cm de profundidade e a sonda com 5,7MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.



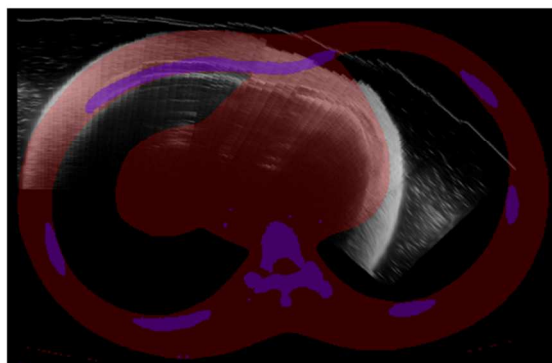
C – *Non-negativity Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 10 cm de profundidade e a sonda com 6,7MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.



D – *Non-negativity Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 10 cm de profundidade e a sonda com 5,7MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.

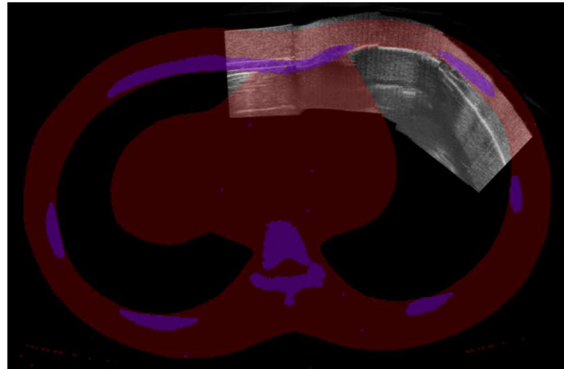


E – *Implicit Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 10 cm de profundidade e a sonda com 6,7MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.

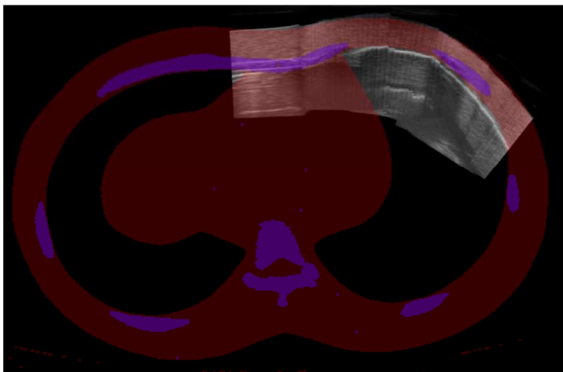


F – *Implicit Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 10 cm de profundidade e a sonda com 5,7MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.

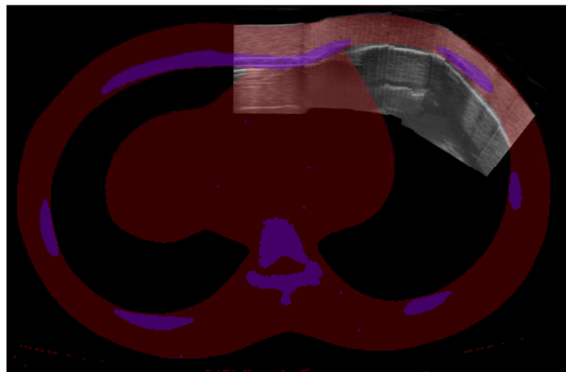
Figura 5.6 - Resultados do *phantom* submerso em água para o 3º varrimento (A, C e E) e do 4º varrimento (B, D e F), com e sem filtragem para reduzir o *speckle*. A característica comum entre os dois varrimentos é apresentarem 10 cm de profundidade na imagem por US e serem adquiridos no plano 2. A resolução das imagens é de 1398x1398 *pixels* com dimensões 0.250x0.250mm para os dois casos.



A – Sem filtragem, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10 MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.



B – *Non-negativity Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.



C – *Implicit Discretization*, US alinhada com TC, imagem com 6 cm de profundidade e a sonda com 10MHz de frequência central. Adquirida no plano 2.

Figura 5.7 - Resultados do *phantom* submerso em água para o 5º varrimento (A, B e C), com e sem filtragem para reduzir o *speckle*. A característica comum entre os varrimentos é apresentarem 6cm de profundidade na imagem por US e serem adquiridos no plano 2. A resolução das imagens é de 2329x2329 *pixels* com dimensões 0.150x0.150mm.

Voltando novamente à imagem 5.5, outro fator que deve ser salientado, é que não é possível observar as estruturas ósseas que se encontram muito afastadas da sonda, isto quer dizer que as costelas não são visíveis nas imagens quando estas são adquiridas em varrimento paralelo à linha da superfície exterior. Porém, também não seria positivo a sua aquisição desta forma pois a sombra provocada pelo osso não apareceria nas imagens, o que não é positivo para a sua segmentação. Para isso foi realizado o 5º varrimento apresentado na figura 5.7, onde se demonstra que é possível reconstruir imagens acompanhando a curvatura da pele. Os vídeos adquiridos apresentam algumas oscilações porque foram adquiridos sem qualquer suporte. Contudo, os resultados mostram que a reconstrução é possível, apresentando correspondência entre as estruturas ósseas e os limites do *phantom*, principalmente para as imagens filtradas.

É importante referir que, como no caso anterior, todas as imagens da TC tiveram de ser redimensionadas para as dimensões dos *pixels* das imagens de US.

5.1.2 IMAGENS *IN VIVO*

5.1.2.1 IMAGENS ADQUIRIDAS *IN VIVO*

Apesar dos erros nas figuras 5.3 e 5.4 e à impossibilidade (para já) de se testar um varrimento com o corpo do indivíduo submerso em água, foi testado um varrimento realizado a um indivíduo com *pectus excavatum* recorrendo ao método normal, ou seja, utilizando o gel. Os resultados estão presentes na figura 5.8. Como seria de esperar os resultados não foram bons, porém é possível perceber que existem pequenas deformações que são detetadas pelo registo, apenas utilizando o conhecimento das estruturas internas. Uma dessas deformações é a cavidade provocada pelo *pectus excavatum* (neste caso não é muito acentuada). Nas imagens filtradas existe uma maior deformação. A linha da pleura está presente e nota-se que influencia no registo e reconstrução da imagem final.

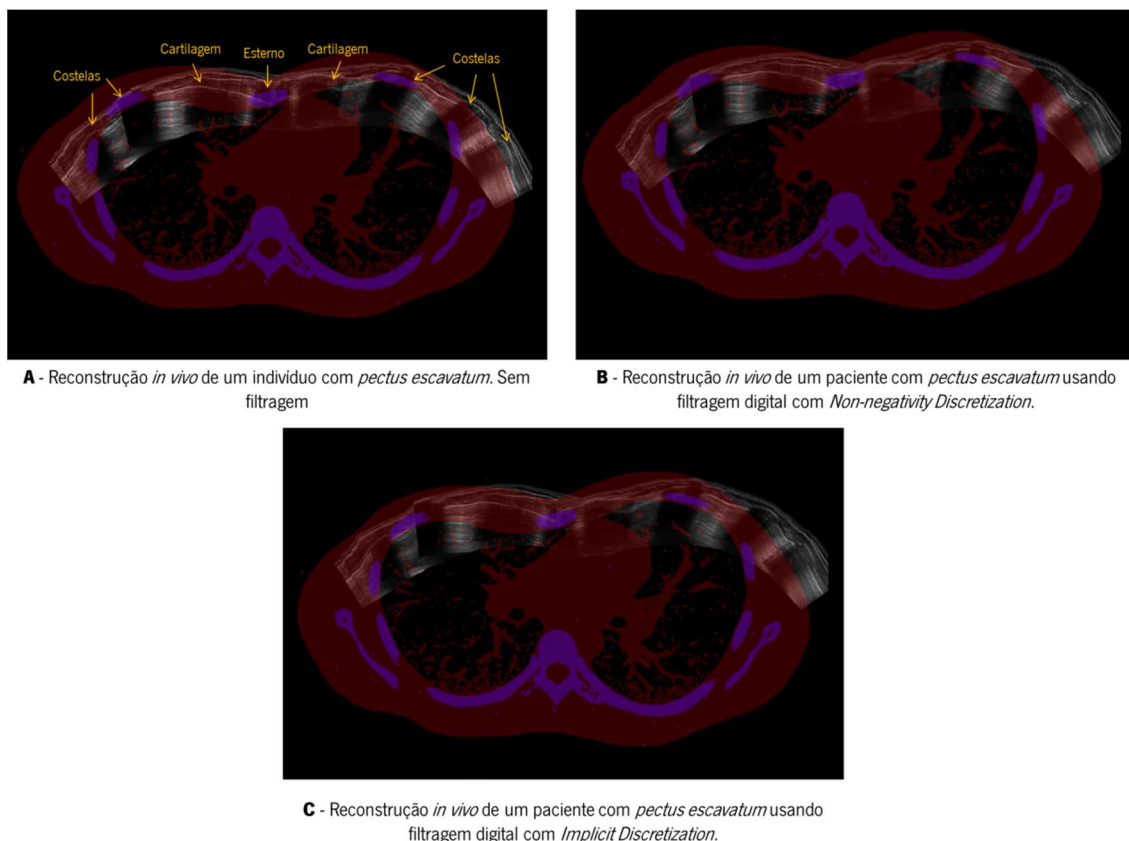


Figura 5.8 – Reconstruções obtidas *in vivo* de um indivíduo com *pectus excavatum* (A, B e C). A resolução das imagens é de 3993x3993 *pixels* com dimensões 0.10x0.10mm.

Nestas imagens é bem visível a importância da sombra na detecção do osso e é relevante referir que a cartilagem também introduz uma sombra. O número de sombras coincide com o número de estruturas ósseas presentes na TC de acordo com o varrimento feito.

As reconstruções mostradas nesta secção apenas servem de referência para o estado atual da estratégia proposta quando aplicada a pacientes. As imagens individuais do US têm 400x388 *pixels* com dimensões 0,1x0,1mm nas direções *x* e *y*, respectivamente.

As imagens da TC do indivíduo com *pectus excavatum* foram obtidas com uma resolução espacial de 512x512x90 sendo as dimensões do *voxel* de 0.781x0.781x8mm nas direções *x*, *y* e *z*, respetivamente.

5.2 DISCUSSÃO DE RESULTADOS

Os resultados obtidos confirmam algumas dúvidas, revelam outros problemas e mostram possíveis soluções futuras.

A confirmação de algumas dúvidas está no facto de se saber à partida que seria muito complexa a correta reconstrução dos planos axiais do tórax sem o apoio de qualquer tipo de sistema exterior, quer no apoio ao movimento ou na captação das coordenadas do movimento realizado pela sonda. Contudo, os resultados são interessantes do ponto de vista do registo, pois conseguiu-se delinear em alguns casos a curvatura presente no *phantom* recorrendo apenas a informação interna. O mais provável para que isto tenha ocorrido é o facto de existir uma linha constante e sempre visível ao longo de todo o trajeto. Esta linha simula a pleura e tem o mesmo contorno que a superfície que simula a pele. Ora esta linha interior bem delineada permite que seja feito um registo mais coerente, porém na realidade isto acontece mas com menos proeminência. Como o uso da filtragem permitiu uma redução do *speckle* mantendo os limites dos objetos presentes na imagem, isto levou a que esta linha ganhasse peso no registo o que permitiu obter uma curvatura correta em algumas aquisições do *phantom*. Todavia, as estruturas ósseas encontram-se erradamente posicionadas e com tamanhos diferentes. Isto pode dever-se a vários fatores: aquisições débeis onde existe grande oscilação; acumulação de erros nas translações; ruído apesar de atenuado; desvios do plano de aquisição; e, a introdução de artefactos como a reverberação, resoluções e tempos de percurso diferentes entre meios. Todos estes fatores podem ter contribuído para o aparecimento destas diferenças de espaços e

tamanho das estruturas. Outra dúvida que foi desfeita prende-se na abordagem com recurso ao gel, esta demonstrou que realmente não é uma boa solução para fazer a aquisição das imagens.

A revelação de outros problemas está no facto de que para alguns casos o uso de filtragem digital é positivo, no entanto, para outros torna-se menos positivo. O que leva a crer que terão de ser reformulados os estudos feitos ao uso dos filtros para tentar perceber se existem ou não benefícios na filtragem e que parâmetros devem ser utilizados para melhorar o registo e posteriormente, as reconstruções.

A possível solução para resolver o problema das reconstruções com gel vem dos testes feitos com o *phantom* submerso em água. Estes testes demonstram que se as imagens forem adquiridas com os parâmetros corretos podem obter-se reconstruções muito semelhantes à TC do *phantom*. As reconstruções são bem conseguidas porque neste caso o limite externo e interno estão bem delimitados ajudando no registo das imagens e como não existe a pressão da sonda que provoca sempre alguma deformação (muito visível no real), permite que se obtenham imagens mais coerentes com a realidade. Contudo, devem ser feitos novos testes para averiguar se é possível obter varrimentos completos com maior precisão e contendo a curvatura do tórax. É relevante referir que o uso de frequências mais elevadas e com menor profundidade nas imagens permite maior resolução e informação, o que facilita o registo.

Os dados revelam que, pelas razões apresentadas, se deve continuar a apostar na abordagem usando a água.

Os dados *in vivo* indicam que devem ser estudados novamente os parâmetros de registo, pois as otimizações realizadas foram direcionadas para as imagens do *phantom* que apresentam algumas diferenças anatómicas relativamente às *in vivo*. As diferenças entre a TC e a reconstrução obtida podem também estar relacionadas com este fator. No entanto, é possível distinguir bem a informação anatómica presente no plano reconstruído, o que pode indiciar que os parâmetros otimizados não estarão longe dos utilizados. Como foi observado no *phantom*, a aquisição com o corpo submerso em água pode beneficiar a reconstrução.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo serão apresentadas as conclusões finais do presente trabalho, tais como propostas e ideias para trabalhos futuros com o intuito de se obterem mais e melhores resultados.

6.1 CONCLUSÕES

O *pectus excavatum* é uma das anomalias congênitas mais comuns da parede torácica sendo que pode desenvolver-se até ao final da adolescência. Esta malformação provoca problemas estéticos e traumas que podem afetar a nível psicológico os seus portadores, e em alguns casos pode afetar também o funcionamento de alguns órgãos.

Hoje em dia, este problema foi minimizado com a introdução da correção cirúrgica que permite corrigir a deformação presente no peito através da introdução de uma prótese cirúrgica. Esta prótese é modelada usando um sistema de personalização automática, que através da TC do paciente recolhe a informação da posição das costelas e desenha a prótese de acordo com a morfologia do peito do paciente para corrigir a deformação. Contudo, o grande problema prende-se com o uso da TC, esta utiliza radiação ionizante o que traz malefícios a longo prazo para a saúde. Como este procedimento cirúrgico é aplicado a crianças e jovens, mais riscos estes apresentarão para desenvolver algum problema no futuro. O que este trabalho tentou abordar foi o uso de outra modalidade de imagem para realizar essa aquisição e posteriormente utilizá-la

para a modelação da prótese. A modalidade escolhida foi os US, pois trata-se de uma modalidade barata, com perceção a tempo real e não utiliza radiação, sendo a última característica a mais relevante.

Contudo, as imagens por US trazem alguns problemas, quer na área de aquisição que é muito menor quando comparada com TC, quer na qualidade da imagem que apresenta muito ruído, artefactos e características diferentes da TC.

Como a modelação da prótese é obtida através da segmentação das estruturas ósseas na TC, para se obter informação semelhante, foi necessário reconstruir e processar as várias imagens de US obtidas a partir de um varrimento completo à zona anterior do tórax. Esse conjunto de imagens foi processado através de algoritmos de filtragem, registo e segmentação, na tentativa de se alcançar objetivo principal, que é reconstruir um plano axial que permita modelar a prótese cirúrgica do *pectus excavatum* sem o uso de dispositivos de imagem com radiação.

Os resultados mostraram que os algoritmos desenvolvidos e aplicados têm fundamentos que permitiram obter resultados preliminares bastante promissores:

- Os filtros seleccionados demonstraram que trazem benefícios ao registo de imagem, porém estudos adicionais devem ser feitos;
- O registo rígido de imagem mostrou ser robusto, sendo que os seus erros podem ser inferiores a 0,5 *pixels* e a 0,05 graus, se os seus dados forem bem otimizados.
- No caso da segmentação óssea, o algoritmo desenvolvido permitiu obter, na maior parte das imagens testadas, segmentações corretas das superfícies dos ossos.
- As reconstruções dos planos demonstraram que estão muito dependentes do tipo de aquisição realizada. Sendo que o recurso à submersão em água dos corpos a estudar, permite ter melhores resultados do que utilizando o procedimento com gel. Isto deve-se muito à não existência de contacto direto entre a sonda e a superfície, o que facilita o registo, pois os limites estão melhor definidos.

Como foi referido os resultados obtidos são promissores. No entanto, mais trabalho tem de ser realizado para se alcançar o objetivo principal, que é reconstruir um plano axial da parede torácica com informação espacial precisa, através de um varrimento completo de imagens por US. Neste caso, como informação espacial precisa pretende-se: ter as estruturas ósseas bem

definidas, posicionadas e segmentadas; e ter a curvatura do tórax bem delineada e presente após um varrimento que percorra toda a zona de um plano axial que contenha as costelas. Para isso acontecer será fundamental uma estrutura de apoio à aquisição. Esta estrutura permitirá diminuir oscilações na imagem, imprimir uma velocidade constante ao varrimento e adquirir tendo em conta a curvatura do tórax.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

Como trabalho futuro antevê-se:

- As otimizações dos algoritmos implementados, porque estes estão dependentes de parâmetros de entrada. Logo, a otimização mais ampla destes algoritmos levará à diminuição de erros.
- O estudo dos parâmetros de aquisição das imagens do sistema atual, pois os sistemas de US apresentam diversas opções que permitem alterar a sua qualidade. Isto pode trazer benefícios para o registo e segmentação.
- Testes com sistemas de US mais recentes e com melhor qualidade de imagem para melhorar os resultados finais.
- O desenho e construção de sistemas mecânicos e/ou eletromecânicos de apoio ao varrimento para ajudar a captação de imagens com maior precisão e estabilidade. Esta ideia foi benéfica na aquisição de imagens com os corpos submersos em água, como foi demonstrado neste trabalho.
- Outra opção pode ser o uso de sistemas de *Motion Tracking* que através de sensores permitem ter informação da posição e da orientação da sonda no espaço. Este tipo de abordagem já é utilizado, principalmente, para fazer reconstruções 3D a partir de imagens 2D, intitulada de *Spatial Compounding*. Esta técnica permite atenuar bastante os artefactos porque adquire a mesma zona anatómica com diferentes orientações.
- O teste desta metodologia em indivíduos normais e em doentes com *pectus excavatum*. As modelações das próteses obtidas a partir da TC e das reconstruções por US devem ser igualmente comparadas, o que permitirá estudos estatísticos mais rigorosos.

REFERÊNCIAS

- [1] Rafael C. Gonzalez and Richard E. Woods, *Digital Image Processing*. Upper Saddle, New Jersey: Prentice Hall, 2002.
- [2] J. L. Vilaça and et al., "System for automatic and personalized modelling/bending of surgical prosthesis for correction of pectus excavatum based on pre-surgical imaging information," 2009.
- [3] Ivan Aloï, Annabella Braguglia, and Alessandro Inserra, "Pectus excavatum," *Paediatrics and Child Health*, vol. 19, pp. 132-142, 2009.
- [4] A. A. Fokin, N. M. Steuerwald, W. A. Ahrens, and K. E. Allen, "Anatomical, Histologic, and Genetic Characteristics of Congenital Chest Wall Deformities," *Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 21, pp. 44-57, 2009.
- [5] Hiroshi Iida, "Surgical repair of pectus excavatum," *Gen Thorac Cardiovasc Surg*, vol. 58, pp. 55-61, 2010.
- [6] Yan-bin Wei, Yi-kai Shi, Huan Wang, and Ya Gao, "Simulation of Nuss Orthopedic for Pectus Excavatum," in *Biomedical Engineering and Informatics, 2009. BMEI '09. 2nd International Conference on*, Tianjin, October 2009, pp. 1-4.
- [7] Marlos de Souza Coelho et al., "Pectus Excavatum/Pectus Carinatum: Surgical Treatment," *Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões*, vol. 30, pp. 249-261, July/August 2003.
- [8] A. Correia de Matos, João E. Bernardo, Luis E. Fernandes, and Manuel J. Antunes, "Surgery of chest wall deformities," *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, vol. 12, pp. 345-350, October 1997.
- [9] Yong-Zhong Mao, Shao-Tao Tang, Yong Wang, Qiang-Song Tong, and Qing-Lan Ruan, "Nuss operation for pectus excavatum: a single-institution experience," *World Journal of Pediatrics*, vol. 5, pp. 292-295, November 2009.
- [10] N. Raichura, J. Entwisle, J. Leverment, and C. S. Beardsmore, "Breath-hold MRI in evaluating patients with pectus excavatum," *The British Journal of Radiology*, vol. 74, pp. 701-708, 2001.
- [11] Charles B. Huddleston, "Pectus Excavatum," *Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 16, pp. 225-323, 2004.
- [12] Peter C. Wu, Eric M. Knauer, George E. McGowan, and Donald W. Hight, "Repair of Pectus Excavatum Deformities in Children," *Archives of surgery*, vol. 136, pp. 419-424, April 2001.
- [13] Hyung Joo Park, Seock Yeol Lee, Cheol Sae Lee, Wook Youm, and Kihl Roh Lee, "The Nuss Procedure for Pectus Excavatum: Evolution of Techniques and Early Results on 322 Patients," *The Society of Thoracic*

- Surgeons*, vol. 77, pp. 289-95, 2004.
- [14] João Vilaça, "Sistema de comando e informação flexível para máquinas 3D," Universidade do Minho, Braga, Tese de Doutoramento 2008.
- [15] Jin-Yao Lai, Chao-Jan Wang, and Pei-Yeh Chang, "The measurement and designation of the pectus bar by computed tomography," *Journal of Pediatric Surgery*, vol. 44, pp. 2287-2290, July 2009.
- [16] Biomet Microfixation. Pectus Bar - Pectus Excavatum Correction. Brochure.
- [17] Rodrigues and Pedro, "Segmentação Imagiológica para Melhorias de Diagnóstico em Aplicações Médicas," Universidade do Minho, Braga, Tese de Mestrado 2010.
- [18] L.C. Hieu et al., "Integrated Approaches for Personalised Cranio-Maxillofacial Implant Design and Manufacturing," *IFMBE Proceedings*, vol. 27, pp. 119-122, 2010.
- [19] Ming-Yih Lee, Chong-Ching Chang, Chao-Chun Lin, Lun-Jou Lo, and Yu-Ray Chen, "Custom Implant Design for Patients with Cranial Defects," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 38-43, Abril 2002.
- [20] David Dean, Kyoung-June Min, and Robert A. Ratcheson, "Computer-Aided-Design of Skeletal Implants," US007747305B2, Junho 29, 2010.
- [21] L.C Hieu et al., "Design and manufacturing of personalized implants and standardized templates for cranioplasty applications," *IEEE ICIT'02*, pp. 1025-1030, 2002.
- [22] Richard Bibb and John Winder, "A review of the issues surrounding three-dimensional computed tomography for medical modelling using rapid prototyping techniques," *Radiography*, vol. 16, pp. 78-83, 2010.
- [23] Maria Eugenia Guerrero et al., "State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement," *Oral Invest*, vol. 10, pp. 1-7, February 2006.
- [24] Stephen M. Parel and R. Gilbert Triplett, "Interactive Imaging for Implant Planning, Placement, and Prosthesis Construction," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgeons*, vol. 62, pp. 41-47, 2004.
- [25] M. Pawlikowski, K. Skalski, and M. Haraburda, "Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon," *Computers and Structures*, vol. 81, pp. 887-893, 2003.
- [26] Jun-Uk Hyung-Jin Chu, Sung-Min Han, Kui-Won Choi, Jeong-Hoon Yoo, and In-Chan Youn, "Study of Optimized Hip Implant Development for Hip Implant in Total Hip Replacement," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 12, pp. 719-725, Agosto 2011.
- [27] Adrian Pacioga, Doru D. Palade, and Stanca Comsa, "Computational Simulation of Bone Personalized Hip Prosthesis Assembly," *University "Politehnica" of Bucharest, Scientific Bulletin Series D: Mechanical Engineering*, vol. 73, 2011.
- [28] Olivier Lieger, Robin Richards, Mingjun Liu, and Tim Lloyd, "Computer-Assisted Design and Manufacture of Implants in the Late Reconstruction of Extensive Orbital Fractures," *Arch Facial Plast Surg*, vol. 12, pp. 186-191, Junho 2010.
- [29] Andrés Díaz Lantada et al., "Development of Personalized Annuloplasty Rings: Combination of CT Images and CAD-CAM Tools," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, pp. 280-290, Fevereiro 2010.

- [30] P. He, K. Xue, H. A. Bismar, H. Fu, and P. Murka, "Application of Ultrasonic Imaging Technique to Prosthetic Socket Design," *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 13, pp. 1849-1850, 1991.
- [31] Alan K. Morimoto and et al, "3D Ultrasound Imaging for Prosthesis Fabrication and Diagnostic Imaging," Sandia National Laboratories, United States of America, UC-906, Junho 1995.
- [32] Ping He, Kefu Xue, Qun Chen, Paul Murka, and Scott Schall, "A PC-Based Ultrasonic Data Acquisition System for Computer-Aided Prosthetic Socket Design," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 4, pp. 114-119, Junho 1996.
- [33] Ping He, Kefu Xue, and Paul Murka, "3-D imaging of residual limbs using ultrasound," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 34, pp. 269-278, Julho 1997.
- [34] Ping He, Kefu Xue, Yiwei Wangf, and Yu Fan, "A New strategy for 3D Imaging of residual limbs using ultrasound," *20th Annual International Conference*, vol. 1, pp. 2750-2753, Novembro 1998.
- [35] Tania Douglas, Stephan Solomonidis, William Sandham, and William Spence, "Ultrasound Imaging in Lower Limb Prosthetics," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, pp. 11-21, Março 2002.
- [36] Daniele Bonacini, Costantino Corradini, and Grazia Mafrassi, "3D Digital models reconstruction: residual limb analysis to improve prosthesis design," in *Optical 3-D measurement techniques*, Zurich, 2007, pp. pp. 96-103.
- [37] Alan S. Brody, Donald P. Frush, Walter Huda, and Robert L. Brent, "Radiation Risk to Children From Computed Tomography," *Official Journal of the American Academy of Pediatrics*, pp. 677-682, 2007.
- [38] David J. Brenner and Eric J. Hall, "Computed Tomography – An Increasing Source of Radiation Exposure," *The new england journal of medicine*, vol. 357, pp. 2277-2284, 2007.
- [39] Donald P. Frush, Lane F. Donnelly, and Nancy S. Rosen, "Computed Tomography and Radiation Risks: What Pediatric Health Care Providers Should Know," *Journal of the American Academy of Pediatrics*, vol. 112, pp. 951-957, 2003.
- [40] David B. Larson, Scott B. Raderm, Howard P. Forman, and Laura Z. Fenton, "Informing Parents About CT Radiation Exposure in Children: It's OK to Tell Them," *American Journal of Roentgenology*, vol. 189, pp. 271-275, Agosto 2007.
- [41] John G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Second Edition*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [42] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, and Joseph D. Bronzino, *Introduction to Biomedical Engineering, Second Edition*. Hartford: Elsevier Academic Press, 2005.
- [43] James Moore and George Zouridakis, *Biomedical Technology and Devices Handbook*, 1st ed., Kreith Frank, Ed. Boca Raton, Florida: CRC Press, 2004.
- [44] M. Sawan, R. Chebli, and A. Kassem, "Integrated Front-End Receiver for a Portable Ultrasonic System," *Analog Integrated Circuits and Signal Processing*, vol. 36, pp. 57–67, 2003.

- [45] Murtaza Ali, Dave Magee, and Udayan Dasgupta. (2008) *Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging*.
- [46] Gebhard Mathis, Ed., *Chest Sonography*, 2nd ed. Rankweil, Austria: Springer, 2008.
- [47] Jem Hebden. (2008, Março) M.Sc. Module 4: Diagnostic Ultrasound. Apontamentos.
- [48] Beat Dubs-Kunz, "Sonography of the chest wall," *European Journal of Ultrasound*, vol. 3, pp. 103-111, 1996.
- [49] Henkjan Huisman and Nico Karssemeijer, "Chestwall Segmentation in 3D Breast Ultrasound Using a Deformable Volume Model," in *Information Processing in Medical Imaging*, Nico Karssemeijer and Boudewijn Lelieveldt, Eds. Heidelberg, Berlin: Springer, 2007, vol. 4584, pp. 245-256.
- [50] Ruey-Feng Chang, Yi-Wei Shen, Jiayu Chen, Yi-Hong Chou, and Chiun-Sheng Huang, "Rib Detection for Whole Breast Ultrasound Image," *Proc. SPIE*, vol. 6915, 2008.
- [51] Shaheen Islam and Hermann Tonn, "Thoracic Ultrasound Overview," in *Clinical Chest Ultrasound: From the ICU to the Bronchoscopy Suite*. Basel: Karger, 2009, ch. 2, pp. 11-20.
- [52] Sang Hyun Paik, Myung Jin Chung, Jai Soung Park, Jin Mo Goo, and Jung-Gi Im, "High-Resolution Sonography of the Rib: Can Fracture and Metastasis Be Differentiated?," *American Roentgen Ray Society*, vol. 184, pp. 969 - 974. , Mar 2005.
- [53] Joseph Woo. (2011, Setembro) A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology - Linear Arrays. [Online]. <http://www.ob-ultrasound.net/lineararrays.html>
- [54] P. Carniel, "Données de base de l'échographie.," *Le Point Vétérinaire*, vol. 105, no. 19, pp. 199-212, 1987.
- [55] R.H. Wrigley, "Ultrasound artifacts. In Equine diagnostic ultrasound," *Williams & wilkins*, , pp. 119-123, 1998.
- [56] Robert N. Rohling, "3D Freehand Ultrasound: Reconstruction and Spatial Compounding," University of Cambridge, Cambridge, Tese de Doutoramento 1998.
- [57] Asbjørn Støylen. (2010, Novembro) Basic ultrasound, echocardiography and Doppler for clinicians. [Online]. <http://folk.ntnu.no/stoylen/strainrate/Ultrasound/>
- [58] Ricardo G. Dantas, Eduardo T. Costa, and Sidney Leeman, "Ultrasound speckle and equivalent scatterers," *Ultrasonics*, vol. 43, pp. 405-420, 2005.
- [59] James Revell, Majid Mirmehdi, and Donal McNally, "Ultrasound Speckle Tracking For Strain Estimation," University of Bristol, Department of Computer Science, Bristol, Artigo CSTR-04-005, Dezembro 2003.
- [60] Jan D'hooge, "Principles and different techniques for speckle tracking," in *Myocardial Imaging: Tissue Doppler and Speckle Tracking*: Blackwell Publishing, 2007, ch. 2, pp. 17-25.
- [61] João Simões. (2008, Novembro) Os princípios físicos, a imagem e os artefactos na ecografia em modo B. Sebenta electrónica.
- [62] D.S. Herring and G. Bjornton, "Physics, Facts, and artifacts of Diagnostic Ultrasound. Seminars.," *Veterinary Medicine and Surgery (Small animal)*, vol. 4, no. 1, pp. 2-12, 1989.
- [63] Ameet K. Jain and Russel H. Taylor, "Understanding Bone responses in B-mode Ultrasound Images and Automatic Bone Surface extraction using a Bayesian Probabilistic Framework," in *Medical Imaging 2004:*

- Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, vol. 5373, Bellingham, 2004, pp. 131-142.
- [64] Issac N. Bankman, *HandBook of Medical Imaging: Processing and Analysis*, 1st ed., Issac N. Bankman, Ed. London, UK: Academic Press, 2000.
- [65] Venkata Rukmini, "Filter Selection for Speckle Noise Reduction," Thapar University, Patiala, Tese de Mestrado 2008.
- [66] T.Ratha Jeyalakshmi and K. Rama, "A Modified Method for Speckle Noise Removal in Ultrasound Medical Images," *International Journal of Computer and Electrical Engineering*, vol. 2, pp. 54-58, February 2010.
- [67] S. Sudha, G.R. Suresh, and R. Sukanesh, "Speckle Noise Reduction in Ultrasound Images by Wavelet Thresholding based on Weighted Variance," *International Journal of Computer Theory and Engineering*, vol. 1, pp. 7 - 12, Abril 2009.
- [68] Matthew O. Donnell and Seth D. Silverstein, "Optimum Displacement for Compound Image Generation in Medical Ultrasound," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 35, pp. 470-476, 1988.
- [69] Armand Lopes, Ridha Touzi, and E. Nezry, "Adaptive Speckle Filters and Scene Heterogeneity," *IEEE Transactions on Geoscience and Remote SENSING*, vol. 28, pp. 992-1000, 1990.
- [70] Pietro Perona and Jitendra Malik, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion," *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. 12, pp. 629-639, 1990.
- [71] A. J. Healey, F. Forsberg, and S. Leeman, "Processing techniques for speckle reduction in medical ultrasound images," *IEEE Colloquium on Image Processing in Medicine*, pp. 6/1-6/4, 1991.
- [72] Erik Steen and B. Olstad, "Volume Rendering in Medical Ultrasound Imaging based on Nonlinear Filtering," in *IEEE winter workshop on Nonlinear Digital Signal*, 1993, pp. 6.1-6.6.
- [73] Richard N. Czerwinska, Douglas L. Jones, and William D. O'Brien, "Ultrasound Speckle Reduction by Directional Median Filtering," in *IEEE International Conference on Image processing*, 1995, pp. 358-361.
- [74] Mustafa Karaman, M. Alper Kutay, and Gozde Bozdagi, "An Adaptive Speckle Suppression Filter for Medical Ultrasonic Imaging," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 14, pp. 283-292, 1995.
- [75] Mark P. Wachowiak and Renata Smolikova, "Classification and Estimation of Ultrasound Speckle Noise with Neural Networks," *IEEE International Symposium on Bio-Informatics and Biomedical Engineering*, pp. 245-252, 2000.
- [76] Chedsada Chinrungrueng and Aimamorn Suvichakorn, "Fast Edge-Preserving Noise Reduction for Ultrasound Images," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 48, pp. 849-854, 2001.
- [77] Alin Achim, Anastasios Bezerianos, and Panagiotis Tsakalides, "Novel Bayesian Multiscale Method for Speckle Removal in Medical Ultrasound Images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, pp. 772-783, 2001.
- [78] Scott T. Acton, Janelle A. Molloy, and Yongjian Yu, "Three-Dimensional Speckle Reducing Anisotropic Diffusion," in *IEEE Conference Record of the 37th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers*, 2003, pp. 1987-1991.
- [79] Aleksandra Pizurica, Wilfried Philips, and Marc Acherooy, "A Versatile Wavelet Domain Noise Filtration

- Technique for Medical Imaging," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, pp. 323-331, 2003.
- [80] Scott T. Acton, "De-convolution speckle reducing anisotropic diffusion," *IEEE International Conference on Image Processing*, vol. 1, pp. 5-8, 2005.
- [81] Yong Yue, Mihai M. Croitoru, Akhil Bidani, Joseph B. Zwischenberger, and John W. Clark, "Ultrasound Speckle Suppression and Edge Enhancement Using Multiscale Nonlinear Wavelet Diffusion," *IEEE 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6429-6432, 2005.
- [82] Yong Yue, Mihai M. Croitoru, Akhil Bidani, Joseph B. Zwischenberger, and John W. Clark, "Nonlinear Multiscale Wavelet Diffusion for Speckle Suppression and Edge Enhancement in Ultrasound Images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, pp. 297-311, 2006.
- [83] Peter C. Tay, Scott T. Acton, and John A. Hossack, "Ultrasound Despeckling using an Adaptive Window Stochastic Approach," *IEEE International Conference On Image Processing*, pp. 2549-2552, 2006.
- [84] Yang Mo Yoo, Fan Zhang, Liang Mong Koh, and Yongmin Kim, "Nonlinear Diffusion in Laplacian Pyramid Domain for Ultrasonic Speckle Reduction," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 26, pp. 200-211, 2007.
- [85] Ricardo G. Dantas and Eduardo T. Costa, "Ultrasound Speckle Reduction Using Modified Gabor Filters," *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 54, pp. 530-538, 2007.
- [86] K. Thangavel, R. Manavalan, and I. Laurence Aroquiaraj, "Removal of Speckle Noise from Ultrasound Medical Image based on Special Filters: Comparative Study," *ICGST International Journal on Graphics, Vision and Image Processing (GVIP)*, vol. 9, no. 3, pp. 25-32, Junho 2009.
- [87] Langis Gagnon and Alexandre Jouan, "Speckle filtering of SAR images: a comparative study between complex-wavelet-based and standard filters," in *Wavelet Applications in Signal and Image Processing V*, San Diego, 1997.
- [88] Zhenghao Shi and Ko B. Fung, "A comparison of Digital Speckle Filters," in *Geoscience and Remote Sensing Symposium*, Pasadena, 1994, pp. 2129-2133.
- [89] José Iguelmar Miranda and João Camargo Neto, "Detecção de bordas com o modelo de difusão anisotrópica," in *Anais XIII Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto*, Florianópolis, Brasil, 2007, pp. 5957-5964.
- [90] Yongjian Yu and Scott T. Acton, "Speckle Reducing Anisotropic Diffusion," *IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING*, vol. 11, pp. 1260-1270, Novembro 2002.
- [91] Karl Krissian, Carl-Fredrik Westin, Ron Kikinis, and Kirby Vosburgh, "Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion," *IEEE Transactions on Image Processing*, pp. 1-13, Maio 2007.
- [92] Joachim Weickerty and Hanno Schar. A Scheme for Coherence-Enhancing Diffusion Filtering with Optimized Rotation Invariance.
- [93] Dirk-Jan Kroon, Cornelis H. Slump, and Thomas J.J. Maal, "Optimized Anisotropic Rotational Invariant Diffusion Scheme on Cone-Beam CT," in *MICCAI*, 2010.
- [94] D. Kroon and C.H. Slump, "Coherence Filtering to enhance the mandibular canal in Cone-Beam CT Data," *IEEE-EMBS Benelux Chapter Symposium*, Novembro 2009.

- [95] Jasjit S. Suri, David L. Wilson, and Swamy Laxminarayan, *Handbook of Biomedical Image Analysis: Registration Models*. New York, USA: Kluwer Academic, 2005, vol. III.
- [96] Jens von Berg, Jochen Kruecker, Heinrich Schulz, Kristen Meetz, and Jorg Sabczynski, "A hybrid method for registration of interventional CT and ultrasound images," *International Congress Series*, vol. 1268, pp. 492-497, 2004.
- [97] Diane M. Muratore, Jeannette Herring Russ, Benoit M. Dawant, and Robert L. Galloway, "Three-Dimensional Image Registration of Phantom Vertebrae for Image-Guided Surgery: A Preliminary Study," *Computer Aided Surgery*, vol. 7, pp. 342-352, 2002.
- [98] B. Brendel, S. Winter, A. Rick, M. Stockheim, and H. Ermert, "Bone registration with 3D CT and ultrasound data sets," *International Congress Series*, vol. 1256, pp. 426-432, 2003.
- [99] Wein et al., "Automatic CT-ultrasound registration for diagnostic imaging and image-guided intervention," *Medical Image Analysis*, vol. 12, pp. 577-585, 2008.
- [100] R. Narayanan et al., "MRI-Ultrasound Registration for Targeted Prostate Biopsy," in *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International*, Boston, 2009, pp. 991-994.
- [101] Mark P. Wachowiak, Renata Smolikovi, and Adel S. Elmaghraby, "Hybrid Optimization for Ultrasound and Multimodal Image Registration," in *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*, Istanbul, Turkey, 2001, pp. 2418-2421.
- [102] Amy Cristina Gieffers, "Image Alignment Algorithms for Ultrasound Images with Contrast," Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, Tese de Mestrado 1998.
- [103] Timo Mäkelä et al., "A Review of Cardiac Image Registration Methods," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, pp. 1011-1021, Setembro 2002.
- [104] M. J. Ledesma-Carbayo et al., "Spatio-Temporal Nonrigid Registration for Ultrasound Cardiac Motion Estimation," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 24, pp. 1113-1126, 2005.
- [105] J.W.H. Korstanje, R.W. Selles, H.J. Stam, S.E.R. Hovius, and J.G. Bosch, "Dedicated ultrasound speckle tracking to study tendon displacement," in *SPIE Medical Imaging 2009: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, Lake Buena Vista, 2009.
- [106] J.W. H. Korstanje, R. W. Selles, H. J. Stam, S. E. R. Hovius, and J. G. Bosch, "Development and validation of ultrasound speckle tracking to quantify tendon displacement," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 1373-1379, 2010.
- [107] J.D. Revell, M. Mirmehdi, and D.S. McNally, "Musculoskeletal motion flow fields using hierarchical variable-sized block matching in ultrasonographic video sequences," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 511-522, 2004.
- [108] S. Ourselin, A. Roche, G. Subsol, X. Pennec, and N. Ayache, "Reconstructing a 3D structure from serial histological sections," *Image and Vision Computing*, vol. 19, pp. 25-31, Junho 2000.
- [109] P.Y Chen, "A fuzzy search block-matching chip for motion estimation," *Integration the VLSI journal*, vol. 32, pp. 133-147, 2002.

- [110] A. Giachetti, "Matching techniques to compute image motion," *Image and Vision Computing*, vol. 18, pp. 247-260, Junho 2000.
- [111] Darko Škerl, Dejan Tomaževic, Boštjan Likar, and Franjo Pernuš, "Evaluation of similarity measures for reconstruction-based registration in image-guided Radiotherapy and Surgery," *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, vol. 65, pp. 943-953, 2006.
- [112] Dirk Sven Farin, "Automatic Video Segmentation Employing Object/Camera Modeling Techniques," Technische Universiteit Eindhoven, Eindhoven, Tese de Doutorado ISBN 90-386-2381-X, 2005.
- [113] S. Benameur, M. Mignotte, and F. Lavoiea, "Unsupervised Segmentation of Ultrasound Images by Fusion of Spatio-Frequential Textural Features," in *Medical Imaging 2011: Image Processing*, Orlando, USA, 2011.
- [114] J. Alison Noble and Djamel Boukerroui, "Ultrasound Image Segmentation: A Survey," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, pp. 987-1010, Agosto 2006.
- [115] Judith G. Thomas, Richard Alan Peters II, and Philippe Jeanty, "Automatic Segmentation of Ultrasound Images Using Morphological Operators," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 10, pp. 180-186, Junho 1991.
- [116] Ping He and Jun Zheng, "Segmentation of Tibia Bone in Ultrasound Images using Active Shape Models," in *Proceedings – 23rd Annual Conference – IEEE/EMBS*, Istanbul, Turkey, 2001, pp. 25-28.
- [117] Youwei Zhang, Robert Rohling, and Dinesh K. Pai, "Direct Surface Extraction from 3D Freehand Ultrasound Images," in *IEEE Visualization*, Boston, Outubro 2002.
- [118] Vincent Daanen, Jerome Tonetti, and Jocelyne Troccaz, "A Fully Automated Method for the Delineation of Osseous Interface in Ultrasound Images," in *Medical Image Computing and Computer (MICCAI)*, Berlin, 2004, pp. 549-557.
- [119] Ilker Hacihaliloglu, Rafeef Abugharbieh, Antony J. Hodgson, and Robert N. Rohling, "Enhancement of bone surface visualization from 3D ultrasound based on local phase information," in *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2006, pp. 21-24.
- [120] Xu Wen and S.E. Salcudean, "Enhancement of Bone Surface Visualization Using Ultrasound Radio-frequency Signals," in *IEEE Ultrasonics Symposium*, New York, 2007, p. 2535.
- [121] Pezhman Foroughi, Emad Boctor, Michael J. , Russell H. Swartz, and Gabor Fichtinger, "Ultrasound Bone Segmentation Using Dynamic Programming," in *IEEE Ultrasonics Symposium*, New York, 2007, pp. 2523-2526.
- [122] Ilker Hacihaliloglu, Rafeef Abugharbieh, Antony Hodgson, and Robert Rohling, "Bone Segmentation and Fracture Detection in Ultrasound Using 3D Local Phase Features," in *MICCAI 2008*, New York, 2008, pp. 287-295.
- [123] P.J.S. Gonçalves and P.M.B. Torres, "Extracting Bone Contours in Ultrasound Images: Energetic versus Probabilistic Methods," in *2ND International Conference on Innovations, Recent Trends and Challenges in Mechatronics, Mechanical Engineering and New High-Tech Products Development*, Bucharest, 2010, pp. 274-283.
- [124] A. Doctor, Bernhard Vondenbusch, and Josef Kozak, "Bone segmentation applying rigid bone position and

- triple shadow check method based on RF data," *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 13, pp. 3-11, 2011.
- [125] Paul Suetens, *Fundamentals of Medical Imaging*, 2nd ed. New York, United States of America: Cambridge University Press, 2009.
- [126] Peter Kovsesi, "Symmetry and Asymmetry from Local Phase," in *Tenth Australian Joint Conference on Artificial Intelligence*, 1997.
- [127] Peter Kovsesi, "Image Features from Phase Congruency," *Journal of Computer Vision Research*, vol. 1, pp. 1-27, 1999.
- [128] Iker Hacihaliloglu, Rafeef Abugharbieh, Antony J. Hodgson, and Robert N. Rohling, "Bone surface localization in ultrasound using image phase-based features," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 35, pp. 1475-1487, 2009.