

Sistemas de Análise de Imagens de Ecografia para Reumatologia

Técnicas baseadas na Transformada de *Wavelet* para Minimização de Ruído Speckle

Pedro Filipe Carvalho Marinho Silva

Dissertação apresentada à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

para obtenção do grau de Mestre em

Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professor Doutor Pedro João Rodrigues

Professor Doutor Manuel João Ferreira

Esta dissertação é a versão final após críticas e sugestões feitas pelo Júri

Dezembro, 2014

Agradecimentos

Aos meus orientadores pela orientação, disponibilidade, incentivo e transmissão de conhecimentos fundamentais ao longo da realização deste trabalho.

Ao Instituto Politécnico de Bragança pela bagagem de conhecimento a mim fornecida ao longo dos meus anos de estudo nesta honrosa instituição.

À EnerMeter pelas excelentes condições de trabalho disponibilizadas e a toda a sua equipa de trabalho por tão bem me terem recebido, fazendo-me sentir parte integrante desta. À Carla, à Diana e ao Nelson, pelo apoio prestado, pelos comentários e ideias valiosas sugeridas, um grande obrigado.

A todos os colegas e professores, em especial ao Prof. Paulo Alves, que ao longo do ano de trabalho também partilharam comigo opiniões relevantes para o trabalho final aqui apresentado.

A vocês amigos mais chegados, especialmente aqueles que partilharam comigo as salas e corredores do Instituto Politécnico de Bragança, que partilharam comigo esta fase da minha vida, pelo vosso apoio incondicional. Um desejo para todos vocês de um futuro de sucesso e felicidade, que os nossos caminhos se mantenham próximos.

A ti Tânia, agradeço sem qualquer condicionante o mais que constante apoio e motivação. Parte deste trabalho também podia ser teu pelo exemplo de força e dedicação que és para mim.

E claro, especialmente aos meus pais e irmão, mas também ao resto da minha família. Sem vocês nada seria possível.

Resumo

As doenças reumáticas revelam ser nos dias de hoje uma constante preocupação para os países desenvolvidos. Por se verificar um aumento da esperança média de vida e das taxas de sedentarismo nestes países, as doenças reumáticas apresentam e apresentarão ainda mais no futuro grandes problemas a nível da saúde pública e socioeconómico.

Entre as doenças reumáticas, aquelas que causam maior redução da qualidade de vida dos pacientes, encontra-se a artrite reumatóide e a osteoartrite. Vários têm sido os esforços na tentativa de diagnosticar de forma precoce e eficaz estas doenças. Estas necessidades de diagnóstico conseguem ser satisfeitas pelo recurso à ecografia musculoesquelética visto apresentar, para além das óbvias vantagens a nível físico do processo de aquisição de imagens, uma resolução de imagem equiparável a outras técnicas de imagem como a ressonância magnética.

Embora se verifiquem estas características vantajosas, a imagem ecográfica no geral e a imagem ecográfica do sistema musculoesquelético em específico (pela elevada presença de conteúdo anatómico de fino detalhe) são corrompidas pela presença de um ruído bastante característico, o ruído speckle.

O contraste e a qualidade da imagem são afetados pelo ruído speckle, o que dificulta a interpretação médica destas imagens. Um processamento deste ruído permite tornar a interpretação de uma ecografia mais fácil e clara, tentando uma aproximação à realidade.

Uma parte deste trabalho foca-se no estudo do ruído speckle em imagens ecográficas musculoesqueléticas com o objetivo de obter uma técnica de processamento de imagem capaz de reduzir este ruído tendo sempre em consideração um compromisso entre a redução de ruído e a preservação de detalhes.

Entre as várias técnicas já testadas até hoje, por se tratar de uma técnica de análise em multi-resolução, capaz de decompor uma imagem em subbandas, sendo possível analisar a mesma imagem como uma soma de detalhes e aproximações em diferentes escalas, o potencial da transformada de *wavelet* foi testado.

Para avaliar o desempenho foram utilizadas métricas adequadas e os resultados numéricos demonstraram ser satisfatórios já que foi possível chegar a conclusões interessantes e inclusive verificar qualitativamente através das imagens após processamento uma redução de ruído eficaz.

O processo de aquisição de uma imagem ecográfica é um processo operador-dependente onde a experiência do utilizador é influente. A necessidade de estabelecer um método padrão para a aquisição de uma ecografia é uma realidade atual. Para além disso, verifica-se a falta de uma base de dados de ecografias musculoesqueléticas disponível *online* que consiga satisfazer as necessidades de investigação em projetos e trabalhos idênticos a este. Portanto, a construção de uma base de dados de imagens ecográficas foi parte do objetivo deste trabalho.

Abstract

Nowadays, in the developed countries, the rheumatic diseases reveal to be a constant worry. Because of the crescent life expectation and sedentary life style verified in these countries, the rheumatic diseases represent and will represent in the future, complicated problems at the public health levels, social and economic ones.

Among the rheumatic diseases, those which causes the biggest reduction of patient's life quality, are the rheumatic arthritis and osteoarthritis. Many efforts have been done trying to diagnose these diseases precocious and effectively. These diagnostic needs can be ensured using musculoskeletal ultrasounds, once it provides an image resolution equivalent to other images techniques as the example of magnetic resonance and because of all the physical advantages of ultrasound image acquisition process.

While its numerous advantages, general ultrasound images and musculoskeletal ultrasound images in particular case (due to their high level of details about anatomic structure), are corrupted by the presence of a very characteristic noise, known as speckle noise.

The image quality and contrast are affected by speckle noise, which makes the image interpretation task more difficult. A noise processing allows to have a clear and easier interpretation of an ultrasound image, reaching an approximation to the reality.

Part of this work is focused in the study of speckle noise on musculoskeletal ultrasound images, aiming to obtain an image processing technique able to reduce this kind of noise, always considering a good compromise between noise reduction and detail preservation.

Various techniques have been tested until now to reach an ideal speckle noise reduction in ultrasound images. By the ability to deal with multiresolution image analysis, to decompose an image in different sub-bands, becoming possible to analyze the same image as a sum of details and approximations at different scales, made the *wavelet* transform a

potential image processing tool, and its potential was tested in this work to deal with speckle noise.

To evaluate the performance of noise reduction, appropriate metrics were used and the numerical results proved to be satisfactory, since it was possible to get conclusions and was also verified a qualitatively efficient noise reduction on the images.

The ultrasound image acquisition process is an operator-dependent process where the experience of the operator is very influent. The necessity to establish a standard method to medical ultrasound acquisition is an actual reality. Furthermore, there is a lack of data bases of musculoskeletal ultrasound images available online, which could satisfy some initial needs of investigations projects/works like this one. Therefore, an implementation of a data base to store such image data was other goal of this work.

Índice de conteúdos

Agradecimentos	iii
Resumo.....	v
Abstract	vii
Índice de conteúdos.....	ix
Índice de Figuras	xiii
Índice de Tabelas.....	xv
Nomenclatura.....	xvii
1. Introdução.....	19
1.1. Definição do problema.....	19
1.2. Objetivos	22
1.3. Estrutura da Dissertação	22
Parte I Redução de Ruído Speckle em Ecografias do.....	25
Sistema Musculosquelético.....	25
2. Contextualização Biomédica	27
2.1. Doenças Reumáticas	27
2.1.1. Epidemiologia das Doenças Reumáticas	28
2.1.2. Classificação das Doenças Reumáticas.....	33
2.2. A Articulação e as Doenças Reumáticas.....	36
2.2.1. Articulação.....	36
2.2.2. Artrite reumatóide	39
2.2.3. Osteoartrite.....	42
2.3. Ecografia musculosquelética.....	46
2.3.1. Princípios Básicos	46
2.3.2. Interações do som com o tecido	50
2.3.3. Imagem modo-B.....	53
2.3.4. Artefatos.....	56
3. Ruído Speckle	59
3.1. Princípios Físicos.....	59
3.1.1. Modelação do sinal ecográfico.....	60
3.1.2. Aquisição de uma imagem ecográfica.....	62
3.2. Estado de arte	63
3.2.1. Técnicas de processamento de RS	63

3.2.2.	Métodos pós-aquisição	65
4.	Trabalho Experimental	79
4.1.	Dados.....	79
4.2.	Redução de Ruído Speckle	82
4.2.1.	TW	82
4.2.2.	Filtro Wiener	93
5.	Análise de Resultados	95
5.1.	Métricas para a Redução de RS.....	95
5.2.	<i>Threshold</i> no domínio <i>Wavelet</i>	97
5.3.	<i>Threshold</i> no domínio <i>Wavelet</i> + Filtro Wiener	108
5.4.	Considerações finais.....	111
Parte II – Base de Dados de Imagens <i>RheumusDB</i>		113
6.	Conceitos teóricos.....	117
6.1.	Base de Dados e Sistema de Gestão de Base de Dados (SGBD).....	117
6.2.	Modelos de Dados.....	118
6.2.1.	Modelo hierárquico.....	118
6.2.2.	Modelo de rede.....	118
6.2.3.	Modelo orientado a objetos.....	118
6.2.4.	Modelo Relacional.....	119
6.3.	Modelo Entidade – Atributo – Relação (EAR)	120
6.4.	UML e sistemas de base de dados	121
6.4.1.	Diagrama Casos de Uso	122
6.4.2.	Diagrama de Sequência.....	122
7.	Especificação da base de dados e da aplicação de gestão dos dados	125
7.1.	Requisitos.....	126
7.2.	Casos de Uso	128
7.2.1.	Caso de Uso Login na aplicação	128
7.2.2.	Caso de Uso Gerir Conta	128
7.2.3.	Caso de Uso Adicionar Novo Utilizador.....	129
7.2.4.	Caso de Uso Inserir Consulta.....	130
7.2.5.	Caso de Uso Pesquisa Geral	130
7.2.6.	Caso de Uso Editar Ecografia.....	131
7.3.	Diagramas UML	132
8.	Implementação	139

8.1. Ambiente de Trabalho.....	139
8.2. Base de dados	139
8.3. Aplicação <i>RheumusDB</i>	142
9. Conclusões e trabalhos futuros.....	151
Referências.....	155

Índice de Figuras

Figura 2.1. Recursos humanos envolvidos no estudo EpiReumaPt [13]	30
Figura 2.2 Estado de saúde de doentes crónicos (EQ5D), adaptado de [14]	32
Figura 2.3. Estado de saúde dos doentes reumáticos (EQ5D), adaptado de [14]	32
Figura 2.4: Representação geral de uma articulação, adaptado de [17]	37
Figura 2.5. Típica mão reumatoide: sinovite no punho e nas MCF, atrofia dos músculos interósseos, desvio ulnar dos dedos e subluxação do polegar [19]	40
Figura 2.6 Comparação entre uma articulação saudável e outra com artrite reumatóide, adaptado de [17]	41
Figura 2.7 Cartilagem afetada por OA inicial vs. Cartilagem no seu estado comum revestida por proteoglicano (azul de toluidina) [18]	43
Figura 2.8. Comparação do acometimento articular da OA e AR [20]	45
Figura 2.9 Técnica de Pulso-Eco, adaptado de [22].....	48
Figura 2.10 Comparação entre duração de pulso, fator de atividade e período de repetição de pulso., adaptado de [23].....	49
Figura 2.11: Interações entre o som e o meio	51
Figura 2.12 Refração vs. Reflexão. Neste caso, o ângulo do feixe incidente > transmitido o que indicia V1 > V2 [24]	52
Figura 2.13 – Frequência e resolução axial. Em A) uma frequência elevado do transdutor é bastante melhor em identificar as estruturas circulares (seta), que em B) onde é utilizada uma baixa frequência [25].	54
Figura 2.14. Alterações que podem ser realizadas sobre o sinal de modo a ajusta-lo ao ecrã e à visualização. Em a) a amplificação, em b) compensação, em c) a compressão, d) a desmodulação e em e) a rejeição. Adaptado de [25]	55
Figura 3.1 - Diagrama do procedimento de aquisição de imagem ecográfica [33]	62
Figura 3.2 - Diagrama do procedimento base de uma transformada de wavelet.....	72
Figura 3.3 Processo de caracterização de estruturas em imagens ecográficas com base na textura [49]	77
Figura 4.1. Representação da colocação do transdutor sobre a articulação MCF do 2º dedo [54]	80
Figura 4.2. Ecografia da articulação Metacarpofalangeana; M= Metacarpo; F= Falange Proximal; Setas= tendão extensor; * = cartilagem; zona tracejada= Cápsula articular.....	81
Figura 4.3. Função escala e função wavelet da Daubechies 4.....	83
Figura 4.4. Transformada de Wavelet de um sinal unidimensional	85
Figura 4.5 Diagrama do processo de decomposição de uma imagem nos seus coeficientes de detalhe e de aproximação.....	86
Figura 4.6 Diagrama do processo reconstrução de uma imagem a partir dos seus coeficientes de detalhe e de aproximação.	86
Figura 4.7. Diagrama do processo de decomposição de uma imagem utilizando a STW	87
Figura 4.8. Imagem 512*512 depois de corte	88
Figura 4.9. Sequência geral da técnica de redução de RS através da TW com um do esquema de threshold integrado.	88
Figura 4.10 Representação esquemática de uma decomposição DWT de N=2 e as duas abordagens threshold.....	89
Figura 4.11 Hard, Soft e Semi-Soft (azul, vermelho e verde, respetivamente) para $\lambda=1$, xx = valor de entrada e yy = valor de saída.....	91

<i>Figura 4.12. Sequência de operações tomadas na técnica de redução de ruído speckle utilizando o filtro Wiener no domínio Wavelet.....</i>	<i>93</i>
<i>Figura 5.1. NMV da técnica TW com família wavelet Daubechies 1, para os métodos de threshold global.</i>	<i>98</i>
<i>Figura 5.2 NMV da técnica de threshold no domínio wavelet para a família wavelet Daubechies 1, para os métodos de threshold aplicados às sub-bandas.</i>	<i>99</i>
<i>Figura 5.3. NMV da técnica de threshold no domínio wavelet para a família wavelet Daubechies 2, para os métodos de threshold aplicados às sub-bandas.</i>	<i>99</i>
<i>Figura 5.4. NSD da técnica de threshold no domínio wavelet para a família wavelet Symmlet 4, para os métodos de threshold aplicados às sub-bandas.....</i>	<i>101</i>
<i>Figura 5.5. MSD da técnica de threshold no domínio wavelet para a família wavelet Coiflet 4, para os métodos de threshold aplicados às sub-bandas.....</i>	<i>102</i>
<i>Figura 5.6. Comparação qualitativa das imagens após processamento do ruído speckle: a) imagem original; imagem processada pelas técnicas: b) Sym6 n5 s/u/s; c) Coif3 n5 s/u/s; d) Db1 n4 s/u/s.</i>	<i>104</i>
<i>Figura 5.7. Representação das três linhas de perfil traçadas.</i>	<i>105</i>
<i>Figura 5.8. Perfil de intensidades das respetivas antes e depois de aplicar a técnica de redução de ruído.</i>	<i>106</i>
<i>Figura 5.9 Comparação qualitativa das imagens após processamento do ruído speckle e segmentação automática: a) imagem original segmentada; imagem segmentada após ser processada pelas técnicas de threshold no domínio wavelet: b) Sym6 n5 s/u/s; c) Coif3 n5 s/u/s; d) Db1 n4 s/u/s.....</i>	<i>108</i>
<i>Figura 5.10. Comparação qualitativa das imagens após processamento do ruído speckle e segmentação automática: a) imagem processada pela técnica threshold no domínio wavelet + filtro Wiener. b) Imagem segmentada.....</i>	<i>109</i>
<i>Figura 6.1 Simbologia de um diagrama Caso de Uso, adaptado de [71]</i>	<i>122</i>
<i>Figura 6.2. Simbologia de um diagrama de sequência, adaptado de [71].....</i>	<i>123</i>
<i>Figura7.1. Diagrama casos de uso da aplicação de gestão dos dados.....</i>	<i>133</i>
<i>Figura 7.2 Generalização de papéis dos 4 tipos de atores da aplicação RheumusDB</i>	<i>134</i>
<i>Figura 7.3 Exemplo de uma relação «extend»: o investigador é capaz de executar uma pesquisa geral e neste caso pode optar pela exportação dos resultados da pesquisa numa folha de excel.</i>	<i>134</i>
<i>Figura 7.4. Diagrama de sequência do caso de uso Login.....</i>	<i>135</i>
<i>Figura 7.5. Diagrama de atividades para o caso de uso "Nova Consulta"</i>	<i>137</i>
<i>Figura 8.1. Diagrama EAR da base de dados construída no software MySQL</i>	<i>141</i>
<i>Figura 8.2 Janela Login.....</i>	<i>142</i>
<i>Figura 8.3. Menu principal.....</i>	<i>143</i>
<i>Figura 8.4. Janela de inserção de uma consulta.....</i>	<i>143</i>
<i>Figura 8.5(a,b): Registo de um novo paciente(a); Procura de pacientes com o nome iniciado por “p”(b).</i>	<i>144</i>
<i>Figura 8.6(a,b): Confirmação de registo de consulta em (a) seguida de ativação de botão “Add Echography 1” em (b).....</i>	<i>145</i>
<i>Figura 8.7. Janela de Inserção de um Ecografia</i>	<i>145</i>
<i>Figura 8.8. Janela de pesquisa geral.....</i>	<i>147</i>
<i>Figura 8.9. Janela de pesquisa de paciente</i>	<i>147</i>
<i>Figura 8.10. Janela de pesquisa de consulta</i>	<i>148</i>
<i>Figura 8.11. Janela de pesquisa de ecografia.....</i>	<i>148</i>

Índice de Tabelas

<i>Tabela 2.1. Resultados que indicam a prevalência das DR segundo o estudo EpiReumaPt.....</i>	<i>31</i>
<i>Tabela 2.2. Classificação das Doenças Reumáticas.....</i>	<i>34</i>
<i>Tabela 2.3. Diferenciação sintomática entre OA e AR.....</i>	<i>44</i>
<i>Tabela 2.4. Articulações mais afetadas por OA.....</i>	<i>44</i>
<i>Tabela 2.5 Valores padrão da velocidade de propagação acústica c e da impedância acústica z de alguns materiais.....</i>	<i>47</i>
<i>Tabela 3.1. Comparação entre artigos que recorrem à transformada de wavelet.....</i>	<i>73</i>
<i>Tabela 5.1. Abordagens que obtiveram melhores resultados para a técnica de threshold no domínio wavelet; n = nível de decomposição; $s/u/(s$ ou $se)$ = sub-banda/universal/ (soft ou semisoft).....</i>	<i>102</i>
<i>Tabela 5.2. Comparação entre os resultados obtidos pela técnica de threshold no domínio wavelet e aplicação do filtro Wiener.</i>	<i>109</i>
<i>Tabela 8.1. Descrição das tabelas da BD contruída.....</i>	<i>140</i>

Nomenclatura

A-D – Analógico para Digital
AR – Artrite Reumatóide
AWMF – Adaptive Weighted Median Filter
BD – Base de Dados
D-A – Digital para Analógico
DDTC – Doenças Difusas do Tecido Conjuntivo
DGS – Direção Geral de Saúde
DP – Duração de Pulso
DR – Doenças Reumáticas
DRa- Deflection Ratio
DWT – Discrete Wavelet Transform
EAR – Entidade Atributo Relação
ER – Entidade Atributo
FAN – Fator Antinuclear
FFS – Fully Formed Speckle
FR – Fator Reumatóide
FRP – Frequência de Repetição de Pulso
GAG – Generalized Adaptive Gain
IDWT – Inverse Discrete Wavelet Transform
IC – Índice de Confiança
IFP – Interfalangeanas Proximais
IRM – Imagem por Ressonância Magnética
LT – Logarithmic Transform
MCF – Metacarpofalangeana
MTF – Metatarsofalangeana
MSD – Mean Square Difference
NMV – Noise Mean Value
NSD – Noise Standard Deviation

NRLR – Non Randomly Distributed with Long-Range
NRSR – Non Randomly Distributed with Short-Range
OA – Osteoartrite
PDE – Partial Differential Equation
Pdf – Probability Density Function
PMAD – Perona and Malik Anisotropic Diffusion
PZT – Piezoelectric
PRP – Período de Repetição de Pulso
RM – Ressonância Magnética
RS – Ruído Speckle
RF – Radiofrequência
SAR – Synthetic Aperture Radar
SI – Sistemas de Informação
SND – Scatter Number Density
SPL – Spatial Pulse Length
SQL – Structured Query Language
SRAD – Speckle Reduction Anisotropic Diffusion
SWT – Stationary Wavelet Transform
SGBD – Sistema de Gestão de Base de Dados
SGBDR – Sistema de Gestão de Base de Dados Relacional
TW – Transformada de Wavelet
ULSAM – Unidade Local de Saúde do Alto Minho
UML – Universal Modeling Language
US – Ultrassom

1. Introdução

Neste capítulo, será feita uma descrição a título introdutório do problema em consideração bem como a motivação para a realização deste trabalho. Para além disso, a estrutura da dissertação será apresentada.

1.1. Definição do problema

Nos dias de hoje, as doenças reumáticas (DR) são uma preocupação a nível da saúde pública, social e económico para os países desenvolvidos. Este facto sucede-se devido à elevada esperança média de vida verificada nestes países e à evidência de que as DR, em maioria, apresentam manifestações em faixas etárias mais avançadas. Devido ao aumento da longevidade e aos atuais modos de vida mais sedentários, este impacto negativo tem tendência a crescer nos próximos anos. No XV Fórum de Apoio ao Doente [1], foram apresentados alguns números relativos a DR para a região da grande Lisboa. Foi referido que a partir dos 65 anos, praticamente metade da população sofre de uma doença reumática. Este facto, aliado aos resultados dos Censos de 2011, que indicam que a população idosa portuguesa é de 19.2% e que prevê que este número aumente para 35.7% em 2050, o tem levado as várias entidades governamentais e organizações de saúde nacionais e mundiais a encarar as DR como uma das prioridades nos programas de saúde.

A maioria das DR são de evolução crónica e embora as suas manifestações clínicas estejam destinadas a faixas etárias mais avançadas, o desencadeamento de uma DR pode revelar-se muito antecipadamente em relação às suas manifestações. Está comprovado que o estabelecimento de um diagnóstico eficaz e precoce permite o tratamento adequado de muitas DR, reduzindo de um modo significativo as consequências relativas à limitação funcional definitiva [2]. Portanto, é de todo relevante a implementação de medidas preventivas que auxiliem o diagnóstico precoce, como a utilização de novos tratamentos e meios de diagnóstico.

Atualmente, o recurso a técnicas auxiliares de imagem, como a ressonância magnética (RM) e a ecografia, é frequente na prática clínica em reumatologia, sendo aplicadas quer no diagnóstico e monitorização da atividade da doença, quer no seu tratamento. Com os avanços da tecnologia e por ser um meio prático, que não necessita de radiação, pouco dispendioso (26 € para a ecografia vs. 127.90 € para a RM¹), não invasivo e disponível na maioria dos pontos de cuidados de saúde, a ecografia musculoesquelética que até há uns anos era domínio da radiologia tem sido disseminada e integrada na prática clínica no âmbito da reumatologia [1] [3]. Assim sendo, a ecografia está a ser usada como uma extensão do exame físico.

Existem vários tipos de DR podendo distinguir-se dois grandes grupos: doenças osteoarticulares degenerativas e doenças inflamatórias. Têm o sistema musculoesquelético como principal alvo, nomeadamente os músculos, articulações e ossos e duas características bastante transversais a estes dois grupos de DR é a presença de erosão óssea e de artrite (inflamação da articulação).

A aplicação da ecografia em reumatologia estende-se a todas as doenças que se traduzam por artrite, como são exemplo as doenças do tecido conjuntivo, espondilartrites e as artrites microcristalinas. A grande preocupação do reumatologista perante um quadro de artrite é avaliar sinais de cronicidade/persistência do processo inflamatório e o dano articular irreversível que leva inevitavelmente a limitação funcional da articulação atingida. A hiperproliferação sinovial definida por sinovite, é a tradução ecográfica do processo inflamatório articular. Por outro lado, o principal sinal de dano é a “erosão” na superfície articular. A radiografia não permite de todo avaliar a presença de sinovite, mas é o método *gold standard* para identificação de erosões, mas que, apesar de ser um método específico, é pouco sensível. A radiografia projeta estruturas tridimensionais num plano bidimensional, pelo que os tecidos ósseos ficam sobrepostos na imagem de raio X, o que dificulta a visualização de erosões. Por este motivo, para a deteção de erosões são preferidos os exames de aquisição de imagens por cortes transversais, como é o caso da ecografia e da RM, que permitem uma avaliação aproximada dos volumes das estruturas patológicas. A

¹ De acordo com Tabela de preços do SNS 2013 – Portaria nº 163/2013, de 24 de Abril

utilização por rotina da RM para este fim está, no entanto, limitada por vários fatores como a demora na realização do exame, sobretudo quando se pretende avaliar várias articulações, os seus elevados custos e limitações clínicas que não permitem efetuar o exame a um número importante de doentes. Estas desvantagens não se verificam na aquisição de imagens por ecografia. Por tudo isto, e ainda pela evolução dos ecógrafos na obtenção de imagens com cada vez mais qualidade, nos últimos anos, esta modalidade de imagem tem sido cada vez mais usada em reumatologia para avaliação dos principais componentes articulares e diagnóstico de sinovite, erosões, tendinopatia, entesopatia, distensão de bursas, presença de estruturas anómalas nas partes moles, alterações da cartilagem e mesmo vasculite, que são importantes sinais de diversas DR. De facto, todas estas estruturas podem ser facilmente observados com o recurso a ultrassons de alta-frequência [4].

No entanto, e apesar dos últimos avanços da ecografia na área da reumatologia e das suas inegáveis vantagens na análise de estruturas do sistema musculoesquelético, continuam a existir dois grandes obstáculos no diagnóstico de pacientes com DR. O primeiro é o facto desta vertente da imagem médica ser corrompida, a mais corrompida de todas as técnicas de imagem médica, por um género de ruído bastante característico denominado de ruído speckle (RS). Este ruído torna a interpretação das ecografias por parte do olho humano uma tarefa bastante mais árdua comparativamente, por exemplo, com as imagens obtidas por RM ou pela técnica de raio-X. Relativamente a ferramentas informáticas desenvolvidas para o diagnóstico médico assistido por computador quer em termos qualitativos como quantitativos, também o ruído speckle se destaca como uma barreira que terá de ser ultrapassada. O segundo aspeto negativo é a e baixa reprodutibilidade que a ecografia apresenta. Embora alguns estudos [5] [6] refiram o contrário, existe neste momento uma dependência subjacente entre uma imagem adquirida, a sua interpretação médica e o facto de o processo de aquisição de uma ecografia ser reconhecidamente operador-dependente, o que no final se traduz em níveis de reprodutibilidade reduzidos.

1.2. Objetivos

A realização deste trabalho prende-se na consideração das duas desvantagens referidas anteriormente: o ruído speckle e a baixa reprodutibilidade da ecografia.

A utilidade das imagens ecográficas é afetada negativamente pela presença do ruído speckle, tipo de ruído bastante particular pelo facto de ser um ruído dependente do sinal e de natureza multiplicativa. Trata-se de uma característica inerente das imagens de ultrassom médico, e devido a esta característica intrínseca outras propriedades da imagem, como a resolução e o contraste, são degradadas. Como consequência, existe uma redução do valor diagnóstico desta modalidade de imagem médica. Posto isto, uma das tarefas essenciais no pré-processamento digital de imagens ecográficas passa pela redução de ruído speckle. Parte desta dissertação é relativa ao RS onde se pretende efetuar um estudo a cerca das técnicas deste tipo de ruído no género de imagens médicas em causa.

Tratando-se a ecografia de uma modalidade de imagem muito dependente da experiência do operador, e estando o processo de aquisição de imagens ecográficas exposto à variação dos parâmetros de aquisição do equipamento de ultrassom, sente-se a necessidade de padronizar o processo de aquisição. Deste modo, a construção de uma aplicação de gestão de imagens ecográficas, RheumusDB, capaz de servir como uma útil ferramenta tanto para o processamento digital como para facilitar o acesso e a manipulação dos dados relativos às imagens, passa também como objetivo desta dissertação. É também habitual encontrar bibliotecas ou bases de dados de imagens disponíveis na internet com a finalidade de servir e incentivar projetos de investigação no âmbito do processamento de imagem médica. No entanto, nenhum conjunto de imagens se encontra disponível na área da ecografia musculoesquelética. Aproveitando esta lacuna, a base de dados construída pode servir também, como base para a disponibilização de imagens para esse mesmo fim.

1.3. Estrutura da Dissertação

Optou-se por dividir a dissertação em duas partes. A parte I abordará a questão da redução de ruído speckle nas ecografias do sistema musculoesquelético, mais concretamente no diagnóstico de DR; a segunda parte refere-se à construção de uma aplicação capaz de

gerir uma base de dados de imagens ecográficas. Por fim, as principais conclusões obtidas ao longo deste trabalho bem como indicações para trabalhos futuros relacionados com o tema global da dissertação estarão disponíveis no último capítulo, capítulo 9.

1.3.1.1. Parte I

Os capítulos 2 e 3 dizem respeito aos conceitos teóricos necessários para o entendimento global da dissertação. No capítulo 2 procura-se fazer uma contextualização biomédica de forma a facilitar a compreensão global dos conceitos teóricos relacionados com as doenças reumáticas e com a anatomia das estruturas mais afetadas por este tipo de doenças bem como dos aspetos técnicos relacionados com a ecografia. Já no capítulo 3 será abordado com maior detalhe o ruído speckle, as suas características e as dificuldades que acarreta a sua redução nas imagens ecográficas. Por fim, será efetuado um levantamento do estado de arte referente às técnicas de redução de RS nesta modalidade da imagem médica.

Os capítulos 4 e 5 são dedicados ao trabalho prático realizado para a redução de ruído speckle nas imagens ecográficas recolhidas. No capítulo 4 será apresentado o trabalho experimental, começando por uma apresentação dos dados utilizados para a elaboração do estudo e referidos os requisitos essenciais envolvidos no processamento destes dados. Depois será descrita a metodologia tomada para o pré-processamento das imagens com o intuito de reduzir o RS nelas presente. No capítulo 5 serão apresentados e discutidos os resultados obtidos, não sem primeiro descrever as métricas utilizadas para a avaliação do desempenho das técnicas adotadas.

1.3.1.2. Parte II

Esta segunda parte começa por uma breve contextualização em relação às razões que levaram à realização da aplicação já referida.

O capítulo 6 refere-se a uma abordagem aos conceitos envolvidos na implementação da aplicação desejada que facilitam a compreensão dos capítulos 7 e 8.

No capítulo 7 os requisitos técnicos para a aplicação são apresentados com recurso a diagramas UML. O capítulo 8 diz respeito à implementação da aplicação em si, sendo apresentada a *RheumusDB*.

Parte I

Redução de Ruído Speckle em Ecografias do
Sistema Musculoesquelético

2. Contextualização Biomédica

Nesta secção, alguns conceitos teóricos serão abordados com o objetivo de contextualizar o tema principal deste projeto no âmbito da Engenharia Biomédica. Começa-se por introduzir as DR de uma forma genérica evoluindo para um grupo específico destas, DR que têm maior foco de atuação sobre as articulações, onde se destaca a artrite reumatóide e a osteoartrite. Pormenorizar-se-á um pouco mais sobre o ponto de vista das características epidemiológicas, quais as manifestações clínicas e também as modalidades da imagem médica mais utilizadas para o diagnóstico destas patologias. Este capítulo, à medida que desenrola, focar-se-á em aspetos cada vez mais importantes para o entendimento global da dissertação, onde serão descritos os princípios técnicos do ultrassom e da ecografia, abordados os seus prós e contras relativamente a outras técnicas de imagem.

2.1. Doenças Reumáticas

O termo “doenças reumáticas” é popularmente mas, de forma errónea, definido como reumatismo, ou artrite. Na bibliografia consultada, não existe preocupação em definir o termo reumatismo e nem se trata de um termo muito bem aceite entre a comunidade médica. Reumatismo, todavia, pode ser definido como um conjunto de sintomas reumáticos [7]. Já a artrite é, especificamente, a manifestação clínica mais comum entre as doenças reumáticas. Trata-se, num sentido amplo, da inflação das articulações.

De acordo com a biblioteca americana de medicina, a MeSH, *Medical Subject Headings* [8], define as doenças reumáticas (DR) como desordens do tecido conjuntivo ou conetivo, especialmente das articulações e das estruturas associadas a estas, designadas por estruturas periarticulares (tendões, ligamentos, fásCIAS, bolsas sinoviais ...), dos ossos e dos músculos. São normalmente caracterizadas por desgaste, degeneração, inflamação e/ou perturbações metabólicas.

A DGS, Direção Geral de Saúde, acrescenta que as doenças reumáticas são alterações funcionais do sistema musculoesquelético de causa não traumática, constituindo um grupo de mais de uma centena de entidades, com vários subtipos, onde se incluem as doenças inflamatórias do sistema musculoesquelético, do tecido conjuntivo e dos vasos, as doenças degenerativas das articulações periféricas e da coluna vertebral, as doenças metabólicas ósseas e articulares e as alterações dos tecidos moles periarticulares [9].

Embora não se trate do único a ser afetado, o sistema musculoesquelético é, de facto, o sistema alvo das doenças reumáticas. Embora com menor incidência, outros órgãos, como o coração, os rins, os pulmões, o sistema nervoso, os olhos e a pele, etc., também podem ser lesados.

Por vezes verifica-se que pacientes com dado tipo de doença reumática não apresentam queixas articulares, ósseas ou comprometimento de tecidos periarticulares mas sim, de diversos órgãos previamente referidos [10].

Estas doenças, de uma forma abrangente, podem ser agudas, recorrentes, ou crónicas, atingindo pessoas de todas as idades. Sendo uma causa frequente de incapacidade e assimetrias notórias no acesso a benefícios concedidos em regime especial, as doenças reumáticas, quando não diagnosticadas e tratadas atempada e corretamente, podem desencadear uma cadeia de graves e desnecessárias repercussões físicas, psicológicas, familiares, sociais e económicas [9].

2.1.1. Epidemiologia das Doenças Reumáticas

As DR são uma das doenças com mais incidência nos países desenvolvidos. Por exemplo, nos EUA, só em 2003, os custos diretos (assistência médica) e indiretos (*lost earnings*²) associados a DR, resultaram em cerca de 123 mil milhões de dólares, à volta de 94 mil milhões de euros. Dados recolhidos entre 2010 e 2012 revelam que 52.5 milhões de cidadãos americanos adultos, 22.7% da população adulta, foram diagnosticados com uma doença reumática. Dos quais 43.2% com limitação de atividade laboral [11].

² Rendimento que dada pessoa deixa de contabilizar por perda de capacidade profissional

Na Europa estima-se que 103 milhões de cidadãos sofram de doenças e alterações do sistema músculo-esquelético [12].

Dos estudos epidemiológicos realizados em Portugal desde 1976, evidenciam-se semelhanças entre eles, o que lhes confere alguma consistência. Pode estimar-se que, no nosso país, as doenças reumáticas têm uma prevalência de 20 a 30%. Cerca de 10% da população sofre de uma DR grave e incapacitante. São causa de 16 a 23% das consultas de clínica geral e ocupam o 2º ou 3º lugar dos encargos decorrentes do consumo de fármacos [9].

As DR ocupam o primeiro lugar no ranking de causas de baixa laboral, 43% dos dias, e são a principal razão de incapacidade temporária ou definitiva dos portugueses. São responsáveis por 17% do acamamento definitivo e por 15 a 20 % das reformas antecipadas por invalidez ou abandono das carreiras profissionais [9] [12].

Tendo em conta o peso dos custos associados às DR para a sociedade portuguesa e, embora estes resultados apresentem alguma fiabilidade, foi necessário incluir nos objetivos do *Plano Nacional Contra Doenças Reumáticas*, aprovado em 2004, a elaboração de estudo epidemiológico das DR, *EpiReumaPt*, de forma a permitir a obtenção e análise de dados sobre a prevalência e incidência destas doenças, assim como sobre a incapacidade temporária e definitiva e absentismo laboral causados pelas DR.

Só passados 7 anos foi possível reunir todas as condições para iniciar o trabalho de recolha de dados no terreno, o que demonstra a complexidade da operação. Esta recolha foi concluída em Dezembro de 2013 e só agora foram lançados publicamente. Para melhor perceção do esforço realizado para a realização do *EpiReumaPt*, a figura 2.1 serve de ilustração.



Figura 2.1. Recursos humanos envolvidos no estudo *EpiReumaPt* [13]

Este estudo revela que três em cada dez portugueses desconhecem que têm uma doença reumática, mais concretamente, 35% dos portugueses. De acordo com a radiografia feita ao país, apesar de só 22% das pessoas saberem que têm uma DR, na realidade a prevalência afeta 56% dos portugueses – uma percentagem que sobe para os 64% no caso das mulheres.

Das mais de 100 DR existentes, este estudo centrou-se em 12 DR consideradas centrais pelo programa nacional contra DR. Entre elas estão: a lombalgia, a artrite reumatóide, fibromialgia, patologia periarticular, osteoartrose das mãos, osteoartrose dos joelhos, osteoartrose da anca, gota, espondilartroses, lúpus eritematoso sistémico, polimialgia reumática e osteoporose.

A tabela 2.1 revela os números obtidos pelo estudo *EpiReumaPt* relativos à prevalência das DR em Portugal.

Pode reparar-se através da sua análise que existe uma maior prevalência da maioria das DR no sexo feminino (excetuando os casos da gota e da polimialgia reumática) e que a lombalgia é a DR que mais atinge a população portuguesa, seguida das doenças periarticular (p. ex. tendinite) e da osteoartrite.

Através deste estudo, foi possível verificar que as DR estão subdiagnosticadas, principalmente nas regiões que têm uma deficitária rede de referenciação da especialidade (Beira Baixa, Alto Alentejo e regiões limítrofes dos grandes centros urbanos). O que leva ao reumatologista Jaime Branco, investigador principal do estudo coordenado pela SPR,

afirmar numa entrevista ao jornal PÚBLICO [14] que “A maior parte dos doentes não tem acesso a consultas e as doenças reumáticas, como todas as outras, devem ser diagnosticadas sobretudo nas fases mais precoces, para que o tratamento seja eficaz e feito quando ainda não há grandes lesões. Quanto mais precoce for a abordagem terapêutica, melhor o tratamento, sobretudo no caso das doenças articulares e inflamatórias, em que tratar logo nos primeiros sintomas é fundamental para o prognóstico da doença”.

Tabela 2.1. Resultados que indicam a prevalência das DR segundo o estudo *EpiReumaPt*. (IC = índice de confiança, n = número de casos de estudo)

	Prevalência Geral (95% IC) n=3877	Prevalência Mulheres (95% IC) n=2630	Prevalência Homens (95% IC) n=1247
Lombalgia	26.4% (23.3% -29.5%)	29.6% (25.8%-33.5%)	22.8% (17.9%-27.8%)
Patologia Periarticular	15.8% (13.0% - 18%)	19.1% (16.2%-22%)	12.0% (8.4% - 15.6%)
Osteoartrose do Joelho	12.4% (11%-13.8%)	15.8% (13.7%-17.8%)	8.6% (6.9%-10.3%)
Osteoporose	10.2% (9.9% - 11.3%)	17% (14.7%-19.2%)	2.6% (1.9%-3.4%)
Osteoartrose da Mão	8.7% (7.5%-9.9%)	13.8% (11.6%-15.9%)	8.6% (6.9%-10.3%)
Osteoartrose da Anca	2.9% (2.3%-3.6%)	3% (2.3%-3.7%)	2.9% (1.7%-4.1%)
Fibromialgia	1.7% (1.3%-2.1%)	3.1% (2.4%-3.9%)	0.1% (0.0%-0.2%)
Espondilartrites	1.6% (1.2%-2.1%)	2% (1.3%-2.7%)	1.2% (0.7%-1.8%)
Gota	1.3% (1%-1.6%)	0.08% (0%-0.2%)	2.6% (1.9%-3.3%)
Artrite Reumatóide	0.7% (0.5%-0.9%)	1.1% (0.8%-1.5%)	0.3% (0.1%-0.4%)
Lúpus Eritematoso Sistémico	0.1% (0.1%-0.2%)	0.2% (0.1%-0.4%)	0.04% (0% -0.1%)
Polimialgia Reumática	0.1% (0%-0.2%)	0.1% (0%-0.2%)	2.6% (1.9%-3.3%)

Foi possível também concluir que as doenças reumáticas são as doenças que mais negativamente afetam a qualidade de vida dos pacientes, como está explícito no gráfico da figura 2.2.

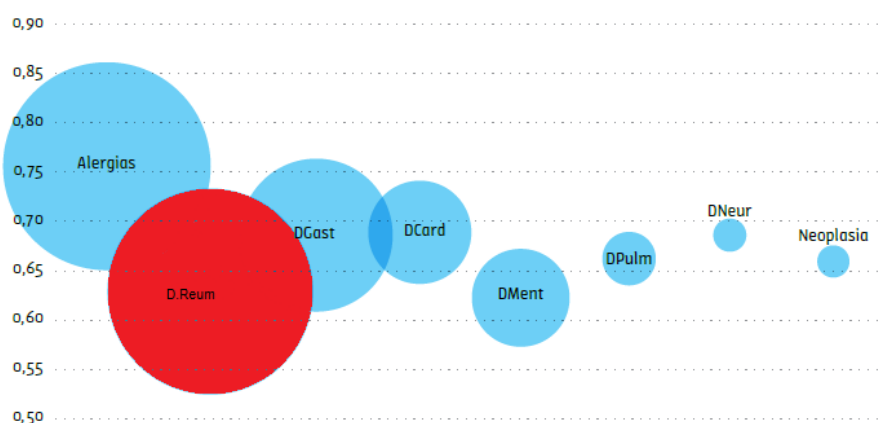


Figura 2.2 Estado de saúde de doentes crónicos (EQ5D³), adaptado de [15]

Segundo o mesmo estudo, entre as DR, aquele que mais reduz a qualidade de vida dos pacientes é a artrite reumatóide, conforme é possível concluir pelo gráfico da figura 2.3.

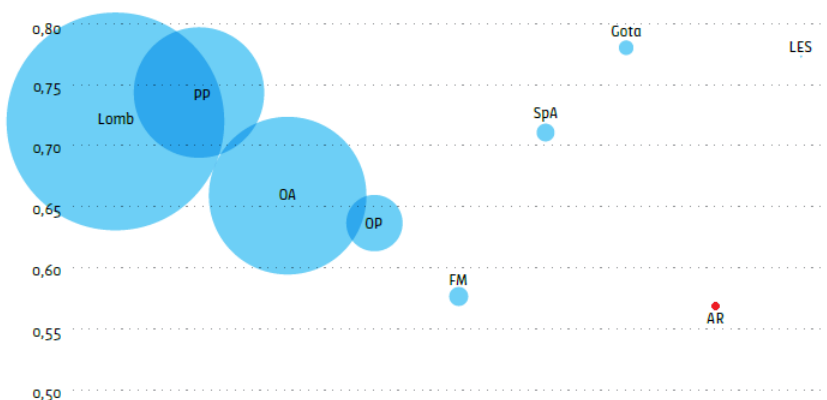


Figura 2.3. Estado comparativo de saúde entre os doentes reumáticos (EQ5D), adaptado de [15]

Quanto à vertente económico do estudo, as estimativas apontam para que os custos com as perdas de produtividade por faltas ao trabalho em doentes reumáticos rondem os 204

³ O EQ5D é um instrumento de avaliação da qualidade de vida que mede o estado de saúde reportado pelos indivíduos. O valor do EQ5D varia entre 0 e 1. Quanto maior o valor do score EQ5D, melhor o estado de saúde reportado.

milhões de euros por ano. Em termos de custos nos serviços de saúde, se todos os doentes fossem tratados de igual forma, a fatura da fisioterapia ascenderia aos 220 milhões e a das consultas aos 1,6 mil milhões [14].

2.1.2. Classificação das Doenças Reumáticas

Como já exposto anteriormente, existem mais de 100 doenças reumáticas. Algumas são descritas como doenças do tecido conectivo por afetarem a estrutura que suporta o corpo e os seus órgãos internos, o sistema musculoesquelético. Outras são reconhecidas como patologias autoimunes porque ocorrem quando o sistema imunitário, que em normal funcionamento protege o nosso corpo de infeções e doenças, danifica os tecidos saudáveis do próprio corpo [16].

Tendo em conta o sistema ou as estruturas alvo da doença reumática e as específicas manifestações que dada doença reumática pode apresentar, existiu a necessidade de classificar as DR e agrupá-las em diferentes subgrupos.

Para fins didáticos, e para facilitar a elaboração de um diagnóstico, é possível seguir uma classificação das DR. A tabela 2.2 serve de ilustração dessa mesma classificação.

Deste modo, foi destacado um grande grupo de DR denominado de artropatias inflamatórias crónicas: inflamatórias porque apresentam artrite e crónicas por persistirem mais de 6 semanas. Este grupo de doenças atinge jovens adultos e pode ser dividido em três subgrupos: a artrite reumatóide (AR), artropatias seronegativas e as doenças difusas do tecido conjuntivo (DDTC).

A AR distingue-se por apresentar seropositividade do fator reumatóide (FR)⁴, artrite acentuada e erosiva em pequenas e grandes articulações periféricas, e simetria. Revela pouca incidência sobre as articulações da coluna. As artropatias seronegativas, como o próprio nome indica, não apresentam FR, apresentam pouca tendência à simetria, e atuam com

⁴ O FR é um autoanticorpo direcionados contra o fragmento Fc da imunoglobulina G (IgG). Este tipo de exame é normalmente requerido para rastreamento de DR. Valores positivos indicam, em 80 a 85% dos casos, AR [74].

maior acometimento sobre o esqueleto axial em toda a sua extensão. Já as DDTC diferenciam-se por apresentarem apenas artrite periférica, com baixo ou inexistentes sinais de inflamação, baixos níveis de FR quando presente.

Tabela 2.2. Classificação das Doenças Reumáticas

1. Artropatias inflamatórias Crônicas
a. Artrite reumatóide
b. Artropatias soronegativas
i. Espondilartrites
ii. Artrite Psoriática
c. Doenças do tecido conjuntivo
i. Lupus
ii. Síndrome de Sjögren

2. Osteoartrose

3. Artropatias microcristalinas (p. ex. gota)
--

4. Artropatias infecciosas (virais, bacterianas ou fúngicas)

5. Artropatias reativas

6. Artropatias metabólicas
a. Osteoporose
b. Doença de Paget

7. Vasculites sistémicas

8. Reumatismo Extra-articular
a. Tedinopatias
b. Bursites
c. Fibromialgia

Um grupo muito específico é o da osteoartrite ou osteoartrose. Trata-se de uma condição puramente articular de natureza crónica mas que se diferencia das artropatias inflamatórias crónicas por se apresentar de modo mais insidioso, com manifestações articulares de carácter menos inflamatório e não apresenta quadro clínico extra-articular nem de FR nem do fator antinuclear.

Outro grupo criado foi o das artropatias microcristalinas, onde se insere a gota, a condrocalcinose, também conhecida por deposição de pirofosfato de cálcio di-hidratado ou pseudogota, e a artrite por hidroxiapatita. São doenças articulares causadas por deposição de microcristais e apresentam condições clínicas bastante típicas como é a monoartrite (artrite em apenas uma articulação por surto).

As artropatias infecciosas e reativas formam mais um grupo. Geralmente são, DR associados a processos infecciosos ou neoplásicos. Neste grupo inserem-se os casos das artrites infecciosas (organizadas de acordo com a natureza da infecção que pode ser viral, bacteriana ou fúngica/micótica), da artrite reativa secundária a processos infecciosos ou de doenças neoplásicas, da febre reumática entre outras menos comuns.

As artrites infecciosas caracterizam-se por serem de carácter agudo e mono/oligoarticular⁵, à exceção das artrites virais que evoluem de uma forma mais lenta e são habitualmente poliarticulares⁶.

A febre reumática apresenta características mais específicas embora a sua origem seja infecciosa. Trata-se de uma DR por um dos seus principais sintomas ser a artrite. Esta é reconhecida por ser de carácter migratório (evolui de articulação para articulação), afetando principalmente os joelhos, cotovelos, tornozelos e ombros. Atinge crianças e adolescentes, ocorrendo dificilmente em adultos. Não deixa sequelas a nível reumático mas é conhecida por ser uma das principais causas de doenças cardíacas nos países em desenvolvimento. [17]

Doenças reumáticas como a osteoporose, a osteomalacia, a doença de Paget, entre outras, formam o grupo das doenças osteometabólicas. Estas afetam unicamente o tecido ósseo, o que torna o seu diagnóstico mais facilitado.

Vasculites sistémicas é o nome do grupo que enquadra as doenças que causam inflamação da parede dos vasos sanguíneos. Esta inflamação pode originar um défice na irrigação

⁵ Oligoarticular – condição que afetada entre 2 a 4 articulações;

⁶ Poliarticulares – condição que afeta mais de 4 articulações;

dos tecidos afetados, o que leva a problemas maiores como a isquemia, necrose vascular e, conseqüentemente, do tecido ósseo.

Por último, refere-se o grupo do reumatismo extra-articular. Este tipo de DR pode ser de manifestações locais, como nas tendinites, bursites, fasciites e entesites – regionais como nas síndromes miofasciais ou difusas como é o caso da fibromialgia.

2.2. A Articulação e as Doenças Reumáticas

Do vasto leque de DR apresentadas, e de forma a focalizar a dissertação nos objetos/objetivos de estudo, nesta vão ser abordadas em pormenor a artrite reumatóide (AR) e a osteoartrite (OA). O porquê desta opção prende-se no facto de estas duas DR serem bastante abrangentes no que ao acometimento articular dizem respeito. Isto é, abordando apenas a AR e OA consegue-se rever a maioria das articulações do corpo, com especial destaque para mãos e joelho, e também se consegue analisar a maioria das alterações articulares, como por exemplo sinovite, erosão óssea e da cartilagem, efusão articular, proliferação sinovial e sinovite, tenossinovites e tendinites, entre outras. Por este motivo, torna-se importante começar por fazer uma pequena análise da articulação e dos seus principais constituintes.

2.2.1. Articulação

De uma forma genérica, as articulações são uma estrutura altamente diferenciada e composta por diferentes estruturas e tecidos de funções distintas mas, ao mesmo tempo, complementares. A figura 2.4 é representativa de grande parte das articulações presentes no nosso corpo.

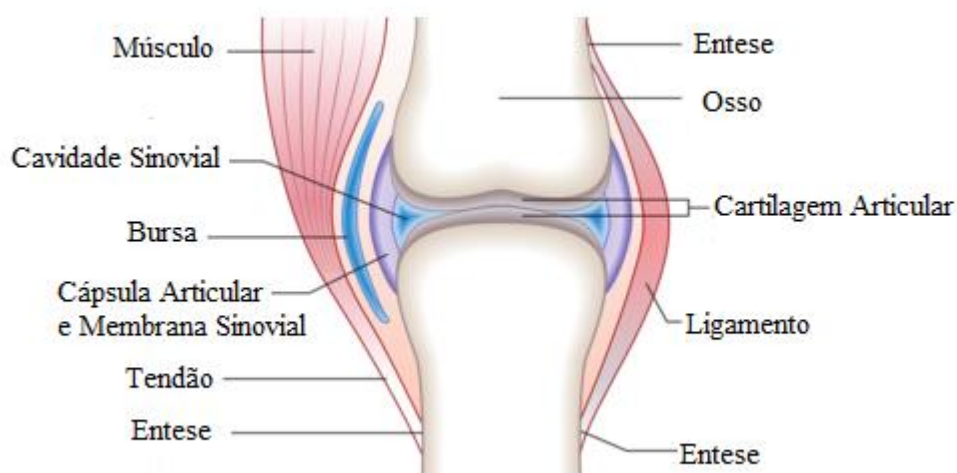


Figura 2.4: Representação geral de uma articulação, adaptado de [18]

2.2.1.1. Osso

Dois ossos, com capacidade de apresentar movimentos com graus de liberdade distintos, relacionam-se por meio de uma articulação. O osso é a estrutura mais rígida presente na estrutura articular. No entanto, apresenta um determinado grau de elasticidade que, juntamente com a cartilagem, ajuda ao amortecimento do impacto.

O osso não tem participação direta nos processos articulares de natureza reumática, porém, através dele, em exames de imagem, pode-se reconhecer lesões padrão de determinada DR, como é exemplo a erosão óssea, cistos e redução da densidade óssea. Estas lesões são na maioria das vezes causadas por inflamação da articulação, artrite. Quando esta não está presente no quadro clínico, ou está mas, em nível de atividade muito reduzido, o osso sofre remodelação, o que leva a um aumento da densidade e formação de osteófitos.

2.2.1.2. Cartilagem Articular

Trata-se da estrutura que evita, em movimentos de compressão articular, o contacto direto entre os dois ossos. A cartilagem, mais concretamente, a cartilagem articular hialina, é constituída por um tecido altamente diferenciado, desprovido de vascularização e for-

mado, na sua grande parte (90-95%), por uma matriz extracelular composta por macromoléculas de água e proteoglicano (principal componente das cartilagens com função de atrair água). A outra percentagem é representada pela presença de condrócitos, células produtoras de condroblastos, responsáveis por produzir e manter a matriz cartilaginosa.

Esta composição confere à cartilagem a elasticidade e a compressibilidade necessárias para resistir às poderosas forças de choque e fricção, a que estão submetidas as articulações móveis.

A articulação é abrangida por uma cápsula fibrosa resistente, denominada por cápsula articular, que sustenta a membrana sinovial por forma a tornar o ambiente intra-articular isolado. Este espaço intra-articular é denominado por cavidade sinovial e é preenchido por líquido sinovial.

2.2.1.3. Membrana Sinovial

É o principal tecido de nutrição e defesa da articulação, revestindo internamente a cápsula articular. Trata-se de uma estrutura vascularizada e que apresenta macrófagos na sua constituição celular. Em situações de agressão, a membrana sinovial é a responsável pela execução de um papel de defesa, que inclui a vasodilatação, acumulação de agentes inflamatórios e posterior migração destes para a cavidade articular.

Durante o processo inflamatório das articulações, mais concretamente, processos imunoinflamatórios reumáticos, a inflamação ocorre na membrana sinovial, quadro clínico denominado de sinovite. A membrana sinovial inflamada induz a formação de uma série de enzimas com capacidade de erodir o osso e formar osteócitos.

2.2.1.4. Líquido Sinovial

Apresenta uma composição muito equivalente ao soro, porém com uma concentração ligeiramente inferior de alguns dos seus constituintes, como é o caso da glicose. A função de lubrificação é-lhe conferida pela presença de moléculas de ácido hialurónico. É também responsável pelo transporte de oxigénio e nutrientes para a cartilagem, já que, como referido anteriormente, se trata de uma estrutura avascular.

2.2.1.5. Estruturas extra-articular

Fora da cavidade articular também se encontram constituintes importantes para a estrutura global de uma articulação, mais vocacionados para o desempenho de um papel de suporte e movimento articular. Os ligamentos reforçam a coesão articular e, juntamente com os músculos, constituem o principal conjunto de estabilização da articulação. As bursas são estruturas que forram a articulação, intrometendo-se entre os tendões e os ossos. Os tendões são estruturas quase exclusivamente fibrosas, tal como os ligamentos, e as lesões que os afetam, como por exemplo as tendinites, apresentam um tempo de recuperação elevado. A entese é a união de um tendão, cápsula articular ou ligamento a um osso.

2.2.2. Artrite reumatóide

A causa da AR não está ainda estabelecida. Contudo, o axioma que prevalece é o de que um antigene desconhecido presente num indivíduo com predisposição genética é capaz de iniciar uma resposta autoimune. Esta resposta exprime-se por reatividade cruzada contra o tecido hospedeiro, iniciando um processo de sinovite autoimune e conseqüente hipertrofia. A hipertrofia sinovial é o fator chave que leva à destruição da cartilagem e do tecido ósseo, e que leva à danificação articular progressiva até à total imobilidade da articulação. Outros tecidos são também afetados por meio de diversos mecanismos, dado que manifestações extra-articulares também são condição da AR.

A AR desenrola-se com um declínio progressivo da função física do paciente com perda de força de preensão, apresentando dificuldade de realizar tarefas diárias comuns como abotoar, fadiga e letargia, febre de baixo grau e perda de peso. Na maioria dos casos, por a AR ser considerada uma artrite aditiva, com o passar do tempo mais articulações serão envolvidas e a distribuição da artrite torna-se permanentemente estabelecida. Nesta fase a AR é fácil de identificar e é caracterizada por uma poliartrite simétrica desfiguradora de variável extensão e severidade.

Raramente se manifesta em homens de idade inferior a 30 anos e o seu risco de incidência aumenta com o avanço da idade. No sexo oposto a incidência começa a aumentar desde os 20 anos e atinge o pico entre os 45 e 75 anos de idade [19].

2.2.2.1. Características Clínicas

A AR começa frequentemente de forma insidiosa, com dor articular que pode ser acompanhada de tumefação. Amiúde, pacientes relatam acentuada rigidez articular ao acordar e, por vezes, seguido de períodos de inatividade. Habitualmente esta rigidez pode prolongar-se por mais de uma hora.

Na forma mais clássica da AR, numa fase inicial manifesta-se em poucas articulações e, de forma progressiva, revelar-se-á poliarticular (75% dos casos). As pequenas articulações das mãos e dos pés são as mais afetadas. A figura 2.5 serve de exemplo de uma mão reumatóide. As primeiras articulações e posteriormente, as mais afetadas, são as metacarpofalangeanas (MCF), as interfalangeanas proximais (IFP), e a articulação do punho. Nos pés, são também evidenciadas as articulações metatarsofalangeanas (MTF) e a do antepé. A AR poupa o esqueleto axial à exceção das vertebra cervicais que também podem apresentar episódios de artrite.



Figura 2.5. Típica mão reumatoide: sinovite no punho e nas MCF, atrofia dos músculos interósseos, desvio ulnar dos dedos e subluxação do polegar [20]

A membrana sinovial é o local primeiramente afetado onde se pode observar proliferação celular do seu revestimento, aparecimento de fibrose e tecido de granulação, capaz de destruir a cartilagem e o osso subcondral. Tenossinovites e tendinites que envolvem os extensores dorsais do pulso e os flexores dos dedos da mão, são também características recorrentes. As erosões ósseas mais precoces e destruidoras ocorrem junto à margem da

articulação, onde a cartilagem termina e a cápsula articular se liga ao osso. A redução do espaço articular é também uma evidência da AR. Tais evidências podem ser visíveis pela análise da figura seguinte.

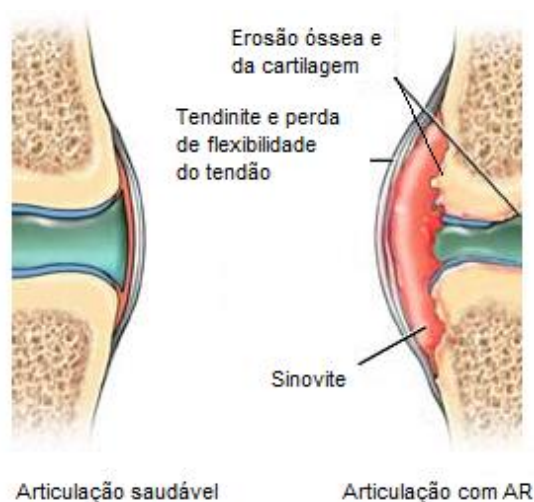


Figura 2.6 Comparação entre uma articulação saudável e outra com artrite reumatóide, adaptado de [18]

Características extra-articulares podem ser observadas durante a evolução da doença e raramente ocorrem antes das manifestações a nível articular. Tais características incluem anemia, perda de peso, vasculite, serosite, nódulos no tecido subcutâneos, pulmonar e escleral, mononeuropatia múltipla, inflamação intersticial pulmonar, bem como envolvimento das glândulas salivares e lacrimais [19] [20].

2.2.2.2. Radiologia

Por se tratarem, de uma maneira geral, as articulações periféricas e de menor dimensões as articulações mais afetadas, é sempre recomendável a solicitação de exames radiológicos das mãos e dos pés. Outras articulações como as do punho e o joelho podem também ser alvo de examinação, de acordo com a fase de avanço em que a AR se encontra.

Características radiológicas como as clássicas erosões periarticulares nas MCF e IFP, são bastante típicas e podem surgir dentro dos três primeiros anos de doença na maioria dos pacientes. Características mais subtis, como diminuição da densidade óssea (osteopenia) justarticular e estreitamento ou redução do espaço articular são menos específicos [21].

Numa fase inicial, a ecografia revela-se importante devido ao seu poder de alta resolução para imagens de articulações pequenas e pouco profundas como são as da mão e do pé.

Uma ecografia pode revelar a inflamação sinovial e o modo Doppler permite a análise do fluxo sanguíneo na membrana sinovial, referência para o diagnóstico de sinovite. A imagem por ressonância magnética (IRM) também pode assinalar a existência de sinovite proliferativa. Quer a ecografia como a IRM conseguem detetar a presença de erosão articular no seu estado inicial, particularmente na quarta e quinta MTF e na primeira e segunda MCF e IFP.

À medida que a destruição da cartilagem avança, observa-se uma diminuição do espaço articular. Depois surgem as erosões na margem das articulações. A radiografia só consegue divulgar a presença de sinais tardios de AR, como por exemplo a destruição de cartilagem e osso.

Neste momento existe um interesse comum entre as entidades e associações relacionadas com a reumatologia em padronizar as técnicas de imagem que conseguem detetar a AR no seu estado inicial. Estas entidades, frequentemente disponibilizam cursos de formação de ecografia musculoesquelética que têm como objetivo formar pessoal especializado nesta técnica mas, ao mesmo tempo e não menos importante standardizar o método de recolha de imagens.

Neste momento a AR é a doença inflamatória mais estudada na ecografia reumatológica [22].

2.2.3. Osteoartrite

A Osteoartrite (OA), também denominada de osteoartrose, é uma doença caracterizada por apresentar dor articular e limitação funcional do paciente. Pode ser definida patológica, radiológica e clinicamente. As características radiológicas têm sido consideradas como o ponto de referência para estudos epidemiológicos, isto é, nem todas estas características são sintomáticas, nem todos os sintomas podem ser detetados por técnicas de imagem.

Patologicamente, a OA é uma DR que afeta principalmente a cartilagem articular levando à perda do tecido cartilagenoso. Primeiramente ocorre à superfície articular mas, com o decorrer do tempo, vai-se alastrando para a matriz interna desta estrutura. A figura 2.7

faz uma comparação entre cartilagem afetada por OA no seu estado inicial e a cartilagem na sua normal aparência.

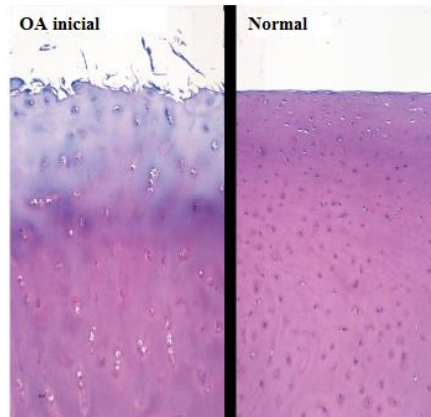


Figura 2.7 Cartilagem afetada por OA inicial vs. Cartilagem no seu estado comum revestida por proteoglicano (azul de toluidina) [19]

Na articulação também ocorre espessamento, por vezes denominado de esclerose, do osso subcondral (aquele imediatamente inferior à cartilagem) e ainda episódios de sinovite, embora não se trate de uma doença reumática inflamatória.

Entre as DR que mais afetam as articulações, a OA é a mais comum. É uma doença de alta prevalência tratando-se da maior causa de incapacidade locomotora e do maior desafio para as unidades de cuidados médicos.

2.2.3.1. Características Clínicas

Pode ser definida como OA idiopática/primária quando não existem fatores predisponentes identificáveis, e secundária quando ocorre, claramente, de agentes locais ou sistêmicos que ao agir sobre a articulação, alteram o seu normal funcionamento. As duas formas de OA podem ocorrer de forma localizada ou generalizada.

De uma forma geral, pode lesar uma, poucas ou múltiplas articulações embora na OA secundária o dano articular atinja poucas articulações e com maior incidência sobre aquelas que suportam carga, como é o caso dos joelhos e da coluna vertebral.

Ao contrário da AR, a dor aumenta tipicamente com a atividade física e melhora com o repouso, e existe um período matinal (<30 minutos), após o acordar, de rigidez articular. A articulação com OA é frequentemente mole e edematosa. O edema pode ser ósseo, o que indicia expansão óssea em redor da articulação, ou pode ser causado pela sinovite ou

por inflamação de outro tecidos mole. Um diagnóstico clínico cuidadoso permite, à partida, uma distinção entre OA e AR. A tabela 2.3 mostra de que forma estas duas DR podem ser diferenciadas.

Tabela 2.3. Diferenciação sintomática entre OA e AR

Sintomas/manifestações	OA	AR
Dor articular com atividade	Maior dor	Indiferente/ menor dor
Envolvimento da MCP	Raro	Frequente
Edema ósseo/articular	Frequente	Incaracterístico
Rigidez matinal	<30 min.	>30 min.
Envolvimento lombar	Frequente	Raro
Envolvimento sistémico	Não	Frequente
Acometimento articular	1+	Poliarticular

A dor sentida pelo paciente pode ter origem em várias estruturas articulares. Entre os mecanismos de dor mais frequentes está o aumento da pressão dentro da cápsula articular e intraóssea, as microfraturas subcondrais e entesopatia e bursites secundárias do enfraquecimento muscular e alteração estrutural.

Crepitação, espessamento do osso, deformações, instabilidade articular e restrição de movimentos podem ocorrer ao mesmo tempo e, predominantemente, indicam modificações estruturais. Vários graus de sinovite (calor, derrame e espessamento sinovial) também são um dado clínico, especialmente nos joelhos.

Várias articulações são afetadas e, em forma de resumo a tabela 2.4 apresenta os vários acontecimentos articulares possíveis de verificar em cada estrutura (mão, pé, joelho e espinha). Já a imagem 2.8 compara a forma como a OA e a AR atingem as articulações.

Tabela 2.4. Articulações mais afetadas por OA

Estrutura	Articulação/Estrutura óssea	Condição
Mão	Interfalangeanas Distais (IFD)	Tumefação – Nódulos de Heberden
	IFP	Tumefação – Nódulos de Bouchard

	1º Carpometacarpal (CMC)	<i>Squaring</i> (forma quadrangular)
		<i>Hallux Valgus</i> (Joanete)
Pé	1º MTF	<i>Hallux Rigidus</i> Dedo Martelo
Joelho	Compartimento tibiofemoral e patelofemoral	Típicas deformidades ósseas sem especial nomenclatura – esclerose, diminuição do espaço articular, osteófitos, efusão articular
Espinha	Vertebras Lombar e Sacro-Ílio	Hiperostose Esquelética Idiopática Difusa

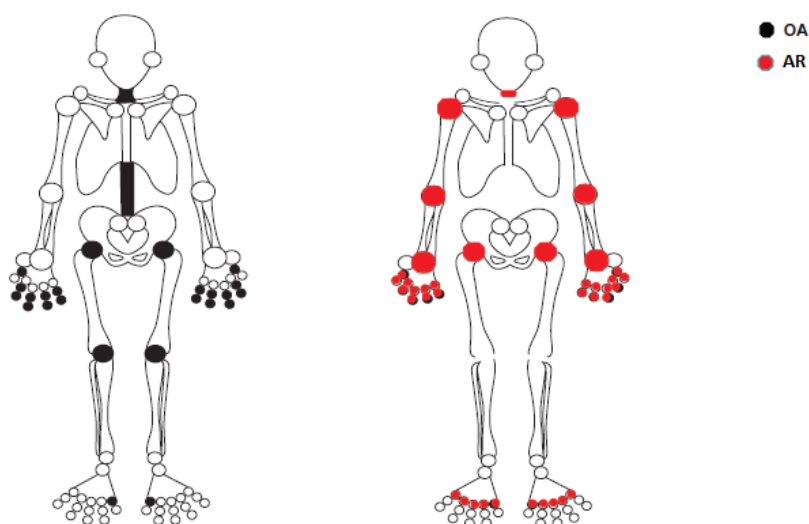


Figura 2.8. Comparação do acometimento articular da OA e AR [21]

2.2.3.2. Radiologia

A OA pode ser diagnosticada simplesmente pelo histórico clínico e pelo exame físico. Nos dias de hoje a técnica de imagem mais aceita para a confirmação de diagnóstico de OA é o raio-X convencional. Esta técnica consegue demonstrar anormalidades estruturais tais como, diminuição do espaço articular por perda de cartilagem, presença de osteófitos e esclerose subcondral do osso.

Outras modalidades de imagem médica, como a IRM e ecografia, não são usadas como exames rotineiros para despiste de OA mas têm sido empregues, de forma crescente, como ferramentas de estudo e pesquisa clínica [19].

Têm sido estudadas técnicas de imagem mais sensíveis, para um diagnóstico precoce, capazes de identificar estas alterações bioquímicas. A IRM, cintilografia óssea e a ecografia, conjugadas com indicadores bioquímicos no sangue, urina ou líquido sinovial são as técnicas com maior potencial em identificar e quantificar a OA de forma mais precisa e precoce que o raio-X [21].

2.3. Ecografia musculoesquelética

A ecografia está neste momento estabelecida por todos os clínicos que lidam com doenças do foro musculoesquelético, como uma poderosa técnica de diagnóstico de DR. Ao longo das últimas duas décadas, os reumatologistas, os pioneiros na introdução da ecografia diretamente na reumatologia clínica, exploraram o potencial do diagnóstico imediato que esta técnica oferece. Com a ajuda do desenvolvimento tecnológico ao nível de transdutores de maior frequência e também ao nível da imagem, com a redução do custo associado aos equipamentos e com um melhor entendimento da anatomia normal e patológica, também incentivado pelo crescente uso da ecografia, verificou-se uma rápida adoção desta modalidade de imagem médica pelos reumatologistas.

2.3.1. Princípios Básicos

A ecografia musculoesquelética traduz uma imagem dos tecidos biológicos através da emissão de ondas sonoras de alta frequência por parte de um transdutor. Num sistema de ultrassom (US) ideal para o diagnóstico médico, estas frequências encontram-se num intervalo de 5-18 MHz e são inaudíveis ao ouvido humano. As ondas de ultrassom propagam-se pelos diferentes tipos de tecido que existem no nosso corpo a diferentes velocidades, de acordo com a velocidade de propagação (c) do próprio tecido.

2.3.1.1. Velocidade de propagação e Impedância acústica

Qualquer onda de som pode ser descrita e caracterizada por parâmetros definidos para esse mesmo efeito. A velocidade de propagação é, entre o período, a frequência a amplitude, a intensidade e o comprimento de onda, um dos parâmetros que pode definir uma

onda sonora. A velocidade de propagação de um material é influenciada por dois tipos de propriedades: a rigidez (elasticidade) e a densidade (inércia) do próprio material. A rigidez de um material representa a capacidade do mesmo resistir à compressão e está relacionada com a dureza do material. A densidade (ρ) é definida como a quantidade de massa por unidade de volume num objeto. Enquanto que a rigidez e a velocidade de propagação são diretamente proporcionais, o oposto se passa com a densidade.

Qualquer meio através do qual o som se propague oferecerá uma certa quantidade de resistência à passagem do som. A esta resistência chama-se de impedância acústica (z). A impedância depende da densidade (ρ) e da velocidade de propagação do meio (c), relação demonstrada na equação 1. A tabela 2.5 mostra uma lista de meios e a respetiva velocidade de propagação padrão.

$$z = \rho c \quad (1)$$

Tabela 2.5 Valores padrão da velocidade de propagação acústica c e da impedância acústica z de alguns materiais

Meio	c [m/s]	z [10^6 kg/m ² s]
Ar	346	0.00041
Gordura	1450	1.38
Água	1493	1.48
Tecidos Moles	1540 (em média)	1.63
Fígado	1550	1.64
Sangue	1570	1.67
Osso	4000	3.8 – 7.4

2.3.1.2. Técnica Pulso-Eco

De forma a produzir uma imagem usando um sistema de US, as ondas sonoras não são unicamente enviadas para o interior do corpo, têm de ser também retornadas para o transdutor. Depois de um pulso ser enviado, o equipamento de diagnóstico tem a capacidade de calcular o tempo que demora o eco produzido pelo pulso a ser devolvido ao transdutor. De acordo com o tempo que este mecanismo, denominado de pulso-eco (figura 2.9), demora a ser concluído é possível calcular a distância a que determinado objeto se encontra do transdutor.

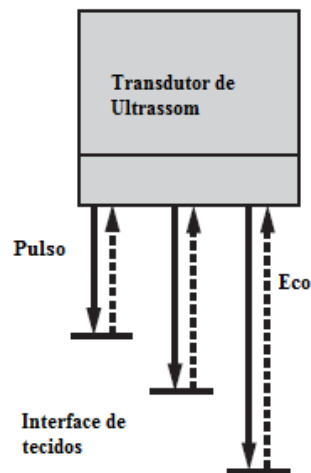


Figura 2.9 Técnica de Pulso-Eco, adaptado de [23]

2.3.1.2.1. Piezoeletricidade

O transdutor assume, portanto, um papel importante em todo o equipamento de ecografia. Eles são constituídos por um material que, quando eletronicamente estimulado, produz as ondas de ultrassom. Este material é definido por material piezoelétrico (PZT) e é maioritariamente constituído por titanato zirconato de chumbo. Os materiais PZT operam baseados no princípio da piezoeletricidade: uma pressão mecânica é criada quando determinada tensão é aplicada ao material e eletricidade é criada quando dada pressão é aplicada ao mesmo material. Num transdutor, os cristais PTZ são eletricamente estimulados, o que resulta numa onda de pressão (som) como resultado da vibração dos cristais.

O US para diagnóstico clínico usa ondas de alta frequência que são enviados para o corpo pelo transdutor – transmissão, que depois recolhe os ecos – reflexão. A pressão causada no material PTZ pela onda sonora do eco origina um sinal elétrico de determinada tensão.

2.3.1.2.2. Como definir um pulso

Assim como um som é definido pelos seus parâmetros, também uma onda pulsada é parametrizada: frequência de repetição de pulso (FRP), período de repetição de pulso (PRP), duração de pulso, *duty factor* (fator de atividade) e comprimento espacial do pulso.

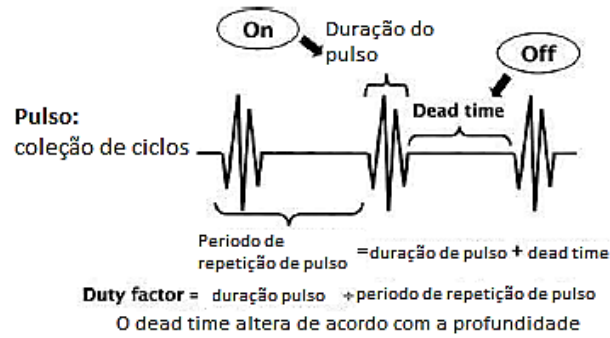


Figura 2.10 Comparação entre duração de pulso, fator de atividade e período de repetição de pulso., adaptado de [24]

Frequência de repetição de pulso

A frequência de repetição de pulso é o número de pulsos de ultrassom produzido por unidade de segundo. Sempre que o operador ajusta o controlo de profundidade está a alterar a FRP. Quando um pulso de som é emitido, o sonógrafo espera pelo seu eco antes de voltar a enviar outro pulso. Se a profundidade de imagem é superficial, o eco retorna ao sonógrafo rapidamente. Assim quanto menor a profundidade da região a analisar, maior a FRP. Em imagens de diagnóstico médico, o valor típico para FRP é de 1000 – 10000 Hz.

Período de repetição de pulso

O período de repetição de pulso é o tempo necessário para um pulso ocorrer, ou seja, o tempo desde o início de um pulso até ao início do seguinte, o que inclui o período “ON” (período de transmissão) e o “OFF” (período de escuta). Assim como o período é inversamente proporcional à frequência, o PRP é inversamente proporcional à FRP. Quanto menor a profundidade da imagem menor o PRP.

Duração do pulso

A duração de pulso (DP) refere-se unicamente ao tempo que este pulso se encontra em período de transmissão. Depende de quantos ciclos existem num pulso e do período de cada ciclo. De forma a controlar a vibração dos cristais PZT (fenómeno que produz o som), existe no transdutor uma camada de amortecimento (*damping layer*) que reduz a vibração dos cristais para 2 ou 3 ciclos por pulso. Isto ajuda a obter uma melhor imagem levando a um aumento da resolução axial.

Duty factor

O fator *duty*, ou *duty cycle*, é a porcentagem de tempo em que o ultrassom está ON. Ou seja, é obtido pela divisão do DP pelo PRP. Para a imagem médica o fator *duty* é de 1% ou menos.

Comprimento espacial do pulso

Quanto ao comprimento espacial do pulso (*spatial pulse length* - SPL), este está dependente do comprimento de onda de cada ciclo e do número de ciclos em cada pulso, sendo determinado pelo produto dos dois. Assim como a duração do pulso (PD), o SPL pode ser controlado pelo material amortecedor e assim alterar a resolução axial.

Concluindo, o comprimento de onda é inversamente proporcional à frequência do som em dado meio. Altas frequências apresentam comprimentos de onda pequenos, e um baixo comprimento de onda resulta num pequeno SPL. Um pequeno SPL leva a uma baixa DP, o que somado resulta numa resolução de imagem mais alta e uma melhor qualidade de imagem.

2.3.2. Interações do som com o tecido

Um sinal sonoro emitido para o interior do nosso corpo não irá nunca ser refletido na totalidade. O som vai sofrer interações com os diferentes tecidos, de diferente densidade e rigidez. Isto vai levar a uma atenuação de parte do sinal. A atenuação é uma redução da amplitude e, conseqüentemente, da intensidade de um feixe de som à medida que este se vai propagando dentro do corpo, de tecido para tecido. Parte desse feixe é refletida, outra absorvida e outra difundida/dispersada. A figura 2.11 representa as interações mais comuns existentes entre o som emitido e o meio que o recebe.

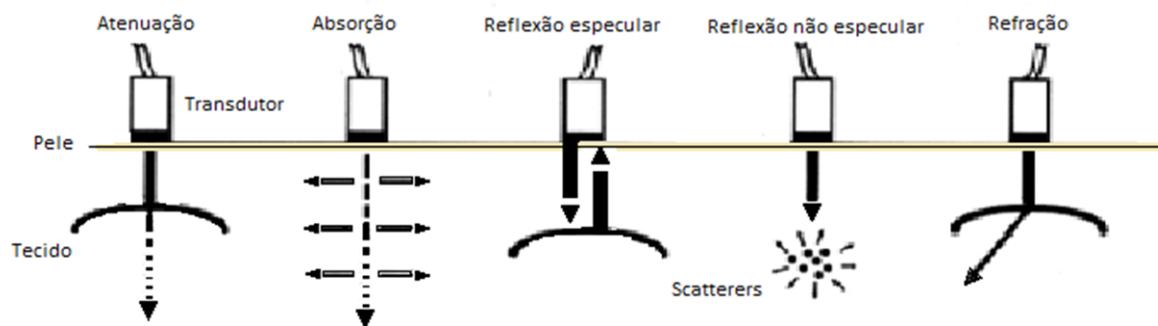


Figura 2.11. Interações entre o som e o meio

2.3.2.1. Atenuação e absorção

Trata-se da conversão da energia sonora para calor e é a maior contribuição para a atenuação de ultrassom nos tecidos. É, por exemplo, uma potencial fonte de bioefeitos termais para efeito terapêutico. A quantidade de atenuação que ocorre quando um feixe de som atravessa os tecidos está muito relacionada com a frequência do sinal, sendo que baixas frequências apresentam maior poder de penetração que altas frequências.

O coeficiente de atenuação (dB/cm) é a taxa a que o som é atenuado por unidade de profundidade. A atenuação total é a quantidade total de som (dB) que foi atenuado a uma dada profundidade. Para calcular a total atenuação sofrida por um feixe de som é necessário saber a taxa de som atenuado e a profundidade ou comprimento do percurso percorrido pelo feixe de som.

2.3.2.2. Refletores especulares e não especulares

Quando o som passa de um dado meio para outro de características distintas pode dizer-se que o som passa uma interface, divisão entre meios diferentes. Quando isto acontece o som pode ser absorvido, refletido, difundido (fenómeno denominado de *scattering*), transmitido ou refratado. Num determinado meio, os refletores são frequentemente referenciados como sendo, ou especulares ou não especulares.

Quando o som colide a 90° com um refletor de dimensões maiores que o comprimento de onda do feixe de som e de superfície regular ocorrem reflexões denominadas de especulares. O diafragma e a parede da aorta são exemplos de refletores especulares. Este tipo de reflexões são altamente dependentes do ângulo do transdutor em relação ao refletor,

isto quer dizer que, caso o ângulo de incidência seja oblíquo, a reflexão não devolverá o eco para o transdutor.

Por outro lado, os refletores não especulares são aqueles cuja dimensão é menor que o comprimento de onda do feixe de som incidente e que não são dependentes do ângulo do transdutor em relação ao refletor. O parênquima de um órgão é um exemplo de um refletor não especular. O som depois de incidir neste tipo de refletores é refletido em diferentes direções sendo que alguns destes novos feixes, denominados de *backscatters*, são captados pelo transdutor e produzem uma imagem no *display*. A intensidade dos *backscatters* é relativamente mais baixa.

Quando o som colide com mais do que um *scatterer*, objeto que provoca a difusão do feixe de som, os novos feixes poderão interagir entre eles de forma construtiva ou destrutiva. Estes podem tornar-se *backscatters* ao serem recolhidos pelo transdutor, o que na imagem vai ser traduzido em ruído *speckle*.

2.3.2.3. Refração

Quanto à refração, esta ocorre quando o feixe de som transmitido é redirecionado. Com uma incidência perpendicular ao plano do objeto, o ângulo do feixe transmitido (θ_t) é igual ao ângulo do feixe incidente (θ_i). Numa transmissão oblíqua do feixe, o ângulo do feixe incidente apenas será igual ao transmitido se a velocidade de propagação dos dois meios forem idênticas. Como ilustrado na figura 2.12, em teoria, se a velocidade de propagação do meio 2 (c_2) for maior que c_1 então θ_t será também maior que θ_i . O contrário se sucederá quando c_2 for menor c_1 .

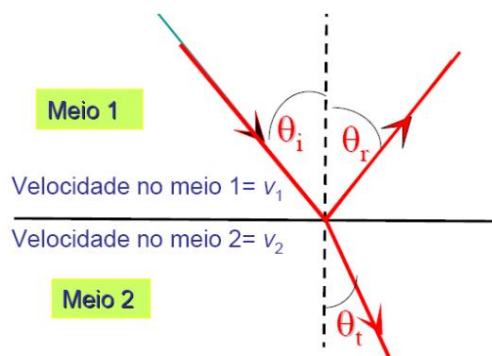


Figura 2.12 Refração vs. Reflexão. Neste caso, o ângulo do feixe incidente > transmitido o que indicia $v_1 > v_2$ [25]

2.3.3. Imagem modo-B

Existem neste momento três modos diferentes de imagem para representar o eco devolvido pelos tecidos: modo-A, denominado de modo amplitude, que continua a ser utilizado em ecocardiografia e oftalmologia; modo-M, denominado de modo movimento/motion, e é muito utilizado na cardiologia; e por fim o modo-B, denominado de modo brilho.

Este último exhibe o eco como pontos de níveis de cinzento. O brilho do ponto representa a força do sinal eco devolvido e quanto maior o nível cinzento maior a intensidade do eco. Refletores mais fortes serão representados pela tonalidade de branco, ou quase branco, e são denominados de hiperecóticos enquanto os refletores mais fracos serão representados na imagem construída por um tom escuro-acinzentados, designados de hipoeecóticos. Caso o eco não seja devolvido, não haverá informação para traduzir, o que na imagem é traduzido para tom mais escuro. Estas regiões são denominadas de anecogénicas. Isto quer dizer que caso na imagem se verifiquem zonas totalmente escuras significa ausência do sinal eco. Fluídos simples, como a água ou urina, apresentam um índice de reflexão bastante baixo, o que os torna indetetáveis aos olhos de um sonógrafo.

A imagem modo-B é constituída por linhas de varrimento organizadas uma após outra. Cada linha é formada por um, ou mais que um, pulso de US. Para o sonógrafo saber onde colocar o ponto na imagem, ele terá de saber onde o eco foi originado. Para isso, o tempo que o US demora a chegar ao refletor e daí ser refletido e devolvido ao transdutor, terá de ser um dado a ter em conta. Através da equação 2 é possível calcular a distância a que o tecido analisado se encontra. Nesta equação, (d) representa a distância ao refletor [mm], (c) a velocidade de propagação e (t) o tempo de um pulso ser devolvido [µs].

$$d = \frac{c \times t}{2} \quad (2)$$

2.3.3.1. Resolução Axial

A resolução axial é a distância mínima a que dois refletores podem estar paralelamente ao feixe de som, de forma a poderem ser representados na imagem como dois pontos diferentes. O comprimento espacial de pulso (*spatial pulse length* - SPL) determina a resolução axial do sistema, sendo que um pulso curto resulta em melhor resolução axial. O SPL é determinado pelo produto entre o comprimento de onda (determinado pela razão entre o velocidade de propagação e a frequência), e o número de ciclos. Já a resolução

axial é igual a metade do comprimento espacial de pulso. A figura 2.13 mostra como o SPL influencia a resolução axial.

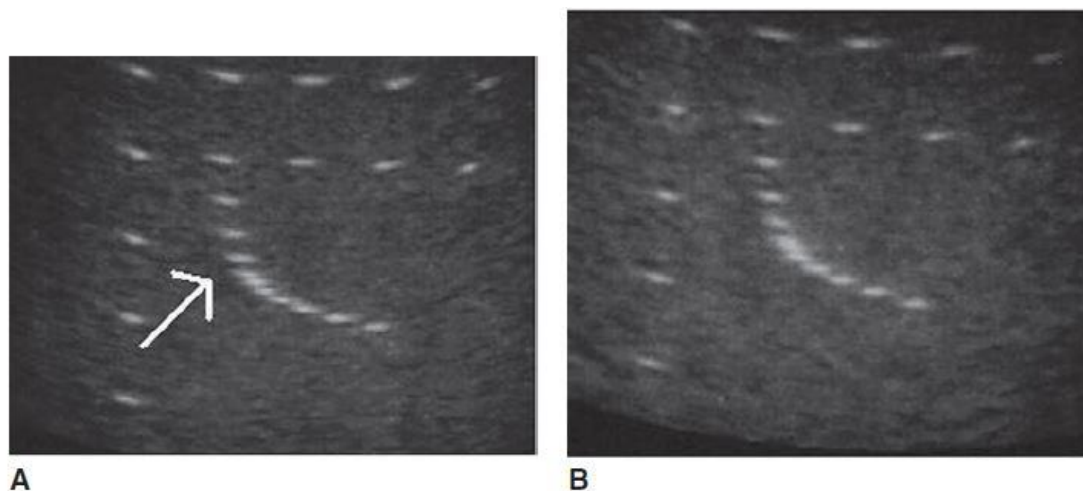


Figura 2.13 – Frequência e resolução axial. Em A) uma frequência elevado do transdutor é bastante melhor em identificar as estruturas circulares (seta), que em B) onde é utilizada uma baixa frequência [26].

2.3.3.2. Recepção do Ultrassom

O sinal reenviado para o transdutor é processado primeiramente pelo recetor, que também pode ser referido como o processador de sinal. Nesta etapa o eco é devolvido ao transdutor e embate nos elementos piezoelétricos, este embate origina uma força mecânica nos cristais o que leva à produção de um sinal elétrico. O sinal recebido pode sofrer várias alterações:

- Amplificação (ou ganho), que aumenta ou reduz de forma igual a intensidade dos ecos devolvidos. (figura 2.14 (a))
- Compensação, que ajusta também a intensidade com que o eco é devolvido de uma forma algo diferente da amplificação. O feixe de som ao atravessar as estruturas sofre atenuação o que diminui a intensidade do sinal, logo os ecos que são devolvido por estruturas mais distantes do transdutor a força do seu sinal será logicamente menor que aqueles que são refletidos por estruturas perto do transdutor. A operação de compensação “compensa” o brilho dos ecos devolvidos mais distantes de modo a conseguir um nível de brilho uniforme na imagem (figura 2.14 (b)).

- Compressão, necessária para diminuir a diferença entre as baixas e altas amplitudes de um sinal (figura 2.14 (c))
- Desmodulação, processa o sinal para que a sua leitura seja facilitada para máquina. Existem duas componentes de desmodulação, a retificação que converte voltagem negativa para positiva (figura 2.14 (d, A-B), e a suavização que envolve o sinal de maneira a torna-lo menos irregular. (figura 2.14 (d, C))
- Rejeição, descarta amplitudes de sinal abaixo de um valor de *threshold* de modo a reduzir ruído. (figura 2.14 (e))

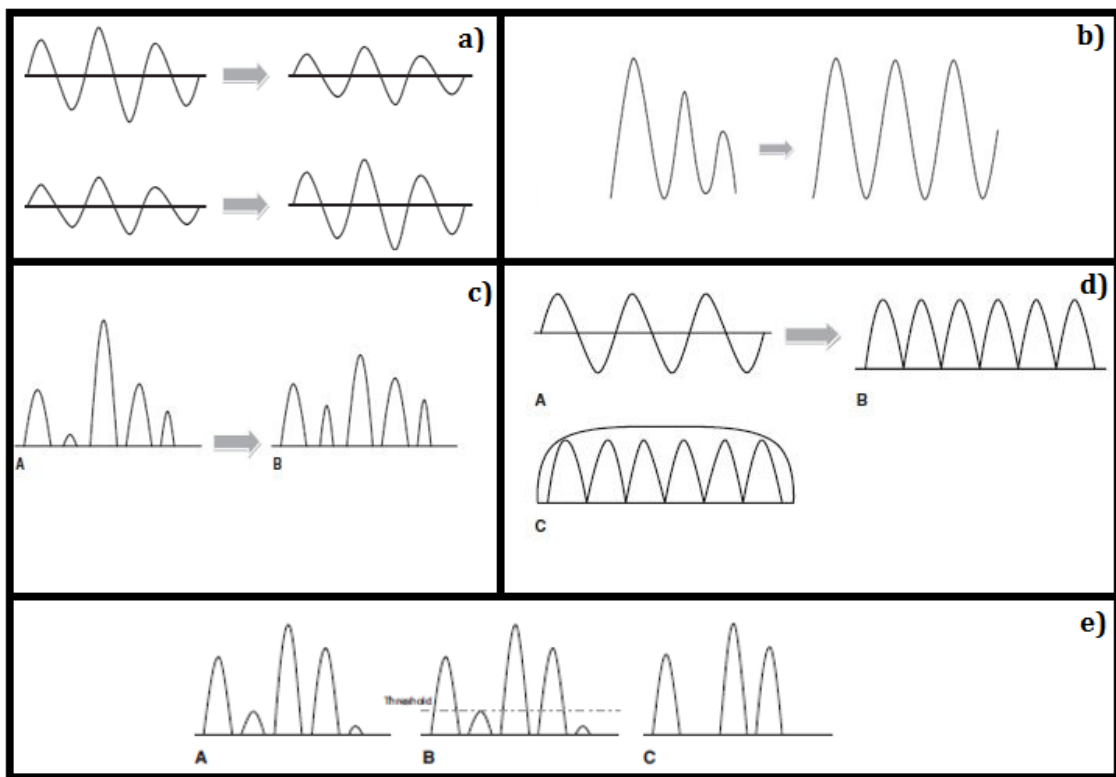


Figura 2.14. Alterações que podem ser realizadas sobre o sinal de modo a ajusta-lo ao ecrã e à visualização. Em a) a amplificação, em b) compensação, em c) a compressão, d) a desmodulação e em e) a rejeição. Adaptado de [26]

Uma etapa muito importante na receção do sinal é a “*scan conversion*”. É nesta fase que o equipamento de ultrassom torna possível a visualização da imagem de níveis de cinzento e é responsável pelo armazenamento da informação. Equipamentos digitais funcionam em sistema binário, logo qualquer sinal tem que ser convertido em zeros e uns. Nos

equipamentos de ultrassom, os sinais são representados por ecos, assim zero (0) representa “*off*”, ou eco preto, e um (1) representa “*on*”, ou eco branco. Antes dos conversores digitais (*scan converters*) formarem uma imagem de níveis cinza, a imagem é puramente a preto e branco.

O sinal viaja do recetor para o conversor digital (*scan converter*), que é constituído pelo conversor analógico para digital (A-D) e pelo sistema de memória digital. O pré-processamento do sinal ocorre na etapa A-D, momento em que a imagem ainda não está definida e qualquer alteração que seja necessária efetuar é neste momento que é realizada.

Uma vez que o sinal está guardado na memória, ele é enviado para o conversor D-A, componente que realiza o pró-processamento do “*scan converter*”. Esta fase viabiliza a visualização da imagem em ecrãs.

2.3.4. Artefatos

Os artefactos num imagem ecográfica são na verdade ecos que não representam as características anatómicas reais da estrutura analisada. Podem, por outro lado, representar também estruturas anatómicas que não estão presentes na imagem.

Os artefactos resultam de três falsos pressupostos que o equipamento de ultrassom assume:

1. O feixe de som viaja numa linha reta desde que sai do transdutor e volta.
2. A única velocidade de propagação dentro do corpo humano é 1540 m/s.
3. Qualquer reflexão que volte ao transdutor terá de ter sido originada no caminho do feixe do som.

Reverbações acústicas

Um artefacto comum é a reverbação, que ocorre quando o som ressalta entre duas estruturas fortemente especulares bastante próximas uma da outra. Traduz-se pelo surgimento na imagem de uma estrutura parecida com escadas, igualmente espaçadas e que o seu brilho reduz com a profundidade.

Imagem espelho

Ocorre quando o som é direcionado para um refletor especular de grandes dimensões que atua como um espelho e redirecionado o feixe para outra direção que não o transdutor, resultando num objeto igualmente refletido dos dois tal como um espelho.

Sombra e realce

A sombra acontece quando o som atravessa uma área de elevada atenuação, tal como um osso, comparando com o tecido vizinho. Este artefacto é por vezes útil porque permite a identificação de pedras. Já quando o feixe atravessa áreas de baixa atenuação, como fluidos, ocorre o realce. Na imagem distal à estrutura anecoica, surge uma forte reflexão que na verdade é fruto do realce.

Ruído Speckle

Como já referido anteriormente, é fruto da reflexão difusa, provocada por estruturas de dimensões menores que o comprimento de onda do ultrassom. É um artefacto tão comum que chega a ser tratado como uma característica das imagens ecográficas.

3. Ruído Speckle

Depois de no segundo capítulo ter sido realizada a contextualização biomédica, neste capítulo será abordado o principal objeto de estudo desta dissertação, o ruído speckle (RS). Começa-se por fazer uma abordagem mais técnica ao RS onde se falará do seu papel na imagem ecográfica, como está relacionado com o sinal ecográfico e a forma como pode ser modelado. Por fim, depois de uma introdução às suas características do RS é apresentado o levantamento do estado de arte em relativamente à redução deste padrão de ruído em imagens ecográficas ao mesmo tempo que se aprofunda um pouco mais as principais técnicas de redução de ruído.

3.1. Princípios Físicos

O ruído speckle em imagens de ecografia, obtidas em modo B (brilho), é visto como uma estrutura granular causada pelo espalhamento difuso (*scattering*). Por outras palavras, é o resultado da interferência entre ondas coerentes (com fase relativa constante), geradas por irregularidades das superfícies dos tecidos, as quais chegam fora de fase ao sensor ou cujas estruturas refletoras possuem dimensões que vão além da capacidade de resolução do sistema em questão.

Este tipo de ruído é uma forma de ruído multiplicativo, proporcional à intensidade do sinal recebido, que origina um padrão ou textura granulada aleatoriamente distribuída na imagem adquirida. Este distingue-se de outros ruídos pela sua natureza determinística, reduzindo principalmente o contraste e, por consequência, a definição dos contornos ou a resolução de finos detalhes [27].

Existem duas opiniões contrárias relativamente à interferência do speckle numa imagem médica. Por um lado, afirma-se que o speckle é meramente ruído inerente às imagens de ecografia e, que por consequência, quanto maior o nível de remoção/suavização do RS, melhor a qualidade da imagem final. O RS é, portanto, um artefacto que degrada a qualidade da imagem e, que por consequência, dificulta a tarefa de análise de um observa-

dor em discriminar os detalhes mais finos, características especialmente presentes em imagens ecográficas reumatológicas.

Estes factos afetam sobretudo a capacidade humana em identificar e distinguir o tecido normal do patológico. Na área do processamento digital de imagem, as características referidas afetam a velocidade e precisão das tarefas de processamento de imagem ecográficas, como por exemplo a segmentação e extração de características e classificação destas [28, 29, 30].

Outro ponto de vista surge também na literatura onde se afirma que a amostra de RS presente numa imagem está relacionada com a ecogenicidade das estruturas subjacentes, o que significa que o speckle, mais do que ser apenas considerado ruído, apresenta características úteis subentendidas [31].

As imagens ecográficas, para além de serem corrompidas pelo RS, também o são por ruído do tipo Gaussiano, ruído de natureza aditiva, embora em muito menor expressão. O processamento deste último revela-se significativamente mais simples devido ao facto de o RS ser *signal correlated* e a sua distribuição se revelar mais complexa que a distribuição do ruído Gaussiano [32].

3.1.1. Modelação do sinal ecográfico

De uma forma amplamente genérica as imagens ecográficas são comumente modeladas da seguinte forma:

$$U(x, y) = I(x, y) \cdot W_m(x, y) + \eta_a(x, y) \quad (3)$$

Onde $U(x, y)$ representa a imagem real com ruído, $I(x, y)$ é a imagem livre de ruído, $W(x, y)$ representa o RS e $\eta_a(x, y)$ o ruído Gaussiano. Como o ruído aditivo é considerado de pouca influência, o modelo proposto para uma imagem ecográfica é simplificado para:

$$U(x, y) = I(x, y) \cdot W_m(x, y) \quad (4)$$

A natureza do RS pode ser categorizada em três classes, e por conseguinte, pode ser modelado de acordo com o número de *scatters* por unidade de resolução ou *scatter number density* (SND), pela distribuição espacial e pelas características da própria imagem:

- **Modelo FFS** (*Fully Formed speckle*), que ocorre quando vários *scatters*, aleatoriamente distribuídos, existem numa dada unidade de resolução⁷ do sistema pulso-eco. Por outras palavras, este fenómeno dá-se quando o objeto dispersor é pequeno quando comparado com o comprimento de onda do ultrassom, sendo que o *scattering* resultante é emitido em todas as direções. As ondas refletidas pelas superfícies dos objetos possuem uma diferença de fase insignificante [32]. Neste caso, a amplitude de sinal devolvido pode ser modelado como uma variável aleatoriamente distribuída seguindo a distribuição *Rayleigh* com a constante razão sinal-ruído (SNR) de valor igual a 1.92 [33]. Um exemplo típico de sinal que se ajustam a este modelo são as células sanguíneas. Em grande parte da bibliografia consultada, este modelo de speckle é assumido no caso em que o número de *scatters* por unidade de resolução é maior que dez e é neste modelo que a maioria dos investigadores se baseia para efetuar os seus estudos.
- **Modelo NRLR** (*Non randomly distributed with long-range order*). Um exemplo deste tipo de speckle está presente na representação dos lóbulos no parênquima do fígado. Devido à correlação entre *scatterers*, o número efetivo de *scatterers* é finito [32]. Esta situação pode ser modelada por distribuições K (*k-distribution*) ou também por distribuições *Nakagami*. O SNR associado a esta classe é abaixo de 1.92 [33].
- **Modelo NRSR** (*Non randomly distributed with short-range order*). Exemplos deste tipo incluem a superfície dos órgãos e os vasos sanguíneos. Ocorre quando o objeto dispersor é grande quando comparado com o comprimento de onda do ultrassom. Quando uma estrutura coerente, espacialmente invariante, está pre-

⁷ Cada pulso de ultrassom abrange um volume espacial que define a menor estrutura detetável, conhecida como a célula de resolução [40]

sente na região difusora aleatória, a função densidade probabilidade (pdf) dos sinais retro difundidos aproxima-se da distribuição Rician. Esta classe está associada a um SNR acima de 1.92 [33].

3.1.2. Aquisição de uma imagem ecográfica

Ao longo do processo de aquisição de imagens ecográficas o próprio sistema de aquisição leva à perda de alguma informação na imagem final que é apresentada no *display*. Por isso, de uma forma abreviada este processo irá ser descrito com recurso à figura 3.1, mostrando o diagrama funcional de um sistema de imagem de ecografia.



Figura 3.1 - Diagrama do procedimento de aquisição de imagem ecográfica [34]

Quando o eco é adquirido pelo sistema, este está a receber informação adquirida que vai então ser armazenada de modo a formar uma imagem. Esta informação, o sinal de radio-frequência, (RF data na imagem) vai ser desmodulado e comprimido logaritmicamente, de modo a reduzir a sua gama dinâmica, permitindo um ajuste aos displays comercialmente distribuídos. A imagem cartesiana final é obtida por um processo denominado de *scan conversion*.

De acordo com o teorema do limite central, o sinal resultante do eco, RF data, pode ser visto como uma variável aleatória complexa que segue uma distribuição Gaussiana. De notar que a deteção do sinal é realizada por desmodulação da RF data, obtendo-se uma imagem relativa à quadratura de fase (*IQ image*). Para obter a imagem final recorre-se à técnica de deteção de envelope obtendo-se a magnitude da imagem anterior (IQ). É simples mostrar que sobre estas transformações, a distribuição da imagem magnitude é *Rayleigh* [32].

Como já referido anteriormente, a imagem magnitude apresenta uma gama dinâmica extensa, e para que esta se ajuste aos ecrãs dos ecógrafos, a imagem é comprimida por transformação logarítmica o que torna a sua distribuição *Fisher-Tippett*. Para a sua visualização em ecrã a imagem sofre o processo de *scan conversion* [32].

Na presença de um objeto de forte *scattering*, a intensidade dos pixéis segue uma distribuição Rician [32]. Isto explica a alternância entre regiões de alta ou baixa intensidade numa imagem 2D. Este efeito é o chamado speckle.

3.2. Estado de arte

As técnicas de redução de speckle podem ser aplicadas à imagem magnitude, à imagem comprimida ou à imagem *scan converted*. Na compressão alguma informação útil sobre o objeto analisado pode ser deteriorada ou mesmo perdida. Por isso, qualquer processo que lide com a imagem magnitude, tem mais informação ao seu dispor e preserva, por isso, mais informação. Portanto, para um resultado ideal, o processamento do ruído speckle deverá ser realizado sobre a imagem magnitude porque alguma da informação que se perde aquando da compressão não pode ser recuperada.

Contudo, a redução do speckle é na maioria das vezes aplicada à imagem *scan converted* pois nos ecógrafos não é possível aceder à imagem magnitude ou mesmo à imagem comprimida logaritmicamente [34].

3.2.1. Técnicas de processamento de RS

A redução/remoção do RS é, visto como uma importante etapa no processamento de imagens de ecografia e assim sendo, é considerada como o ponto de partida no processamento digital de imagens de ecografia. Tendo em conta o que foi dito anteriormente, o ruído speckle é considerado como a fonte principal de ruído nas imagens ecográficas e deve ser processado sem que as características principais da imagem sejam afetadas. Genericamente, existem dois objetivos principais para a redução deste tipo de ruído em imagem de ecografia.

Por um lado, procede-se à redução de ruído speckle na tentativa de melhorar a interpretação das imagens. Quando se tenta reduzir o ruído speckle, alguns detalhes importantes

podem ser suavizados ou perdidos. Deste modo, a remoção do speckle deve ser considerada uma tarefa de complemento à imagem original e não uma substituição da imagem original.

Por outro, a remoção deste tipo de ruído pode ser vista como uma etapa de pré-processamento para outras fases do processamento de imagem, como a segmentação e a quantificação uma vez que a redução de ruído aumenta a eficácia da segmentação e a quantificação automática ou semiautomática de detalhes da imagem.

Este trabalho incide-se especificamente sobre este tipo de abordagem ao RS, pois é visto como uma etapa de pré-processamento complementar a outras etapas, na deteção de regiões de maior interesse diagnóstico.

É possível constatar na literatura que foram várias as tentativas, desde finais da década de 80, em minimizar os efeitos do RS no diagnóstico de imagens ecográficas através da implementação de algoritmos para a remoção do mesmo. De acordo com o momento em que a supressão de RS é produzido, é possível distinguir esses métodos em dois conceitos básicos:

Métodos de composição: incluem os métodos em que o procedimento de aquisição de dados é modificado para produzir várias imagens da mesma região e combiná-las de forma a formar uma única imagem.

Métodos pós-aquisição: várias técnicas de filtragem são implementadas em imagens de modo B depois de terem sido geradas [35]

- Métodos de Filtragem linear
- Métodos de Filtragem não linear
- Métodos de Filtragem multi-escala/resolução

Poucos são os exemplos para o caso dos métodos de composição e pouco relevo lhes vai ser dado já que o que se pretende é trabalhar sobre imagens já adquiridas pois não é possível o acesso ao equipamento de aquisição de imagens ecográficas antes das imagens terem sido geradas.

3.2.2. Métodos pós-aquisição

3.2.2.1. Filtragem linear

Neste tipo de filtragem o valor do *pixel* resultante $p'(i, j)$ é calculado como uma combinação linear dos níveis de cinza dos pixels numa vizinhança local do pixel $p'(i, j)$ na imagem original. É realizada no domínio espacial, normalmente por intermédio de matrizes, denominadas de máscaras, as quais são aplicadas à imagem até que todos os pixels sejam processados. A cada posição da máscara está associado um valor numérico, denominado de peso ou coeficiente.

Filtros com origem na comunidade SAR (*Synthetic Aperture Radar*) – muitos dos filtros de redução de ruído speckle tiveram origem na comunidade SAR e os mais amplamente citados nesta categoria incluem os filtros Lee, Frost, Kuan e Gamma MAP.

Filtros Lee e Kuan – foram os primeiros a ser usados em imagens médicas de ultrassom atuando diretamente na intensidade da imagem usando estatísticas locais. Apesar de apresentarem a mesma formulação, as suposições do modelo do sinal e as derivações são diferentes. Os dois baseiam-se no MMSE (*minimum mean square error*), o que produz uma imagem modelada pela seguinte equação:

$$U(x, y) = I(x, y)W(x, y) + I'(x, y)(1 - W(x, y)) \quad (5)$$

Onde I' é o valor médio dos pixels sob a janela, e $W(x, y)$ é a função de ponderação calculada definida como,

$$W(x, y) = 1 - \frac{C_B^2}{C_I^2 + C_B^2}, \text{ para o filtro Lee} \quad (6)$$

$$W(x, y) = \frac{1 - C_B^2/C_I^2}{1 + C_B^2}, \text{ para o filtro Kuan} \quad (7)$$

A função de ponderação W é assim uma medida do coeficiente de variação do ruído estimado C_B , com respeito ao coeficiente de variação da imagem C_I . Em geral, o valor de $W(x, y)$ aproxima-se de 0 em áreas uniformes e tende para 1 nos contornos, o que resulta em pequenas modificações nos *pixels* localizados na proximidade dos contornos [36].

Essencialmente, ambos os filtros formam uma imagem de saída calculando a combinação linear da intensidade do *pixels* numa janela de filtragem através da média das intensidades

na respetiva janela. Então, o filtro consegue o equilíbrio entre a média simples (em regiões homogéneas) e o filtro identidade (onde existem contornos e pontos de interesse). Este equilíbrio depende do coeficiente de variação no interior da janela [37].

Filtro Frost – trata-se de um filtro adaptativo, de média ponderada exponencialmente, baseado no coeficiente de variação, obtido pela razão entre o desvio padrão e a média local da imagem degradada [36]. O Filtro Frost [38] substitui o *pixel* de interesse por uma soma ponderada dos valores no interior do núcleo, sendo que os fatores de ponderação diminuem com a distância e aumentam de acordo com o aumento da variância do núcleo.

$$W(x, y) = e^{-kC_I^2(x', y')|(x, y)|} \quad (8)$$

Na equação 8, k é a constante que controla a taxa de amortecimento da função resposta ao impulso e (x', y') representa o pixel a ser filtrado. Quando o coeficiente de variação da imagem é pequeno o comportamento do filtro é parecido com um filtro passa-baixo suavizando o ruído speckle. Pelo contrário, quando $C_I(x, y)$ é alto o filtro Frost apresenta a tendência para preservar a imagem original.

Filtros Frost e Lee melhorados – Lopes *et al* [39] divide as imagens de ecografia em três categorias baseando-se nas variações de coeficientes, C_B e C_I . A primeira categoria corresponde às regiões homogéneas nas quais o ruído speckle deve ser simplesmente eliminado por adição de filtros passa baixo. A segunda categoria corresponde às áreas heterogéneas onde o RS tem de ser reduzido ao mesmo tempo que a textura é preservada. Por último, a terceira classe, que inclui os pontos alvo isolados, refere-se às regiões onde deve ser preservado o valor observado.

O mesmo estudo demonstrou ainda que estes filtros modificados são forçados a obter, respetivamente, o valor médio e o observado para as classes das regiões homogéneas e do ponto alvo isolado, sem filtragem, o que não acontece com os filtros originais. Entre estes dois extremos, encontra-se a classe das regiões heterogéneas, para a qual os filtros modificados atuam de forma similar à original, mas as respostas do filtro são mais fortes devido à introdução da função hiperbólica [40]

De acordo com as considerações acima referidas as equações dos filtros Frost e Lee melhorados são:

Filtro Lee Melhorado

$$U(x', y') = \begin{cases} I'(x', y') & , se C_I(x', y') \leq C_B \\ I'(x', y') W(x', y') + I'(x', y') (1 - W(x', y')) & , se C_B < C_I(x', y') < C_{max} \\ I(x', y') & , se C_I(x', y') \geq C_{max} \end{cases} \quad (9)$$

Onde, $W(x', y') = \exp[-k(CI(x', y') - CB) / (Cmax - CI(x', y'))]$

Filtro Frost Melhorado:

$$W(x, y) = e^{-kfunc(C_I(x', y'))|(x, y)|} \quad (10)$$

Onde $func(C_I(x', y'))$ é a função hiperbólica de $C_I(x', y')$ definida da seguinte forma:

$$U(x', y') = \begin{cases} 0 & , se C_I(x', y') < C_B \\ \frac{|C_I(x', y') - C_B|}{C_{max} - C_I(x', y')} & , se C_B \leq C_I(x', y') \leq C_{max} \\ \infty & , se C_I(x', y') > C_{max} \end{cases} \quad (11)$$

Filtro Wiener – é aplicado em situações onde se pretende a recuperação de um sinal adquirido em ambiente ruidoso e onde se procura o enriquecimento a qualidade de imagem. O filtro Wiener trata-se de um filtro linear no domínio espacial. Pode ser aplicado segundo duas abordagens distintas: método médio quadrático (domínio espacial) e o método da transformada de Fourier (domínio das frequências). O primeiro é apenas usado para redução de ruído enquanto o segundo é usado quando se pretende reduzir o ruído mas também para anular o efeito de desfocagem (*deblurring*). A aplicação no domínio das frequências exige um conhecimento prévio da densidade espectral de potência do ruído e também é necessária a imagem original. No domínio espacial, não se verifica tais condicionantes. É baseado no princípio dos mínimos quadrados e minimiza o erro médio quadrático entre a sequência do sinal atual e a sequência desejada.

Numa imagem, as propriedades estatísticas diferem bastante de uma região para outra e por isso, o filtro Wiener tem em conta estatísticas locais e globais. A equação 12 descreve o seu comportamento:

$$I_{(x,y)} = \bar{K} + \frac{\sigma_k^2}{\sigma_k^2 + \sigma^2} (K_{uv} - \bar{K}) \quad (12)$$

Onde $I_{(x,y)}$ representa a imagem após processamento, \bar{K} a média local, σ_k^2 a variação local, σ^2 a variância global e K_{uv} é o pixel (u,v) dentro do *kernel* K.

Dentro dos filtros lineares referidos, este é considerado o mais adaptativo, na medida em que se apresenta mais seletivo que os outros filtros lineares, preservando mais os contornos e outras informações de alta frequência na imagem. Contudo, requer mais tempo de cálculo [41].

Apresenta ser também mais eficaz na remoção de ruído aditivo do que ruído multiplicativo [42]. A sua aplicação para redução de RS, é precedido de uma transformação logarítmica (etapa é posteriormente explicada) de modo a reduzir a correlação entre o sinal e o ruído, técnica denominada de Wiener homomórfico.

3.2.2.2. Filtragem não linear

No caso dos filtros não lineares, o procedimento não é realizado através de funções de transformação, com utilização de coeficientes ponderados, mas através de operações que se baseiam diretamente nos valores dos pixels da vizinhança considerada.

Filtro mediana – calcula a mediana de todos os pixels dentro de uma janela e substitui o pixel central pelo valor calculado. É considerado um filtro não linear, e é eficaz em casos onde o padrão de ruído é forte e as características a serem preservadas são contornos. Uma das desvantagens para a remoção do ruído speckle é o tempo de computação necessário deste filtro [43].

Filtro mediana adaptativa ponderada – AWMF (*adaptive weighted median filter*) é um filtro mediana melhorado. Ele introduz o conceito do coeficiente de ponderação para os pixels da janela. O coeficiente afeta cada pixel, de modo a que o seu valor aparece tantas vezes quanto o peso na estimativa da mediana indica. Assim, se os pesos têm valor igual, este método irá comportar-se tipicamente como um filtro mediana. Pelo contrário, se os pesos são diferentes, e o seu valor diminui do centro para os limites exteriores da máscara, os detalhes e os contornos da imagem serão menos alterados e ao mesmo tempo, menos ruído será eliminado. Assim, por cada iteração, o algoritmo adapta os pesos de acordo

com as características da imagem na área dentro da máscara. As características são determinadas pelas propriedades estatísticas locais [44].

3.2.2.2.1. Difusão Anisotrópica

Pela revisão bibliográfica, é de constatar que o uso de Equações Diferenciais Parciais (PDE) em processamento de imagem tem crescido significativamente nos últimos anos. A utilização de coeficientes de difusão como uma função de amplitude do gradiente permite controlar a suavização, estimulando a suavização intra-região e evitando a suavização inter-região.

Perona and Malik Anisotropic Diffusion (PMAD) – O primeiro método proposto nesta área da difusão anisotrópica foi-o em 1988 por Perona e Malik [45], que sugere a equação diferencial parcial não linear para suavizar a imagem no domínio contínuo. Nesta abordagem ao ruído speckle é inserido o coeficiente de difusão como uma função da amplitude do gradiente, permitindo a suavização seletiva, com maior difusão em regiões homogêneas da imagem e menor intensidade de difusão nos contornos. Esta técnica constitui um ponto de referência para o aparecimento de novos métodos dentro desta área [29].

$$\frac{dI}{dt} = \text{div}[c(|\nabla I|) \cdot \nabla I] \quad (13)$$

$$I(t = 0) = I_0$$

Na equação 13, ∇ é o operador gradiente, '*div*' é o operador divergência, $\|\cdot\|$ representa a magnitude, $c(x)$ é o coeficiente de difusão, I_0 é a imagem inicial, t é a dimensão de tempo que representa o progresso da difusão. A função de difusão $c(\cdot)$ controla o nível de difusão em cada posição da imagem, ditando quais os contornos a serem preservados e quais as regiões de intensidade aproximadamente constantes que devem ser suavizadas.

A suavização é assim inibida em proximidades de contornos pela escolha de uma função monotonamente decrescente com a amplitude do gradiente, tal como:

$$c(x) = e^{-\left(\frac{x}{k}\right)^2} \quad (14)$$

Onde k é o parâmetro da amplitude do contorno.

Apesar deste método de difusão ser capaz da suavização intra-região, com preservação dos contornos para imagens com ruído aditivo, não apresenta resultados satisfatórios para imagens com ruído multiplicativo como é o caso do ruído speckle. Outro ponto desfavorável deve-se ao facto da suavização ser inibida nos contornos, fazendo com que o ruído presente nesses locais não seja eliminado com sucesso [46].

Difusão Anisotrópica para Redução de Speckle – Yu e Acton em 2002 [37], tendo em vista reduzir algumas das limitações na direccionalidade e instabilidade para o ruído speckle no método de Perona e Malik propuseram o método denominado de speckle *Reducing Anisotropic Diffusion* – (SRAD). A inserção do coeficiente de difusão proveniente da formulação dos filtros adaptativos Lee e Frost, permite estabelecer uma relação entre estes e o filtro de difusão anisotrópica através de uma equação diferencial parcial. Assim, a função de difusão não ocorre em função da intensidade do gradiente mas sim do coeficiente de variação instantâneo, o qual introduz operadores Laplacianos, como detetor de contornos, o que confere maior preservação dos contornos da imagem.

Desta feita o coeficiente de difusão em PMAD, $c(\cdot)$, deixa de ser uma função da magnitude do gradiente, mas sim de um coeficiente de variação instantâneo, q , proveniente da formulação dos filtros adaptativos.

$$q(x, y, t) = \sqrt{\frac{(0.5)\left(\frac{|\nabla I|}{I}\right)^2 - (0.25)^2\left(\frac{\nabla^2 I}{I}\right)^2}{\left[1 + (0.25)\left(\frac{\nabla^2 I}{I}\right)^2\right]}} \quad (15)$$

Na equação 15, ∇^2 é o operador Laplaciano. O coeficiente de variação instantâneo q , representa uma estatística local da imagem, assumindo valores altos nos contornos ou em regiões de alto contraste e baixos nas regiões homogéneas. A função de difusão $c(\cdot)$ usada neste método é:

$$c[q(x, y, t), q_0(t)] = \left(1 + \frac{q^2(x, y, t) - q_0^2(t)}{q^2(x, y, t)(1 + q_0^2(t))}\right)^{-1} \quad (16)$$

Em analogia com o método Perona e Malik onde existia o parâmetro k do coeficiente de difusão, aqui é utilizada a função escala do speckle q_0 , de modo a controlar a intensidade da suavização, dada por,

$$q_0 = \frac{\sqrt{\text{var}[z(t)]}}{\overline{z(t)}} \quad (17)$$

Onde $\text{var}[z(t)]$ representa a variância e $\overline{z(t)}$ a média da intensidade sobre uma área homogênea no instante t .

Comparando com a abordagem desenvolvida por Perona e Malik, o SRAD apresenta a vantagem de evitar o *threshold* sobre a norma do gradiente, necessário para a função difusão. O *threshold* é substituído por uma estimativa do desvio padrão do ruído a cada iteração, o que torna o SRAD mais vantajoso ao apresentar menos um parâmetro independente, ao revelar menos dependência na norma do gradiente que pode variar na imagem, e ao apresentar um natural decréscimo da difusão com o decréscimo do desvio padrão do ruído [47].

Os métodos baseados na difusão anisotrópica referidos anteriormente conseguem preservar ou mesmo melhorar contornos enquanto removem ruído speckle. Contudo os métodos têm uma limitação em comum ao reterem características subtis como pequenas lesões em imagens ecográficas.

Detail Preserving Anisotropic Diffusion – *Fernández et al*, propôs, em 2006, um novo método na tentativa de melhorar o filtro SRAD ao apresentar uma função de difusão baseada, no filtro Kuan em vez do filtro Lee. Este método foca-se na estimativa do sinal.

3.2.2.3. Técnicas multi-escala/resolução

Vários métodos multi-escala baseados na transformada de *wavelet* [28, 48, 42, 49, 50] e na Pirâmide Laplaciana [51] têm sido propostos para a redução do ruído speckle em imagens ecográficas.

3.2.2.3.1. Métodos baseados na transformada de *wavelet*

As técnicas de domínio *wavelet* pertencem à abordagem multi-escala, que têm como ideia base a decomposição da imagem em sub-bandas com diferentes informações de conteúdo

em frequência (detalhes). De uma forma genérica, o procedimento baseado na transformada de *wavelet* para redução do ruído speckle nas imagens ecográficas, segue uma ordem que, na maioria da literatura consultada, é replicada de estudo para estudo. Este procedimento é a seguir exemplificado em diagrama.

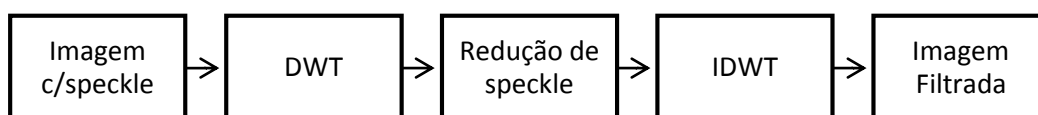


Figura 3.2 - Diagrama do procedimento base de uma transformada de *wavelet*

A abordagem às imagens de ecografia envolve a decomposição da imagem pela aplicação da transformada discreta *wavelet* (DWT – *discrete wavelet transform*) nos seus componentes de frequência. Em seguida, optando quer por uma técnica *threshold* (*Soft, hard* ou adaptativo), quer por um processador *Bayesian*, os mesmos coeficientes são manipulados e os seus valores diminuídos ou anulados, com o objetivo de eliminar os que representam ruído e a manter aqueles que representam características estruturais. Após esta etapa, é aplicada a transformada *wavelet* inversa (IDWT – *inverse discrete wavelet transform*) para reconstruir a imagem através dos coeficientes alterados.

Na fase da aplicação desta transformada à imagem, é de extrema importância referir que, a decomposição da imagem em coeficientes *wavelet*, é realizada sobre determinado nível de decomposição e, a função da base *wavelet* ou, *wavelet* mãe, utilizada é de irrevogável relevância para melhor aproximação da função probabilidade densidade (pdf) do sinal aos coeficientes *wavelet*. Deste modo, o próximo ponto a ser abordado vai incidir-se sobre o nível de decomposição e a *wavelet* mãe a que alguns autores recorreram na aplicação deste método para o processamento do RS em imagens ecográficas.

Na seguinte tabela está organizada a informação mais relevante da bibliografia consultada no âmbito da aplicação da transformada de *wavelet* a imagens de ecografia na tentativa de reduzir o ruído speckle.

Tabela 3.1. Comparação entre artigos que recorrem à transformada de wavelet

Artigo	Número de Citações*	Nível de decomposição	Wavelet mãe	Estrutura analisada	Técnica de Processamento de Coeficientes
Zong <i>et al</i> 1998 [52]	275	5	<i>Daubechies'</i> <i>Symmlet 8</i>	Coração	<i>Soft-threshold</i> (1ª e 2ª escala) <i>Hard-threshold</i> (3ª e 4ª escala)
Achim <i>et al</i> 2001 [42]	381	3	<i>Daubechies'</i> <i>Symmlet 4</i>	Rim (ruído artificial)	Processador Bayesian
Gupta <i>et al</i> 2004 [48]	112	4	<i>Daubechies'</i> <i>Symmlet 8</i>	Imagens reais ecográficas	<i>Threshold Adaptativo</i>
Gupta <i>et al</i> 2005 [26]	27	4	<i>Coiflet-1</i>	Imagens com adição de ruído artificial	Processador Bayesian
Yong Sun Kim e Jong Beom Ra 2005 [53]	25	Recursivo	<i>Daubechies</i> 4	Mama e fígado	Razão redução do ruído ⁸
Sudha 2009 [28]	70	1	<i>Daubechies</i> 4	Imagens reais ecográficas	<i>Threshold Adaptativo</i>

*número de citação à data de entrega da dissertação

O primeiro estudo que surge na literatura consultada em vista a redução de ruído em imagens ecográficas, com recurso à transformada de *wavelet*, é efetuado por Zong *et al* [52]. Na tentativa de redução de ruído speckle e melhoria do contraste em ecocardiograma,

⁸ Método que reduz o RS através de uma função matemática que multiplica os coeficientes wavelet que correspondem a ruído por um valor calculado denominado de razão de redução do speckle (*speckle reduction ratio*) [53]

recorrem à transformada de *wavelet*. O procedimento é o genérico referido anteriormente mas com a aplicação da transformada logarítmica (LT – logarithmic transform) como etapa precedente da SWT para converter e reduzir a relação existente entre o sinal e o RS.

Neste método, o processamento dos coeficientes de *wavelet* é realizado em duas etapas, distinguindo-se entre elas pela aplicação de *Soft* e *hard threshold* respetivamente. De referenciar que enquanto o *Soft threshold* é conhecido pela suavização que confere à operação, o *hard threshold* destina-se, preferencialmente, à preservação de estruturas.

Numa primeira fase desta etapa, procura-se a melhor forma de desassociar os detalhes e curvaturas principais do ruído, seguido da redução do mesmo ruído. Este objetivo é atingido pela técnica de *Soft threshold* implementada na transformada de *wavelet* com base *Daubechies' Symmlet 8*. O *threshold* é regulado aplicando a esta operação uma dependência aos coeficientes *wavelet* presentes em cada escala, o que faz com que este só se realize nas escalas mais baixas (1 e 2). Numa segunda etapa, a operação ganha adaptativo é generalizado (GAG – *generalized adaptive gain*) de maneira a incorporar o *hard threshold* para que a amplificação de ruído seja evitada e pequenas perturbações de ruído sejam removidas nas escalas 3 e 4. O inverso de LT, o expoente da imagem, é efetuado depois de calculada a IDWT.

Achim *et al* [42] apresentam um método que difere do anterior na *wavelet* mãe usada, no nível de decomposição efetua sobre a imagem (*Daubechies' Symmlet 4* e nível 3) e no processamento dos coeficientes. Neste caso, o estudo é realizado na tentativa de desenhar um estimador Bayesian que recuperar a componente de sinal dos coeficientes *wavelet* em imagens de ultrassom. A recuperação da componente de sinal dos coeficientes de *wavelet* é feita recorrendo a um estimador Bayesian usando uma distribuição S α S (*symmetric alpha-stable*). É desenhado um processador Bayesian que adapta a quantidade de *shrinkage* à quantidade de ruído presente em cada nível de decomposição.

Gupta *et al* [48], propõe um método para a redução de ruído speckle em imagens de ultrassom especificamente na área médica. Relativamente à transformada de *wavelet* utilizada esta emprega a mesma base a que Chang *et al* recorreu em [49], *Daubechies' Symmlet 8* com 4 níveis de decomposição, num estudo realizado no âmbito da redução de RS mas em imagens de ecografia genéricas. O método de *threshold* usado trata-se de uma

técnica adaptativa à quantidade de ruído presente em cada nível e respetivamente em cada banda. É calculado um ponto de *threshold*, T_N , para cada banda (exceto para a banda residual) e depois aplica o método reconhecido por *Soft threshold* com base em T_N .

Um método muito similar é apresentado por Sudha *et al* [28] onde o que o diferencia do anterior é apenas o peso que dá às equações que fazem adaptar o *threshold* à variação de ruído na respetiva banda.

Gupta *et al* [54], apresenta um método ligeiramente diferente, que se baseia numa abordagem ao ruído speckle mas, desta vez, sem que a imagem sofra a transformação logarítmica. A imagem é abordada por uma *wavelet* mãe *Coiflet-1* com 4 níveis de decomposição, A redução de ruído é efetuada sobre os coeficientes *wavelet* com recurso a um processador *Bayesian*.

Yong Sun Kim e Jong Beom Ra [53]- propõe um algoritmo que efetua a redução de RS ao mesmo tempo que provoca o realce dos contornos. Numa primeira etapa a imagem é analisada de forma a obter informação posicional e direcional dos contornos para uma filtragem seletiva. Aplicada a transformada de *wavelet*, com base *Daubechies 4* (os autores referem que optam por esta *wavelet* mãe pela sua simplicidade de implementação). É altura de as sub-bandas LL (as menos afetadas por ruído) de cada nível serem analisadas usando informação estrutural com recurso a um modelo coerente não linear de difusão anisotrópica.

Depois de identificados e classificados os contornos, a etapa que se segue é a de filtragem. Nesta fase, a redução do RS e o realce dos contornos é realizada sobre cada nível de resolução usando a informação dos contornos obtida na fase anterior. A redução do RS é realizada apenas sobre os coeficientes correspondentes a ruído enquanto os que se relacionam com os contornos são preservados. Como o RS se torna mais evidente em níveis de decomposição maiores, a redução deste é efetuada multiplicando os coeficientes por uma constante denominada de razão de redução de speckle (*speckle reduction ratio*).

O realce dos contornos é produzido para melhorar a continuidade e o contraste dos contornos, e isto é conseguido por meio de uma filtragem direcional, que consiste numa suavização dos contornos ao longo da direção tangencial e um aumento da nitidez ao longo da direção normal. O método é comparado com um algoritmo baseado na filtragem não

linear de difusão anisotrópica (NCD) e outro na *wavelet shrinkage* e aumento de contraste (*wavelet shrinkage and contrast enhancement - WSCE*). O método proposto revela-se mais eficaz na remoção de ruído com base na análise subjetiva efetuada por dois grupos de clínicos experientes e especialistas em processamento de imagem constituídos por 10 elementos cada.

3.2.2.3.2. Outras abordagens

Mesmo se tratando de grande importância o trabalho realizado até então na tentativa de fornecer imagens mais claras e de maior facilidade em termos de diagnóstico, poucos foram os estudos que tomam em consideração o pré-tratamento realizado na maioria dos ecógrafos mais atuais. Na prática isto traduz-se significativamente nas estatísticas do sinal.

José Seabra 2010, em [50] propõe um método robusto para estimar os componentes relativos ao ruído speckle de uma imagem de ecografia. Este método tem como objetivo caracterizar os tecidos presentes na imagem. Trata-se de um método de redução de ruído speckle que consegue, convenientemente, trabalhar quer com o sinal de radiofrequência quer na imagem de modo-B adquirida no final do processo de aquisição, sendo que será mais vantajoso trabalhar sobre uma imagem que ainda não perdeu informação como é o caso da RF data.

Este processo trata de recuperar a imagem envelope para obter uma imagem que sofreu uma redução de ruído (*de-speckled image*), e outra unicamente com speckle (*speckle isolation*). Como o speckle é um componente que retrata a ecogenicidade do tecido em análise será proveitoso também a partir destas duas imagens efetuar uma caracterização do próprio tecido. O seguinte diagrama representa o processo descrito.

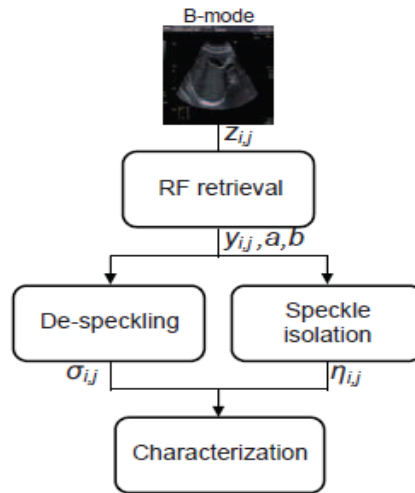


Figura 3.3 Processo de caracterização de estruturas em imagens ecográficas com base na textura [50]

4. Trabalho Experimental

Neste capítulo será apresentado o trabalho experimental desenvolvido. Depois de uma pesquisa intensiva sobre as várias técnicas de redução de ruído speckle em imagens ecográficas, e de verificada a falta dos mesmos estudos realizados sobre imagens ecográficas do sistema musculoesquelético, depara-se com a necessidade de testar algumas das técnicas mais recorrentes e eficazes na redução do RS em ecografias a outras estruturas anatómicas que não articulações. Para isso, serão utilizadas ecografias reais, fornecidas pelo Serviço de Reumatologia - Unidade Local de Saúde do Alto Minho (ULSAM), EPE, com a ajuda e o apoio especializado da Dr.^a Mónica Bogas e Dr.^a Filipa Teixeira. Primeiramente faz-se uma apresentação dos dados utilizados, tanto do seu conteúdo anatómico, como de aspetos técnicos relacionados com a própria imagem. Depois serão apresentadas e explicadas as técnicas utilizadas para o processamento do ruído speckle.

O *software* utilizado para a implementação dos algoritmos de redução de ruído foi o MATLAB R2012a (7.14.0.739), tanto pela sua simplicidade de utilização quer pela sua extensa lista de ferramentas de processamento digital de imagem.

4.1. Dados

As imagens utilizadas tratam-se de ecografias da articulação MCF do 2º dedo, na vista dorsal e com o transdutor aplicado no plano longitudinal sobre a articulação em causa, como mostra a figura 4.1.

As imagens adquiridas requerem uma certa experiência para perceber as estruturas anatómicas que estão a ser representadas na ecografia. Não será fácil para uma pessoa não técnica identificar essas estruturas, e para a execução do processamento da imagem com vista à redução de ruído de forma eficaz é necessário saber identificar na imagem as estruturas anatómicas de maior relevância.

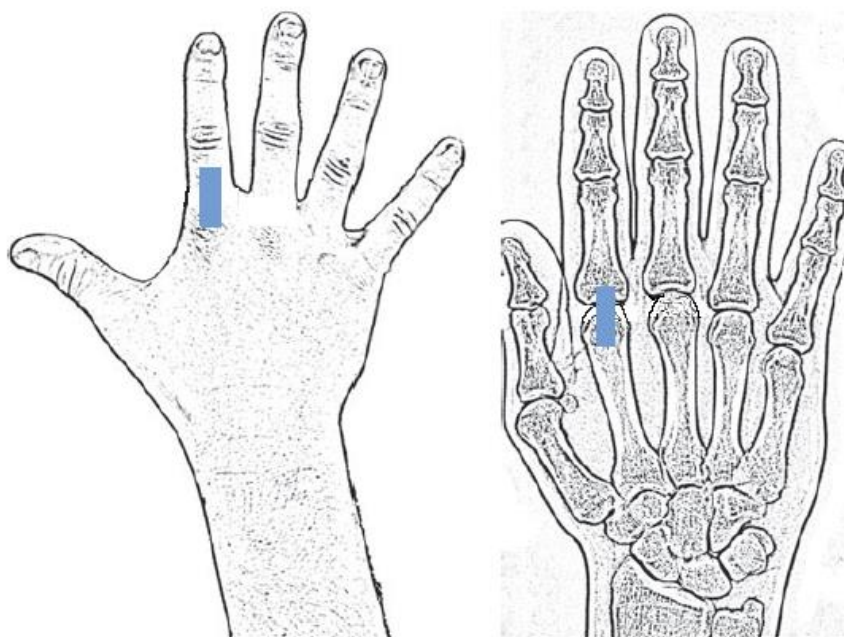


Figura 4.1. Representação da colocação do transdutor sobre a articulação MCF do 2º dedo [55]

De lembrar que o ruído speckle está implicitamente relacionado com a intensidade do sinal. Sendo assim, as estruturas hiperecogénicas, representadas a branco, são aquelas onde a intensidade do eco devolvido é elevada e, por consequência, onde se verifica também maior quantidade de ruído. Pelo contrário, as zonas anecóicas, representadas na imagem pelo nível 0 na escala de cinzento, são as zonas onde o RS não está presente. Entre as estruturas hiperecogénicas e as anecogénicas encontram-se as estruturas hipocogénicas, com um tom intermédio.

Os tendões, devido à sua estrutura e constituição, tratam-se de estruturas anisotrópicas, estruturas que alternam entre a hipocogenicidade e a anecogenicidade dependendo do ângulo de incidência do feixe de ultrassom. Durante a aquisição de ecografias da articulação MCF, no plano e corte já identificados, é muito importante registar o momento em que o tendão se torna hipocogénico, tratando-se de uma estrutura de referência para o diagnóstico. Se isto não se verificar esta imagem estará incorretamente adquirida e inválida para diagnóstico e também para este estudo. A figura 4.2 mostra um exemplo de uma imagem ecográfica fornecida e posteriormente editada para legendagem.

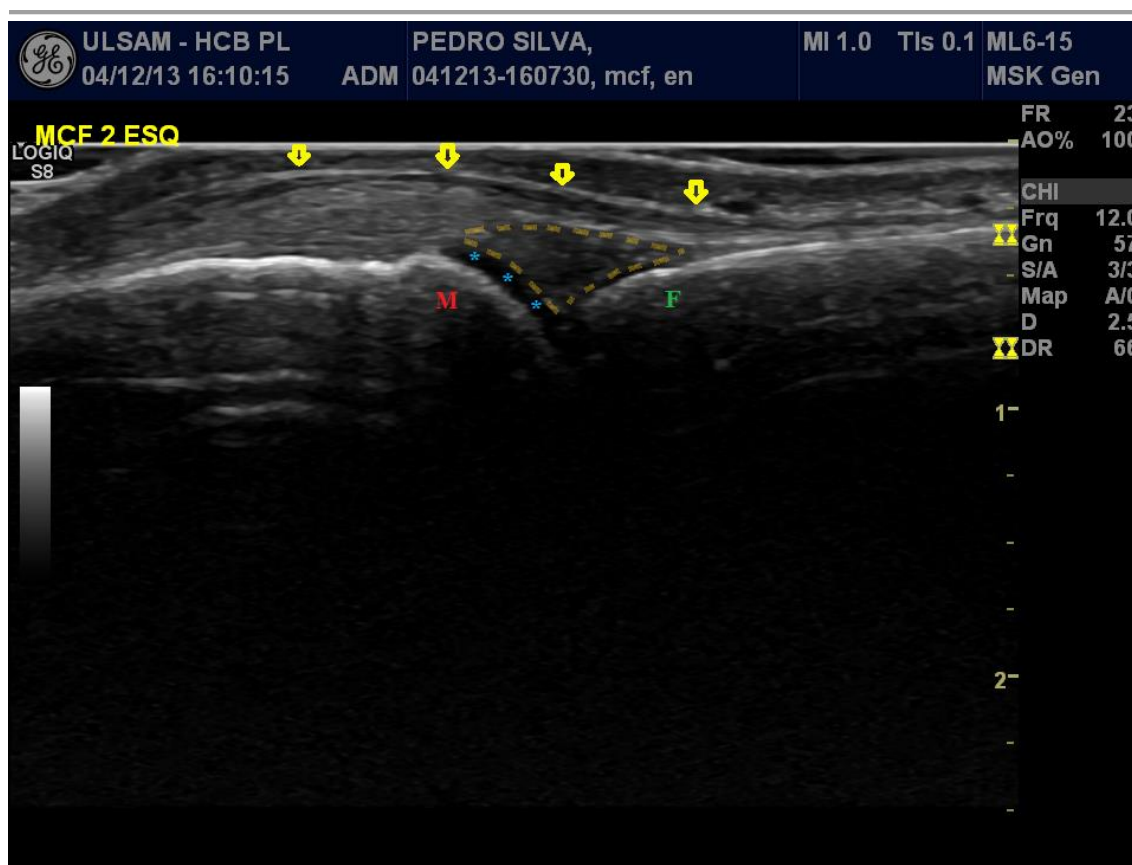


Figura 4.2. Ecografia da articulação Metacarpofalangeana; M= Metacarpo; F= Falange Proximal; Setas= tendão extensor; * = cartilagem; zona tracejada= Cápsula articular

Perante a imagem anteriormente apresentada é fácil distinguir as estruturas hiperecogénicas: superfície do metacarpo, superfície da falange. Já as estruturas hipoecogénicas, como a membrana sinovial e o líquido sinovial, alojados no interior da cápsula articular, são difíceis de delimitar. A cartilagem e o tendão são duas estruturas anisotrópicas, e nesta, como em todas as imagens adquiridas corretamente, o tendão apresenta-se hipoecogénico e a cartilagem anecogénica.

Todas as técnicas implementadas e testadas para redução de ruído speckle têm de ter em conta a preservação destas estruturas de forma a serem identificáveis após processamento. Tendo especial atenção à preservação do tendão, a ideia base deste estudo é reduzir o ruído entre este e a estrutura óssea (metacarpo e falange), de forma a que, num trabalho futuro, a segmentação destas estruturas seja possível de realizar.

4.2. Redução de Ruído Speckle

Como não existem, até à data, estudos publicados para redução de ruído em imagens ecográficas na área reumatologia, e tendo em conta a especificidade deste tipo de imagem, todo o trabalho realizado foi na tentativa de encontrar a melhor técnica de redução de RS. Uma técnica que se ajuste a este tipo de imagens poderá ser encontrada começando pela base das técnicas que até agora foram mais utilizadas noutras áreas de diagnóstico médico, com especial destaque para a transformada de *wavelet*, TW.

4.2.1. TW

A aplicação da transformada de *wavelet* no processamento digital de imagens tem algumas variantes. Desde logo na família de *wavelet* a utilizar. A recomendação da literatura é que a escolha da família de *wavelet* a ser implementada deve ser baseada na melhor caracterização do fenómeno a analisar, neste caso uma imagem. A escolha da família de *wavelet* terá influência sobre a função *wavelet*, *wavelet* mãe, e também sobre a função escala, *wavelet* pai. A função *wavelet* funciona, sobre uma ideologia geral, como um filtro passa-alto e é utilizada para determinar os detalhes da imagem. Por outro lado, a função escala funciona como um filtro passa-baixo, responsável por integrar a informação que a função *wavelet* não acoplou, a informação de tendência. A família de wavelets mais frequentemente utilizada são as de Daubechies [56], mas serão analisadas várias famílias de *wavelet* para além da Daubechies. Depois de determinada a família *wavelet* é possível escolher a sua escala (r) como mostra as equações 18 e 19.

$$\psi_{r,s}(x) = 2^{\frac{r}{2}}\psi(2^r x - s), \text{ função } wavelet \quad (18)$$

$$\phi_{r,s}(x) = 2^{\frac{r}{2}}\phi(2^r x - s), \text{ função escala} \quad (19)$$

$(2^n \times 2) - 1$ Nestas equações, ψ e ϕ são as funções *wavelet* e escala respetivamente, r o fator escalar e s a posição. x representa a variável independente. Aumentando o valor de r é possível verificar uma compressão da função em causa. Por exemplo, a família Daubechies com $r = 1$ é denominada de Daubechies 1, e assim sucessivamente [57]. A figura

4.3 mostra a função *wavelet* e a função escala da Daubechies 4. Aumentando o valor de s haverá um deslocamento ao longo do eixo xx .

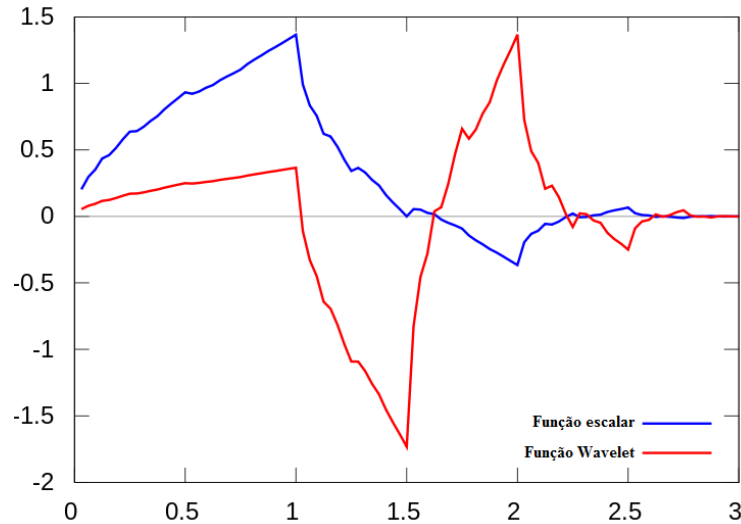


Figura 4.3. Função escala e função wavelet da Daubechies 4

O próximo aspeto a ter em conta é que tipo de transformada utilizar. Existem duas comumente utilizadas para análise de sinais discretos como são as imagens: a transformada de *wavelet* discreta (DWT – *discret wavelet transform*) e a estacionária (SWT – *stationary wavelet transform*), sendo que a última deriva da primeira.

Partindo de uma realidade contínua (CWT – *continuous wavelet transform*), o objetivo principal da TW é decompor o sinal em várias funções *wavelet* e escala, de modo a poder descrever o sinal com base em múltiplas funções. Assim, o sinal pode ser representado pela seguinte equação:

$$f(t) = \sum_s c_{r_0}(s) \phi_{r_0,s}(t) + \sum_{r=r_0}^{+\infty} \sum_s d_r(s) \psi_{r,s}(t) \quad (20)$$

Quanto maior a escala, melhor será a aproximação do sinal. Os coeficientes de aproximação c_{r_0} e de detalhe d_r são calculados recorrendo às seguintes equações:

$$c_{r_0} = \int f(t) \phi_{r_0,s}(t) dt \quad (21)$$

$$d_r = \int f(t) \psi_{r,s}(t) dt \quad (22)$$

É de salientar que, enquanto os coeficientes de detalhe são calculados desde a escala r_0 até ao último nível de escala, os de aproximação são calculados só na escala r_0 .

Transpondo o que foi referido anteriormente para uma realidade discreta, DWT, terá de ser realizada uma alteração da variável $x \rightarrow n$, com $n \in \{0,1,2, \dots, M - 1\}$ e de introduzido um termo de normalização ($\frac{1}{\sqrt{M}}$), onde M representa o número total de momentos. Assim a equação que define um sinal numa realidade continua (20) e as funções usadas para calcular os coeficientes de aproximação e de detalhes (21 e 22) são agora, reescritas pelas equações 23, 24 e 25 respetivamente.

$$f[n] = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_s W_\phi(r_0, s) \phi_{r_0,s}[n] + \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_{r=r_0}^{+\infty} \sum_s W_\psi(r, s) \psi_{r,s}[n] \quad (23)$$

$$W_\phi(r_0, s) = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_n f[n] \phi_{r_0,s}[n] \quad (24)$$

$$W_\psi(r, s) = \frac{1}{\sqrt{M}} \sum_n f[n] \psi_{r_0,s}[n] \quad (25)$$

Stephan Mallat em [58], introduz uma abordagem mais simples, onde se passa a poder interpretar o sinal por meio de várias sub-bandas, em que as sub-bandas de uma escala estão relacionadas com as subbandas da escala seguinte.

$$W_\phi(r, s) = h_\phi(-2s) * W_\phi(r + 1, 2s) \quad (26)$$

$$W_\psi(r, s) = h_\psi(-2s) * W_\phi(r + 1, 2s) \quad (27)$$

Para a escala R, os coeficientes de aproximação será o sinal original, $W_\phi(R, s) = f[n]$. Na iteração seguinte serão estes coeficientes divididos numa componente de *wavelet* $W_\psi(R - 1, s)$ e noutra de escala, $W_\phi(R - 1, s)$. Nas equações 26 e 27, h_ϕ e h_ψ representam o vetor de escala e de *wavelet* respetivamente. Estes funcionam como dois filtros em que o vetor de escala pode ser interpretado como um filtro passa-baixo e o de *wavelet* como um passa-alto. Para além disso, existe um fator de decimação do sinal de 2, utilizado para eliminar a informação redundante criada na decomposição do sinal em duas subbandas. Operação ilustrada na figura 4.4.

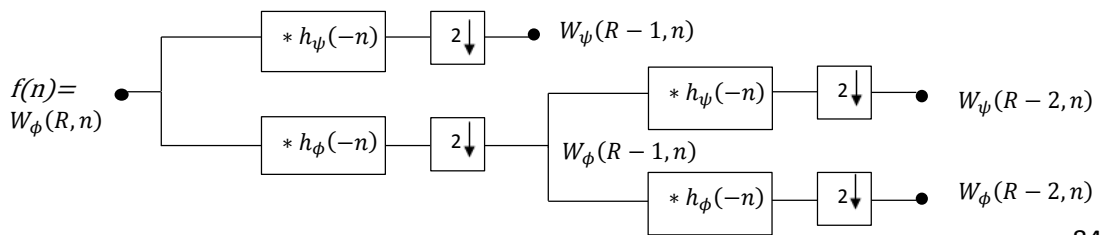


Figura 4.4. Transformada de Wavelet de um sinal unidimensional

Depois de efetuar as operações desejadas aos coeficientes é possível reconstruir o sinal original com as devidas alterações. A operação inversa pode ser tomada facilmente pela junção da informação de todas as sub-bandas.

A aplicação da TW em imagens segue a mesma lógica aplicada por Mallat a sinais discretos. Assim, é possível calcular a DWT de uma imagem calculando os coeficientes de aproximação W_ϕ , e os de detalhe: horizontais W_ψ^H , verticais W_ψ^V e diagonais W_ψ^D . Tal como nos sinais unidimensionais os coeficientes de escala e detalhe são obtidos por aplicação das funções escala e *wavelet* respetivamente, em sinais 2D também, mas com a diferença de serem orientadas aos eixos xx e yy :

$$\phi(x, y) = \phi(x)\phi(y) \quad (28)$$

$$\psi^H(x, y) = \psi(x)\phi(y) \quad (29)$$

$$\psi^V(x, y) = \phi(x)\psi(y) \quad (30)$$

$$\psi^D(x, y) = \psi(x)\psi(y) \quad (31)$$

Assim sendo, e tendo de antemão as equações 26 e 27 empregues em sinais 1D, para a aplicação em processamento de imagens a operação revela-se muito similar, como é mostrado pelas equações seguintes.

$$W_\phi(r_0, s_m, s_n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f[m, n] \phi_{r_0, s_m, s_n}[m, n] \quad (32)$$

$$W_\psi^k(r, s_m, s_n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f[m, n] \psi_{r, s_m, s_n}^k[m, n] \quad (33)$$

Nas equações anteriores, m representa a linha atual, n a coluna, M e N o número total de linhas e colunas respetivamente.

A figura 4.5 mostra como é processada uma imagem por uma DWT.

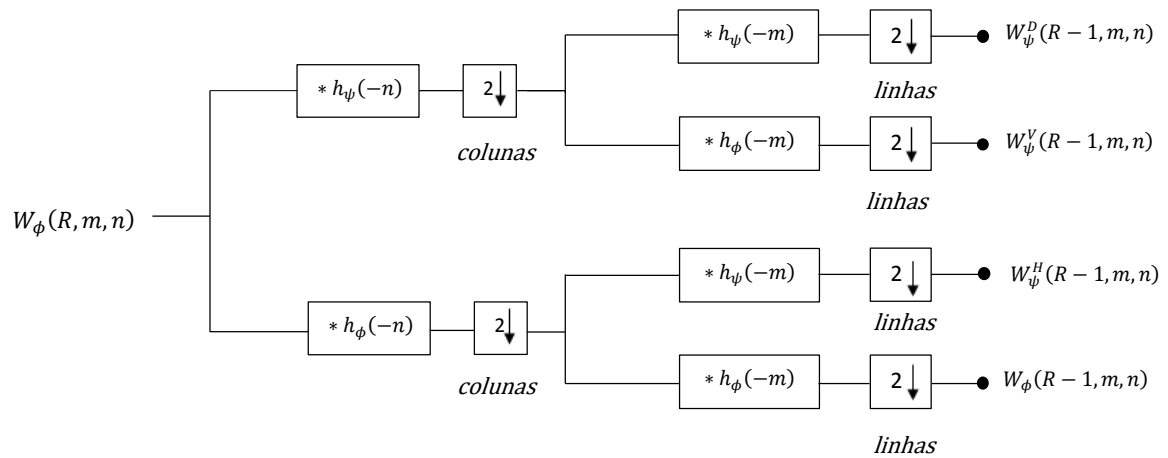


Figura 4.5 Diagrama do processo de decomposição de uma imagem nos seus coeficientes de detalhe e de aproximação.

Depois de efetuar o processamento dos coeficientes, é possível reverter a operação da TW de forma a obter o sinal original. Essa operação é exemplificada na figura 4.6.

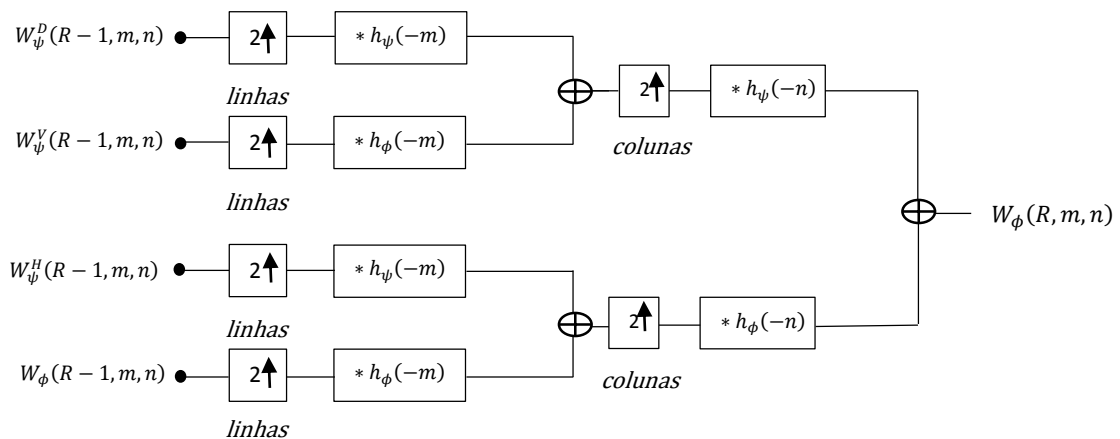


Figura 4.6 Diagrama do processo reconstrução de uma imagem a partir dos seus coeficientes de detalhe e de aproximação.

Apresentada a transformada de *wavelet* discreta, faça-se a distinção entre esta e a transformada de *wavelet* estacionária. Como já referido, a DWT lida com a decimação do sinal, operação que permite uma análise da imagem em multi-resolução já que se verifica uma redução do tamanho da imagem para metade a cada iteração, nível de decomposição. Esta operação é bastante utilizada na compressão de imagem, havendo uma redução da quantidade de dados permitindo uma análise mais global e com menos detalhes. No entanto,

quando se pretende um processamento eficaz da imagem a nível do ruído, isto é, sem que se verifique a perda de informação útil. A verdade é que optando pela DWT pode se verificar a distorção da imagem, acontecimento indesejado no trabalho desenvolvido.

A SWT foi criada de forma a lidar com o problema criado pela DWT, sendo também conhecida por transformada de *wavelet* não decimada. Nesta transformada em vez de se proceder à redução do tamanho da imagem para metade, duplica-se o tamanho do filtro. A SWT modifica os filtros interpolando zeros a cada nível de decomposição, processo inverso de decimação denominado de “*up-sampling*”. A implementação desta transformada é apresentada na figura 4.7 onde o sinal discreto $x[n]$ é decomposto pelos filtros passa-baixo $g_j[n]$ e passa-alto $h_j[n]$.

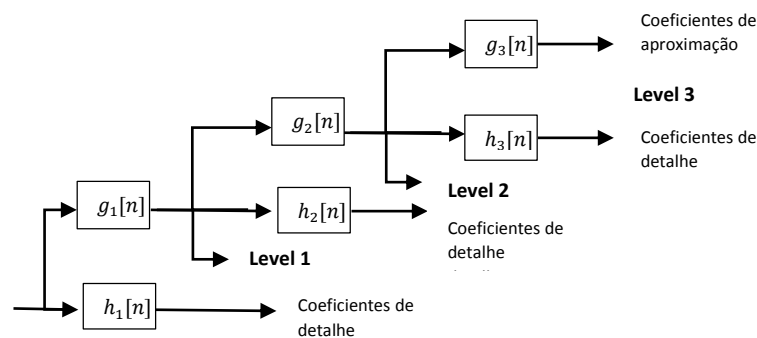


Figura 4.7. Diagrama do processo de decomposição de uma imagem utilizando a SWT

Por não ser realizada a decimação o número de coeficientes mantém-se constante em cada nível de decomposição, que são iguais ao número de coeficientes da imagem em análise, não se registando alterações da própria imagem. Assim, a SWT torna-se ideal para aplicações de deteção de contornos e redução de ruído [59].

Por uma questão de simplicidade de processamento optou-se por fazer um corte da imagem original à região de maior interesse, região que abrange a cápsula articular e o tendão, formando uma imagem de 512*512, como mostra a figura 4.8. Esta abordagem é transversal para todo o tipo de técnicas testadas por motivos de posterior avaliação e comparação das técnicas estudadas.

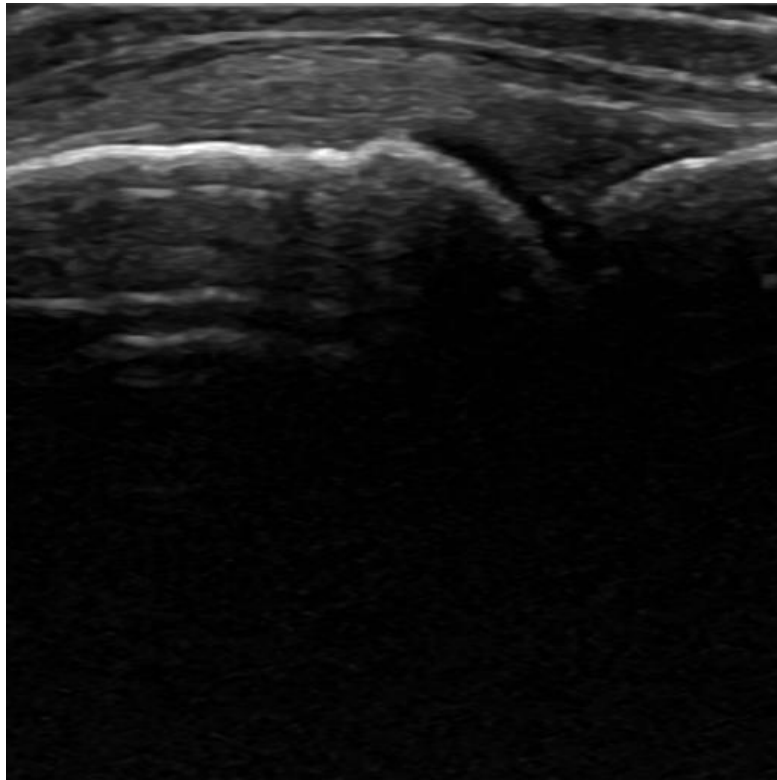


Figura 4.8. Imagem 512*512 depois de corte

O principal objetivo da aplicação da TW foi, de certa forma, na tentativa de perceber com que eficácia esta se adequa à redução de RS nas imagens adquiridas, não esquecendo a preservação de detalhes importantes para o diagnóstico da imagem. A figura 4.9 representa a sequência de operações executadas no estudo da TW utilizado para redução de RS.

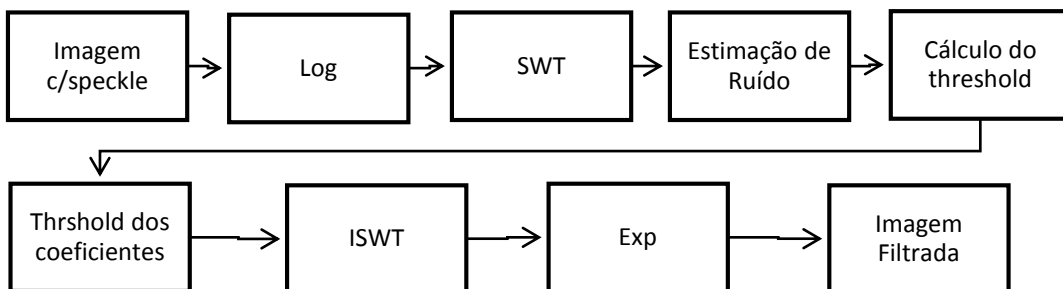


Figura 4.9. Sequência geral da técnica de redução de RS através da TW com um do esquema de threshold integrado.

O objetivo foi investigar a combinação mais adequada dos vários parâmetros que interferem no desempenho global da TW, desde a família *wavelet*, nível de decomposição, esquema de *threshold*, o que passa pela escolha de um *threshold* global ou aplicado a cada sub-banda, pela escolha da própria técnica *threshold* (Soft, Hard ou Semi-soft), e pela escolha da regra de *threshold* (Universal ou Bayes).

Depois de escolhido o nível de decomposição e a família de *wavelet*, a escolha seguinte recai entre duas abordagens distintas de aplicar o *threshold* sobre os coeficientes *wavelet*. Por um lado, pode optar-se por um *threshold* adaptativo, isto é, calcular um valor de *threshold* (λ) específico para cada sub-banda de coeficientes de detalhe e para cada nível de decomposição. Por outro lado, o λ pode ser calculado de forma global. Nesta última abordagem só são tidas em consideração as características (detalhadas posteriormente) da sub-banda de coeficientes diagonais (HH_i) de cada nível de decomposição (i), $i \in [1:N]$. Por exemplo, o λ calculado para a sub-banda HH_1 , $\lambda(HH_1)$, vai ser válido para as outras duas sub-bandas, a dos coeficientes verticais (LH_1) e dos coeficientes horizontais (HL_1). Nesta abordagem é tido em conta que para um dado nível de decomposição, HH_i é a sub-banda onde o ruído é maior, já que é nesta sub-banda que as frequências são mais fortes. Nenhum *threshold* é aplicado sobre os coeficientes de aproximação. A figura 4.10 é uma representação esquemática do que foi dito neste parágrafo.

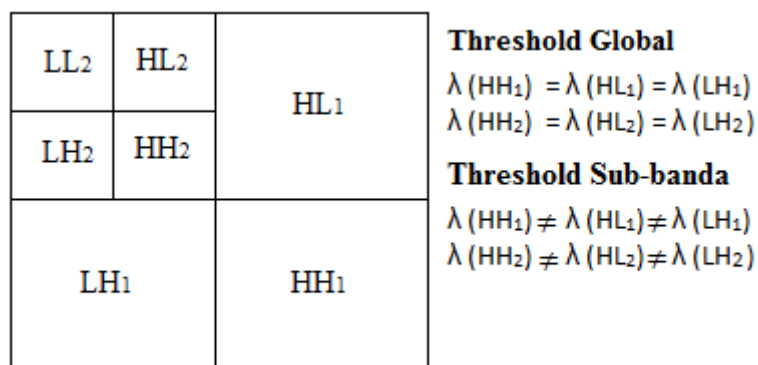


Figura 4.10 Representação esquemática de uma decomposição DWT de $N=2$ e as duas abordagens *threshold*

Relativamente à forma como o *threshold* é aplicado aos coeficientes *wavelet*, esta pode ser feita segundo três técnicas diferentes, técnicas também denominadas de *wavelet shrinkage*. Estas são o *Hard Threshold*, o *Soft Threshold*, introduzido por Donoho em [60], e

por último, o *Semi-Soft Threshold*. As três funções descritas nas equações 34, 35 e 36 traduzem como é feito o *shrinkage* dos coeficientes de detalhe. Onde X_w representa os coeficientes *wavelet* de entrada e Y_t os coeficientes de saída.

1. Hard Threshold

$$Y_t = T_{hard}(X_w)$$

$$\begin{cases} X_w, & \text{se } |X_w| \geq \lambda \\ 0, & \text{se } |X_w| < \lambda \end{cases} \quad (34)$$

2. Soft Threshold

$$Y_t = T_{soft}(X_w)$$

$$= \begin{cases} \text{sgn}\{X_w\}(|X_w| - \lambda), & \text{se } |X_w| \geq \lambda \\ 0, & \text{se } |X_w| < \lambda \end{cases} \quad (35)$$

3. Semi-Soft Threshold

$$Y_t = T_{semi-soft}(X_w)$$

$$= \left\{ \begin{array}{ll} 0, & \text{se } |X_w| \leq \lambda \\ \text{sgn}\{X_w\} \frac{\lambda_1(|X_w| - \lambda)}{\lambda_1 - \lambda}, & \text{se } \lambda < |x_w| \leq \lambda_1 \\ X_w, & \text{se } |X_w| > \lambda_1 \end{array} \right\} \quad (36)$$

Estas três técnicas diferem apenas em como o *threshold* é aplicado aos coeficientes. No *Hard Threshold* os coeficientes com módulo inferior a λ são colocados a zero [61]. O *Soft threshold* é uma extensão do *Hard threshold*, que evita descontinuidades e, conseqüentemente, revela-se mais estável que o *hard threshold*. O *Semi-Soft threshold* oferece um compromisso entre o *hard* e *soft threshold* alterando o gradiente do declive. Esta técnica requer dois valores de *threshold*, λ e λ_1 , onde $\lambda_1 = 2(\lambda)$.

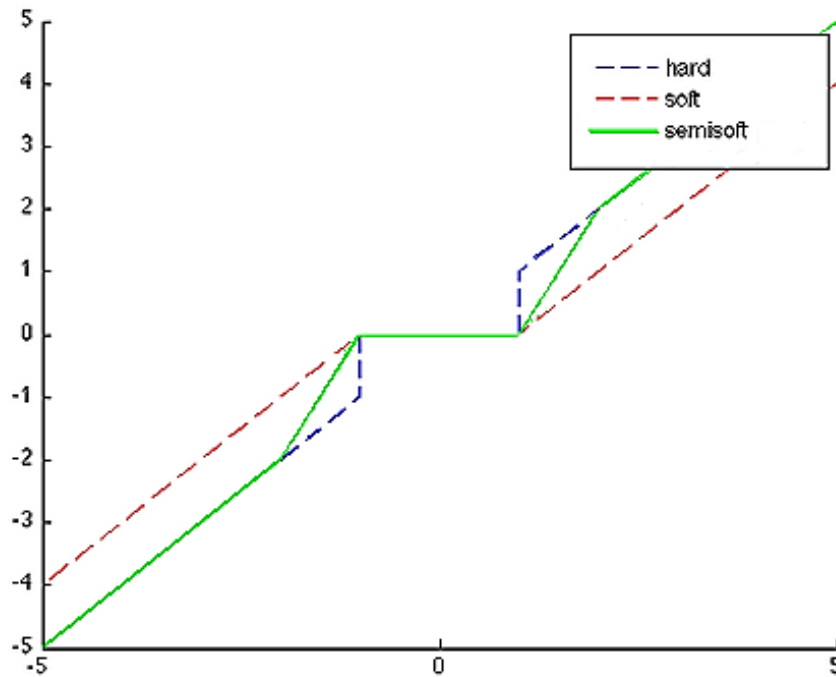


Figura 4.11 Hard, Soft e Semi-Soft (azul, vermelho e verde, respetivamente) para $\lambda=1$, xx = valor de entrada e yy = valor de saída

Por último, a forma como é calculado o valor de *threshold* também pode ser realizada de formas distintas. Um λ muito elevado provocará um encolhimento (*shrinkage*) dos coeficientes para zero e resultará numa suavização excessiva (*over smoothing*) da imagem, levando à perda de detalhe. Ao invés disso, um valor pequeno de λ apresenta maior aptidão para lidar com os detalhes, contudo, apresenta menor competência para reduzir ruído. É por isso importante encontrar o melhor valor de *threshold* para lidar com a quantidade de ruído presente na imagem. Para isso recorre-se a duas regras de *shrinkage*: *Universal thresholding* e *Bayes shrinkage*.

O *Universal thresholding*, técnica introduzida por Donoho e Johnstone em [62], foi utilizada para reduzir ruído no domínio *wavelet* e é apresentada na equação 37.

$$\lambda = \sigma \sqrt{2 \log(N)} \quad (37)$$

O seu propósito é obter cada valor de *threshold* λ_i tendo em consideração o desvio padrão σ em cada sub-banda da imagem depois de realizada a decomposição, e também o tamanho da sub-banda (M) em questão. Como mostra a equação 38, σ pode ser obtido calculando a variação de ruído

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} (X_j^2 - \frac{1}{N} (\sum_{j=0}^{N-1} X_j)^2) \quad (38)$$

Como já anteriormente referido, os coeficientes de detalhe são obtidos por aplicação da função *wavelet* $\psi_{r,s}(x)$, que se trata de um passa alto. Isto faz com que a distribuição destes coeficientes passe a seguir uma distribuição Gaussiana, distribuição de variáveis independentes e identicamente distribuídas (iid), onde a média é zero [63]. Logo, a equação 38 passa a ser escrita como mostra a equação 39, onde o desvio padrão σ é então obtido pela raiz quadrada da variação de ruído.

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} (X_j^2) \quad (39)$$

A técnica Bayes *shrinkage* baseia-se na teoria matemática Bayesiana para obter o valor de *threshold*, para as subbandas, e é idealmente usada juntamente com *soft threshold* [49] [64] [65]. A equação utilizada para calcular o valor ótimo de *threshold* para determinada sub-banda é dada por 40:

$$\lambda_s = \frac{\sigma_n^2}{\sigma_x} \quad (40)$$

Aqui, σ_n representa a variação de ruído estimado, calculada através da mediana do desvio absoluto (median of absolute deviation - MAD) dos coeficientes de detalhe do primeiro nível (HH₁), como mostra a equação 41.

$$\sigma_n = \frac{\text{median}(\{|X_{i,j}| \in \text{HH}_1\})}{0.67452} \quad (41)$$

Já σ_n , representa a variação de sinal na sub-banda considerada, e é calculado da seguinte forma:

$$\sigma_x = \sqrt{\text{Max}(\sigma_n^2 - \sigma_x^2, 0)} \quad (42)$$

Sendo que σ_x^2 é uma estimativa da variação de ruído calculado da mesma forma que mostra a equação 39. É possível perceber, a partir da equação 42, que caso $\sigma_n^2 \geq \sigma_x^2$, o valor de *threshold* $\lambda_s = \max(|w_k|)$ e todos os coeficientes da sub-banda serão convertidos para zero. Também se pode prever que quando $(\sigma_n / \sigma_x) \ll 1$ a componente de sinal é muito

mais forte que a componente de ruído. O contrário se passa para quando $(\sigma_n / \sigma_x) \gg 1$, onde o ruído domina o sinal.

4.2.2. Filtro Wiener

Outra técnica utilizada é a aplicação do filtro Wiener. Como já explicado anteriormente o filtro Wiener, dentro dos filtros lineares, é aquele em que as estatísticas locais têm maior peso. No entanto, apresenta pouca capacidade para lidar com ruído fortemente correlacionado com o sinal, provocando a distorção da imagem. Por isso o filtro Wiener, para o caso da redução de ruído speckle, não é aplicado diretamente sobre a imagem. Assim como na transformada de Wavelet, a transformada logarítmica é o primeiro passo a ser realizado de forma a converter o ruído multiplicativo em aditivo. Neste trabalho vai ser testado o filtro Wiener integrado na TW técnica que tem como base os estudos realizado por Garg et al. em [66] e por Vosoughi e Shamsollahi em [67]. A seguinte imagem mostra a seqüência de operações tomadas.

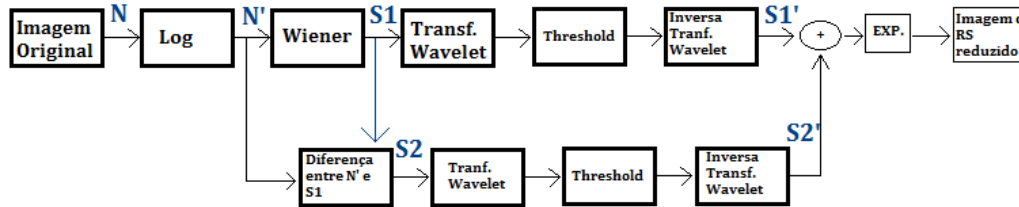


Figura 4.12. Seqüência de operações tomadas na técnica de redução de ruído speckle utilizando o filtro Wiener no domínio Wavelet

5. Análise de Resultados

Neste capítulo irão ser apresentados os resultados obtidos por duas técnicas distintas na tentativa da redução de ruído de uma forma eficiente, isto é, não afetando as detecções das estruturas. Note-se que o objetivo primário no processamento do RS é que haja um comprometimento entre a própria redução de ruído e a preservação de detalhes. É ideal que o tendão extensor, o metacarpo e a falange se mantenham identificáveis no final do processo para que, em futuros trabalhos experimentais, o processo de segmentação destes esteja mais facilitada. Para que se possa avaliar a eficiência das técnicas utilizadas, irão ser empregues métricas de quantificação do ruído. Também será analisada a imagem final de maneira a avaliar visualmente o acometimento das estruturas referência.

Foram utilizadas dez imagens ecográficas distintas de forma a comprovar a eficiência de cada técnica utilizada. A primeira técnica utilizada serviu de análise para a performance das várias técnicas de *threshold* no domínio multi-escala após aplicação da TW.

Optou-se pela aplicação da SWT pela capacidade que esta apresenta na preservação do número de colunas e linhas ao longo do níveis dos decomposição, método denominado na bibliografia consultada como *undecimated*, visto não realizar a decimação da imagem. Por estas razões, evita-se a possibilidade de distorção da imagem final.

Nas técnicas com recurso à transformada de *wavelet*, foi sempre realizada a transformação logarítmica à imagem inicial de modo a converter o ruído multiplicativo em aditivo.

5.1. Métricas para a Redução de RS

De uma forma geral, os estudos realizados sobre redução de ruído speckle em ecografias já realizados seguem uma ideologia de base. A maioria aplica os algoritmos de processamento do RS a imagens onde o este ruído foi adicionado à imagem original de forma sintética, uma imagem original onde a quantidade de ruído era reduzida ou nula. Neste casos testa-se a eficiência na recuperação da imagem original nas suas características

iniciais. Métricas mais comuns como a razão sinal ruído (SNR), rácio pico sinal ruído, razão sinal ruído de pico (PSNR), erro médio quadrático (MSE) e a sua raiz (RMSE) têm sempre em consideração a imagem original.

Neste estudo não existe uma imagem original livre de ruído. Depara-se com presença de ruído intrínseco na imagem ecográfica real. Assim, como no estudo desenvolvido por Mehdi Nasri [68] vão ser utilizadas os seguintes parâmetros: valor médio de ruído (NMV, equação 43), desvio padrão do ruído (NSD, equação 44), diferença média quadrática (MSD, equação 45), e o rácio de deflexão (*deflection ratio*, DRa, equação 46). Nestas equações N refere-se ao número total de pixéis da imagem.

$$NMV = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} 's_i}{N} \quad (43)$$

$$NSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{N-1} (s_i - NMV)^2}{N}} \quad (44)$$

$$MSD = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (s_i - 's_i)^2}{N} \quad (45)$$

$$DRa = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} \left[\frac{'s_i - NMV}{NSD} \right]}{N} \quad (46)$$

O parâmetro NSD mostra o conteúdo de RS na imagem e sendo assim, um valor pequeno de NSD resulta numa imagem mais limpa. A métrica MSD é a diferença entre os quadrados da imagem ruidosa (s_i) e a imagem reconstruída ($'s_i$), e quanto maior o seu valor mais eficiente será a redução do ruído. O parâmetro DRa, utilizado primeiramente por Guo et al [69] e mais tarde por Mario Mastriani e Alberto E. Giraldez [70], serviu para avaliar a performance entre técnicas de *shrinkage*. O seu valor será maior nos pontos de reflexão e menor nos restantes. Um valor maior de DRa e um menor de NMV indicam uma melhor eficiência na redução de RS.

5.2. *Threshold* no domínio *Wavelet*

O primeiro objetivo na utilização desta técnica foi avaliar de que modo a variação dos parâmetros de *threshold* influenciam o desempenho global no processamento do RS. Para além dos parâmetros de *threshold*, a família *wavelet* e o nível de decomposição também foram avaliados na forma como se ajustam ao tipo de imagens em questão.

Relativamente aos parâmetros de *threshold*, como já acima explicado, o seu valor pode ser calculado quer pela técnica de *threshold* universal, quer pela técnica Bayes *shrinkage*. O seu valor pode ser obtido de duas maneiras distintas: tendo em conta apenas a sub-banda dos coeficientes diagonais (HH_i), esquema global, ou tendo em consideração o nível de ruído das sub-bandas de coeficientes diagonais, verticais e horizontais (HH, LH e HL, respetivamente). Por último, a forma como o *threshold* é realizado sobre cada sub-banda pode ser executado de três formas distintas: Hard, Soft e Semi-Soft *threshold*. Foram testados cinco níveis de decomposição e, quanto às famílias *wavelet*, na família de Daubechies testaram-se as *wavelet* mãe db[1:5], na família de *Symmlet* as *wavelet* mãe sym[4:8], de Coiflet a coif1, 3 e 5 e na família de *wavelets* biortogonais as bior2.2, bior3.5, bior4.4 e a bior6.8.

Foi possível verificar um padrão ao longo da variação dos parâmetros quer do método de *threshold*, quer nos parâmetros da TW. Os seguintes gráficos irão revelar esse mesmo padrão, embora estes gráficos sejam só relativos à imagem da figura 4.8. A leitura destes gráficos é efetuada da seguinte forma:

- O eixo dos *xx* diz respeito aos níveis de decomposição. Para cada nível de decomposição foram testados 6 métodos distintos para realização do *threshold* dos coeficientes *wavelet*. Os primeiros 3 métodos dizem respeito ao *shrinkage* universal e os outros 3 métodos dizem respeito à técnica de *shrinkage* bayesiana. Dentro de cada técnica de *shrinkage* fez-se variar entre o soft, hard e semi-soft *threshold* por esta mesma ordem;
- O eixo dos *yy* é lido de maneira distinta do lado direito e do lado esquerdo do gráfico. O lado esquerdo diz respeito à avaliação do desempenho de cada método de *threshold*, quantificado pelas métricas utilizadas (NMV, NSD ou MSD), que

no gráfico é representado pelas colunas. O lado direito é referente à métrica *deflection ratio*, representado no gráfico pelas linhas;

- A linha tracejada mais fina é relativa ao valor obtido pela métrica em análise para a imagem original;
- A linha tracejada mais grossa diz respeito ao valor obtido pela métrica e família *wavelet* em análise e para o método de *threshold global*. Esta aparece unicamente nos gráficos referentes ao método de *threshold* aplicado às subbandas;
- A linha vermelha tracejada diz respeito ao valor obtido pela métrica em análise para o método que alcançou melhor desempenho.

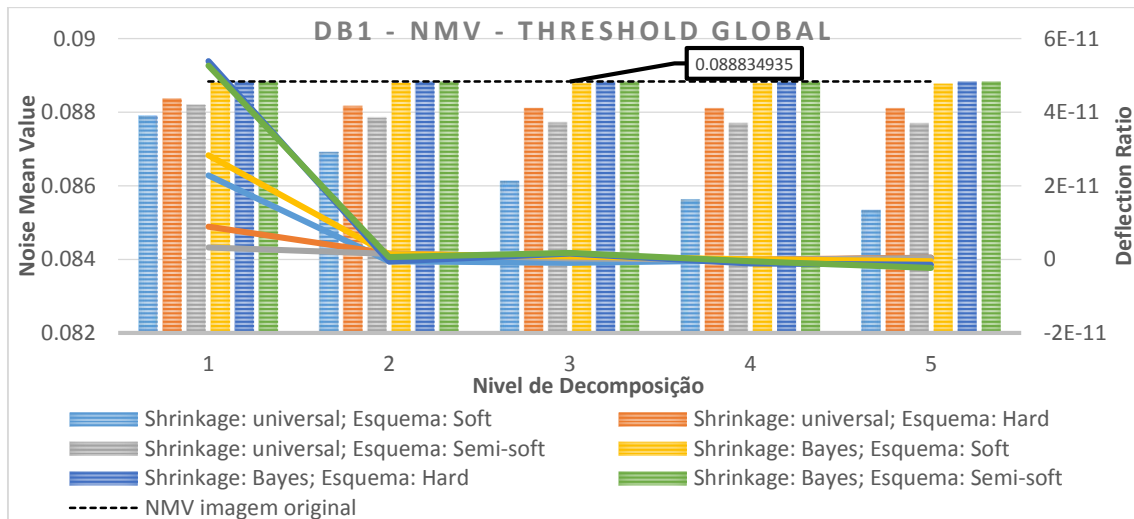


Figura 5.1. NMV da técnica TW com família *wavelet* Daubechies 1, para os métodos de *threshold global*.

5.2. Threshold no domínio Wavelet

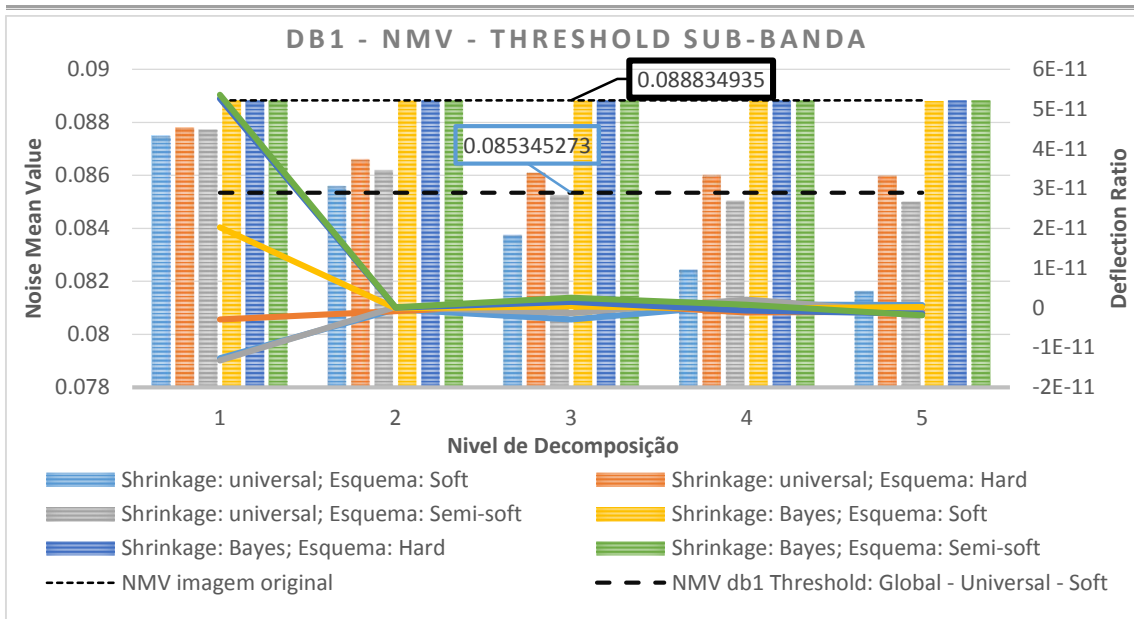


Figura 5.2 NMV da técnica de threshold no domínio wavelet para a família wavelet Daubechies 1, para os métodos de threshold aplicados às sub-bandas.

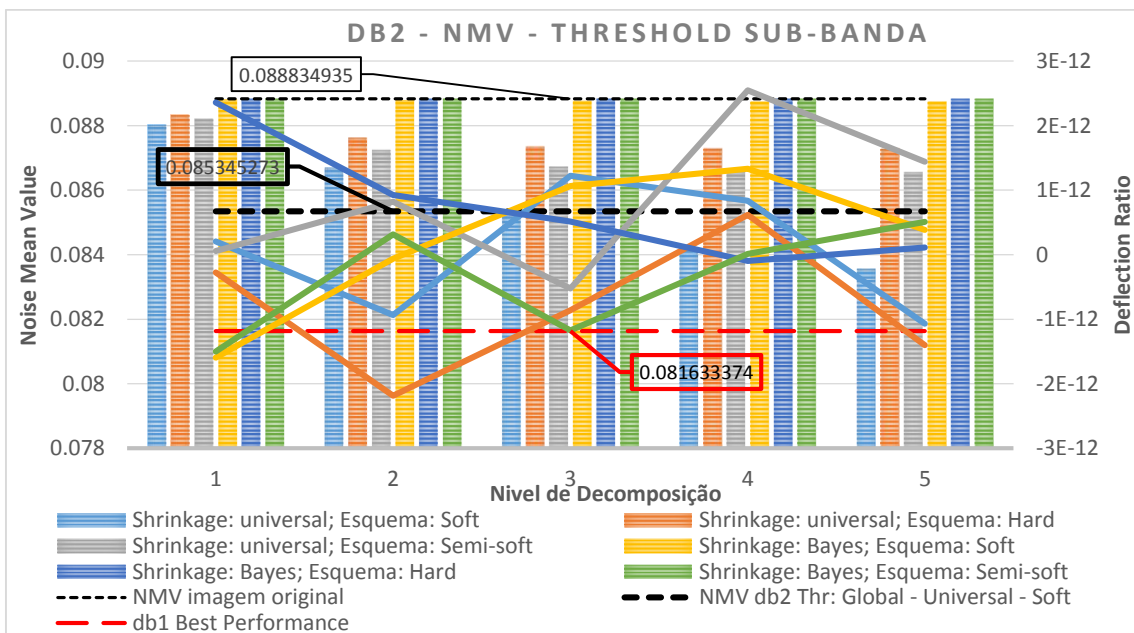


Figura 5.3. NMV da técnica de threshold no domínio wavelet para a família wavelet Daubechies 2, para os métodos de threshold aplicados às sub-bandas.

É possível concluir que, pela análise dos gráficos das figuras 5.1, 5.2 e 5.3, se olharmos unicamente para o primeiro nível de decomposição, o *shrinkage* universal apresenta resultados significativamente melhores que o *shrinkage* de Bayes. Dentro das três variantes do *shrinkage* universal percebe-se ainda que a variante do soft *threshold* é a que apresenta o NMV mais baixo, seguidamente do hard *threshold* e por último o Semi-Soft. Se analisarmos agora o gráfico ao longo do eixo *xx* observa-se que, com o aumento do nível de decomposição, verifica-se uma diminuição do NMV para as técnicas que usam o *shrinkage* universal.

Ao comparar os gráficos das figuras 5.1 e 5.2 percebe-se que para a mesma família, neste caso db1, a abordagem individual para cada sub-banda apresenta melhores resultados que a abordagem global.

Já ao comparar 5.2 com 5.3 nota-se que a db1 é a *wavelet* mãe onde a redução de ruído é maior e por isso pode-se, concluir que a db1 é, entre db1 e db2, a família *wavelet* que melhor descreve a imagem. No entanto, como é possível verificar através dos gráficos em análise neste parágrafo, o valor do coeficiente de deflexão (leitura feita no eixo dos *yy* do lado direito do gráfico) em db1 não é maior que em db2 o que leva a concluir que a redução de ruído é mais eficiente em db2. Deste modo não é possível deduzir um comportamento padrão para DRa.

Para o parâmetro NSD também foi possível fazer uma leitura idêntica à que foi feita para o NMV. O gráfico seguinte é exemplo disso mesmo.

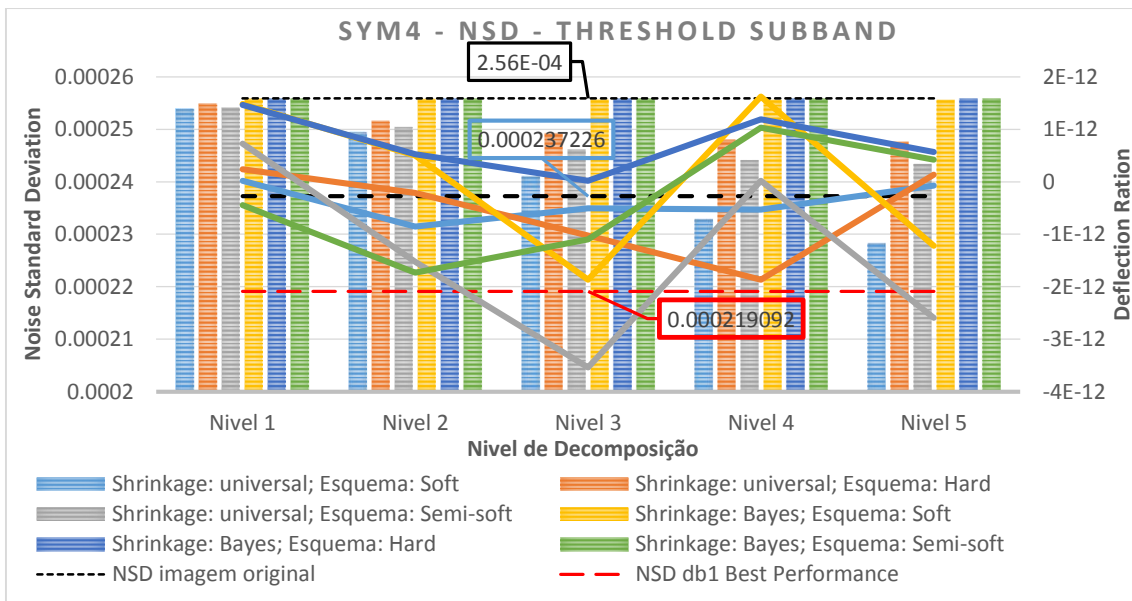


Figura 5.4. NSD da técnica de threshold no domínio wavelet para a família wavelet Symmlet 4, para os métodos de threshold aplicados às sub-bandas.

No gráfico 5.4 é apresentado o caso do sym4. Pela sua análise, chega-se rapidamente à conclusão que, como no caso do NMV, também o valor do NSD é mais baixo no nível 5, mais notório nos casos do *shrinkage* universal. De reparar que os valores de DRa são bastante baixos para todos os níveis de decomposição, principalmente para os casos do *shrinkage* universal. Daí pode concluir-se que a *wavelet* mãe sym4 não é um possível candidato a melhor função para reduzir o RS de forma eficiente para esta imagem.

Na figura 5.5 será apresentado o gráfico de um caso para o parâmetro da diferença média quadrática.

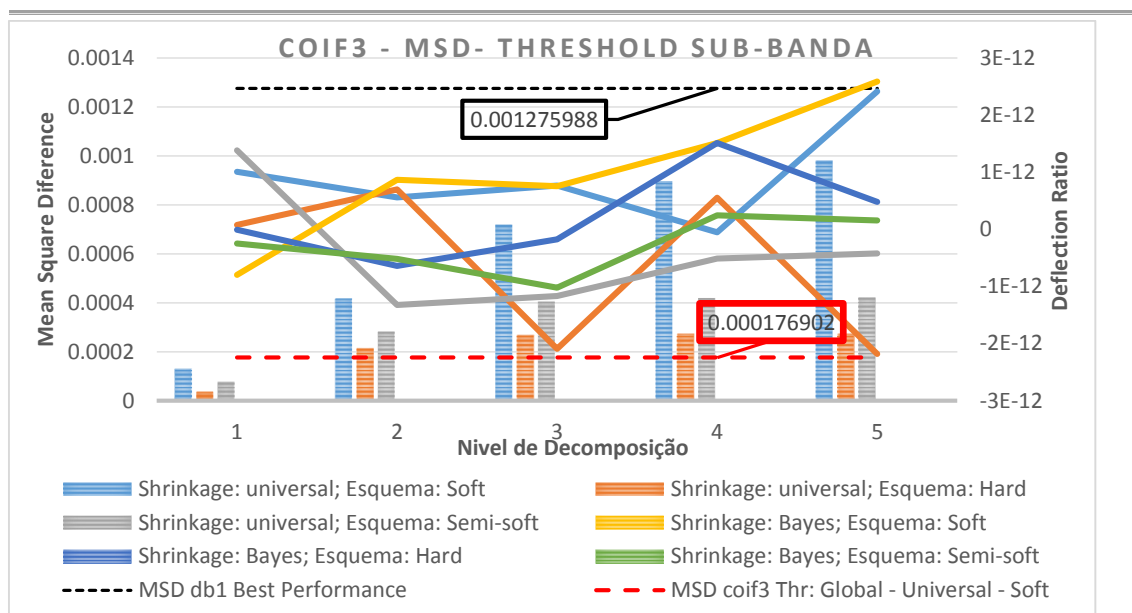


Figura 5.5. MSD da técnica de threshold no domínio wavelet para a família wavelet Coiflet 4, para os métodos de threshold aplicados às sub-bandas.

Pela análise do gráfico anterior, verifica-se que o valor de MSD aumenta à medida que o nível de decomposição aumenta, o que indicia que no nível cinco é o nível em que a redução de ruído é efetiva. É possível também verificar que o valor de DRa para a variante *shrinkage* universal e esquema de *threshold* soft é bastante elevado, o que a torna uma possível candidata a melhor variante para o caso desta imagem.

Depois de se chegar à conclusão de que quanto maior o nível de decomposição maior a redução de ruído, e que o *shrinkage* universal é a abordagem que melhor se adapta à redução de RS é necessário avaliar a eficácia com que esta minimização de RS é realizada. A tabela seguinte apresenta os dados relativos à redução de ruído das 10 imagens utilizadas. Selecionaram-se, para cada imagem, as três abordagens que apresentaram melhores resultados, dando principal foco à relação que existe entre o NMV e o DRa.

Tabela 5.1. Abordagens que obtiveram melhores resultados para a técnica de threshold no domínio wavelet; n = nível de decomposição; s/u/(s ou se) = sub-banda/universal/ (soft ou semisoft).

Imagem	Abordagem	NMV	NSD	MSD	DRa
1	Imagem original	0.088834	0.000255	---	1.08E-10
	Sym6 n5 s/u/s	0.083359	0.000229	0.001055	2.057E-12
	Coif3 n5 s/u/s	0.083792	0.00023	0.000981	2.4123E-12
	Db1 n4 s/u/s	0.08376	0.00023	0.000888	1.1617E-12
2	Imagem original	0.0731	0.000209	---	1.44e-10

5.2. *Threshold* no domínio *Wavelet*

	Db1 n4 s/u/se	0.070704	0.000196	0.000264	7.3221E-12
	Coif1 n3 s/u/s	0.070429	0.000197	0.000322	4.6985E-12
	Db1 n4 s/u/s	0.068203	0.000185	0.00063	3.1033E-12
3	Imagem original	0.125	0.000309	--	2.51e-11
	Sym4 n5 s/u/s	0.121565	0.000289	0.001158	2.3248E-12
	Coif3 n4 s/u/s	0.122384	0.000291	0.000998	2.9554E-12
	Db3 n4 s/u/se	0.122027	0.00029	0.000985	2.4944E-12
4	Imagem original	0.137	0.000395	---	3.3E-11
	Db5 n5 s/u/s	0.131897	0.000322	0.001144	2.16E-12
	Coif3 n4 s/u/s	0.131897	0.000322	0.001144	2.1618E-12
	Sym8 n5 s/u/s	0.132144	0.000324	0.000998	1.2204E-12
5	Imagem original	0.1567	0.000332	---	1.37E-10
	Coif3 n4 s/u/s	0.15259	0.000314	0.000998	2.8919E-12
	Db3 n4 s/u/s	0.152305	0.000312	0.000992	2.7498E-12
	Db2 n4 s/u/s	0.152105	0.000311	0.000992	2.8777E-12
6	Imagem original	0.0782	0.000228	---	1.35E-10
	Coif5 n4 s/u/s	0.074227	0.00021	0.000581	2.7498E-12
	Db2 n5 s/u/s	0.073163	0.000205	0.000598	2.359E-12
	Db1 n3 s/u/s	0.073409	0.000206	0.000586	1.8261E-12
7	Imagem original	0.769	0.000216	---	1.31E-10
	Sym6 n5 s/u/s	0.072298	0.000195	0.000694	2.72E-12
	Db5 n5 s/u/s	0.072677	0.000196	0.000618	1.1156E-12
	Coif3 n5 s/u/s	0.073026	0.000198	0.000533	1.2648E-12
8	Imagem original	0.1026	0.000283	---	1.44E-10
	Db5 n5 s/u/s	0.096189	0.000255	0.001474	2.59E-12
	Coif5 n5 s/u/s	0.097074	0.000259	0.001182	1.1049E-12
	Db1 n4 s/u/s	0.095651	0.000252	0.001369	1.6804E-12
9	Imagem original	0.1169	0.00031	---	4.89E-10
	Sym5 n5 s/u/s	0.110276	0.000281	0.001438	2.56E-12
	Sym4 n4 s/u/s	0.110967	0.000285	0.001356	3.5065E-12
	Coif3 n5 s/u/s	0.110836	0.000282	0.001343	2.6965E-12
10	Imagem original	0.126	0.00032	---	5.11E-11
	Coif3 n5 s/u/s	0.115312	0.000294	0.001354	1.45E-12
	Db1 n5 s/u/s	0.113786	0.000287	0.001486	1.7E-12
	Sym4 n5 s/u/s	0.115278	0.000297	0.001213	2.19E-12

Analisando os valores obtidos e apresentados na tabela 5.1 não é possível concluir que haja *a priori* uma família *wavelet* e uma *wavelet* mãe que consiga obter resultados positivos para todas as imagens, embora se verifique uma tendência para as *wavelet* mãe db1 e coif3.

Existe no entanto, a prova de que se verifica uma redução do ruído pela diminuição dos valores de NMV, NSD e um aumento do valor de MSD e que a variante de *threshold*

universal, sub-banda e soft é a que apresenta melhores resultados para os quatro parâmetros de medição da redução do ruído.

Pode-se ainda concluir que nem sempre os melhores resultados se encontram quando se faz a decomposição *wavelet* de cinco níveis.

É importante agora perceber de que forma esta redução de RS afeta a qualidade da imagem e se os detalhes mais importantes se mantêm. Para isso, a avaliação visual será feita pela análise da próxima figura (5.6) onde são apresentados os resultados visuais para a imagem 1.

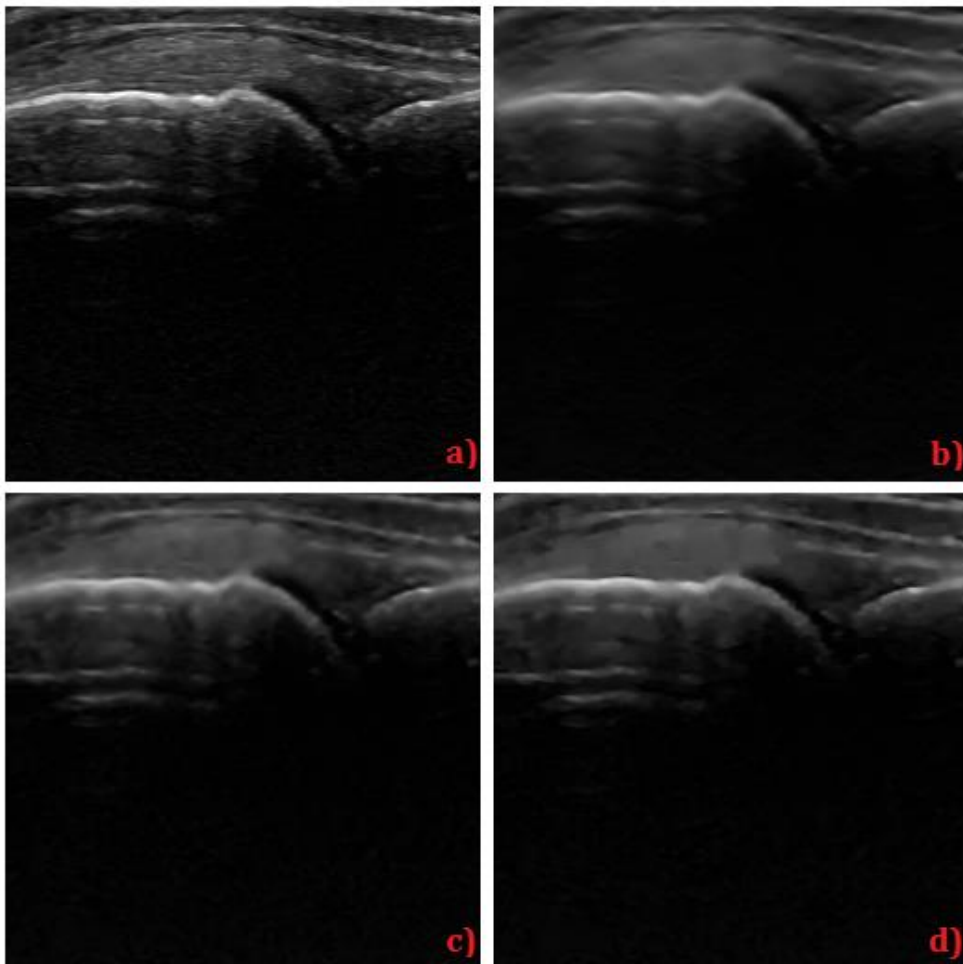


Figura 5.6. Comparação qualitativa das imagens após processamento do ruído speckle: a) imagem original; imagem processada pelas técnicas: b) Sym6 n5 s/u/s; c) Coif3 n5 s/u/s; d) Db1 n4 s/u/s.

Pela análise da figura anterior é possível afirmar que existe uma redução de ruído mas também uma redução do nível de detalhe. Parece haver uma uniformização da região entre as estruturas referência tornando-a homogênea. Esta uniformização revela-se mais evidente na imagem b) que em c) e d). Mas torna-se pertinente avaliar de que forma o padrão do RS é reduzido na região do tendão extensor, do metacarpo e da falange. Para isso irão ser traçadas três linhas de perfil de intensidade verticais: uma que atravessa a região do tendão e do metacarpo outra entre o tendão e a incidência da capsula articular com metacarpo e a terceira linha entre o tendão e a falange. Esta abordagem é representada na figura 5.7.

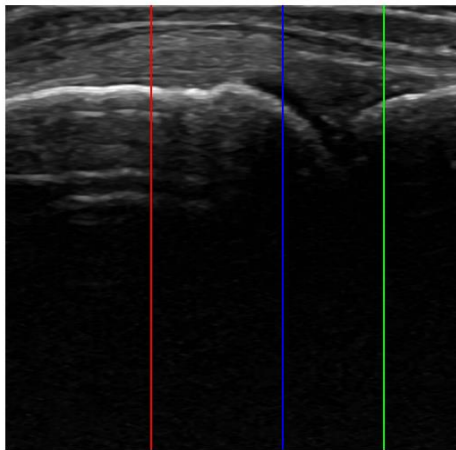


Figura 5.7. Representação das três linhas de perfil traçadas.

A próxima figura (5.8) compara o perfil de intensidades das três linhas verticais da imagem original com a imagem obtida pelo processamento de ruído pela *wavelet* mãe *sym6*, e pelo esquema de *threshold* sub-banda – universal – soft imagem b) da figura 4.8.

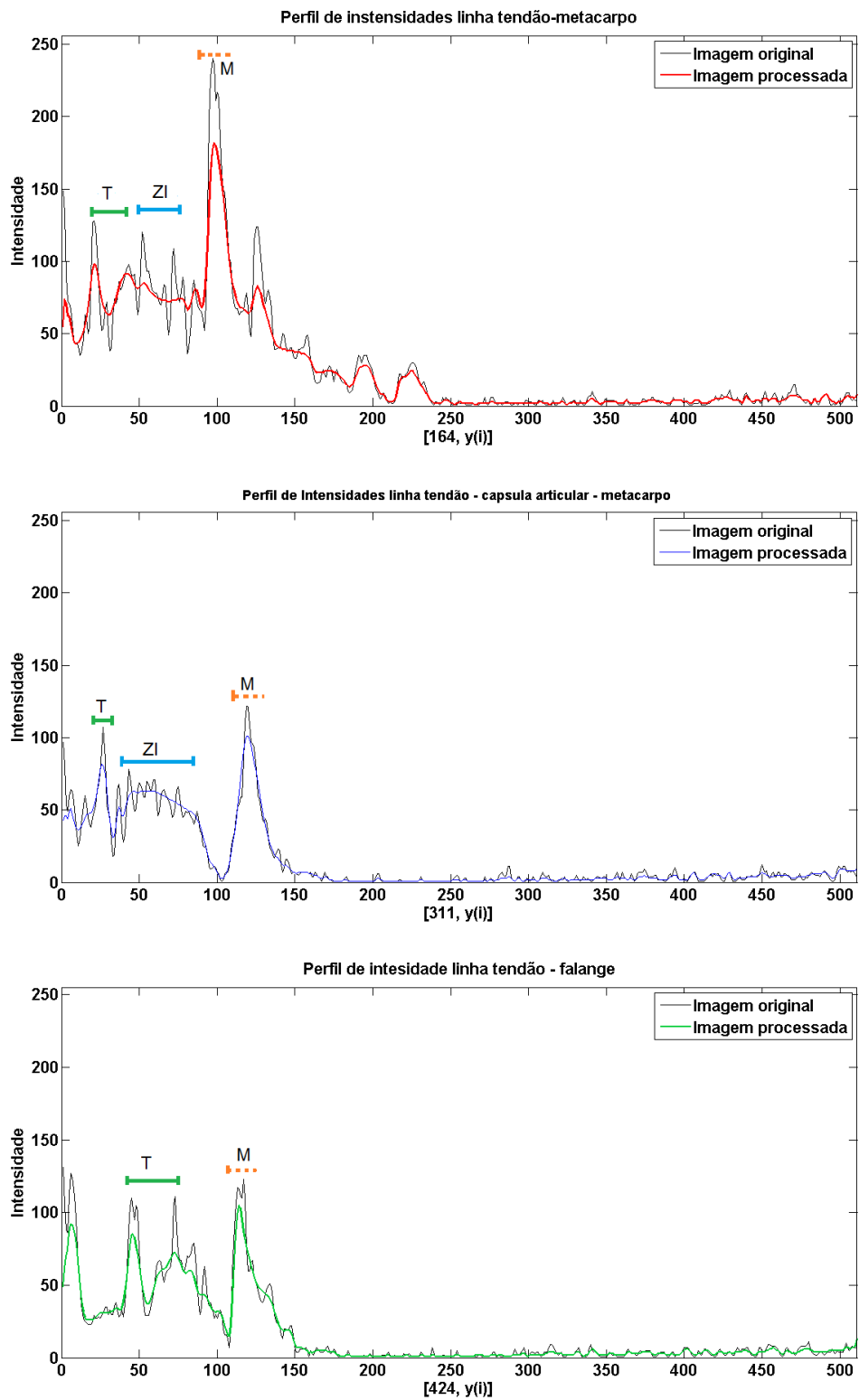


Figura 5.8. Perfil de intensidades das respectivas antes e depois de aplicar a técnica de redução de ruído.

Pela análise do primeiro gráfico da figura 5.8 é visível que tanto o tendão como o osso não sofreram grandes alterações permanecendo identificáveis. É possível identificar pela análise do mesmo gráfico que o tendão, presente em $x \approx [25:45]$, é dividido na sua superfície superior e inferior, superfícies hipocogénicas, e a sua superfície interna, anecogénica (identificável pela quebra de intensidade). O metacarpo, presente em $x \approx 95$ também se apresenta identificável como seria de esperar, já que se trata da estrutura com maior índice de reflexão. A região entre o tendão e o metacarpo, antes uma região heterogénea, é, depois de efetuada a redução de RS, uma região quase homogénea como era pretendido.

No gráfico b) é também possível identificar a eficaz redução de ruído da região intra-articular, quando $x \approx [45 : 90]$ com a criação de uma região mais homogénea.

A linha que atravessa o tendão extensor e a falange está sujeita a variações mais bruscas de intensidades ao longo do seu perfil vertical, o que é identificável na imagem e mais claramente no gráfico c). Pela análise do gráfico é possível reconhecer quatro picos. O primeiro relativo à pele do paciente, o segundo referente à superfície dorsal do tendão, o terceiro à superfície palmar do mesmo tendão e o quarto pico relativo à falange. Nota-se que existiu uma redução de ruído entre estas estruturas e que a superfície palmar do tendão foi um pouco suavizada.

No geral, pode afirmar-se que a redução de ruído foi eficaz, levando à criação de regiões mais homogéneas. A figura 5.9 mostra isso mesmo. Numa abordagem meramente de análise, procedeu-se segmentação automática da imagem por aplicação do detetor de contornos baseado no filtro *prewitt* à imagem original e após processamento de forma a avaliar a redução de ruído.

Como é possível verificar, nas imagens após processamento o detetor de contornos reduz o nível de ruído presente na zona intermédia entre o tendão e a estrutura óssea e a deteção das estruturas de referência é melhor conseguida, de uma forma mais uniforme, relativamente à imagem original.

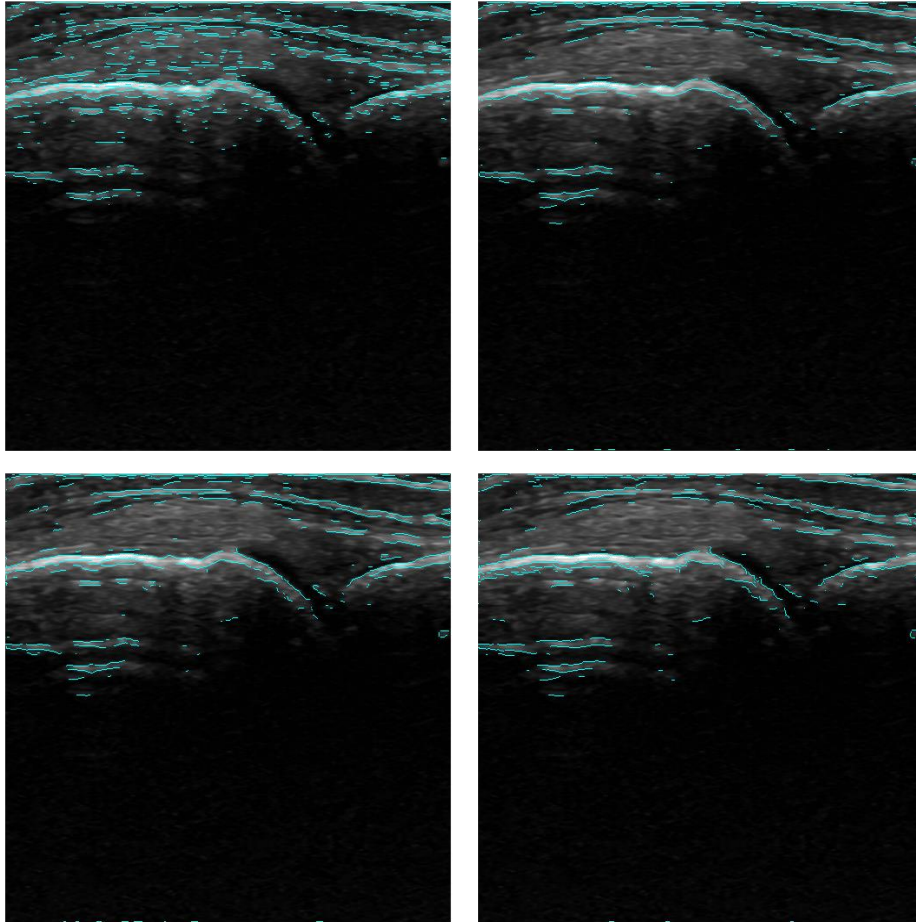


Figura 5.9 Comparação qualitativa das imagens após processamento do ruído speckle e segmentação automática: a) imagem original segmentada; contornos detetados após processamento pelas técnicas de *threshold* no domínio *wavelet* (b) *Sym6 n5 s/u/s*; c) *Coif3 n5 s/u/s*; d) *Db1 n4 s/u/s*) sobrepostas à imagem original.

5.3. *Threshold* no domínio *Wavelet* + Filtro Wiener

O algoritmo apresentado na secção do trabalho experimental é agora aplicado às imagens. Porque esta técnica envolve o *threshold* adaptativo em domínio *wavelet*, o estudo realizado no ponto anterior é tido em conta, e assim, a aplicação desta técnica tornou-se bastante mais facilitada. Agora tentar-se-á perceber se a aplicação do filtro Wiener consegue melhorias em relação aos resultados obtidos anteriormente.

5.3. *Threshold* no domínio *Wavelet* + Filtro *Wiener*

A tabela 5.2 apresenta os resultados da aplicação desta técnica à imagem 1 e são comparados ao esquema que melhor obteve resultados na técnica de *threshold* no domínio *wavelet*.

Tabela 5.2. Comparação entre os resultados obtidos pela técnica de *threshold* no domínio *wavelet* e aplicação do filtro *Wiener*.

Métrica	Imagem Original	Sym6 n5 s/u/s	+Filtro Wiener 3x3	+Filtro Wiener 5x5	+Filtro Wiener 7x7
NMV	0.088834	0.083359	0.08384	0.083295	0.083287
NSD	0.000255	0.000229	0.000232	0.000228	0.000226
MSD	---	0.001055	0.00894	0.001472	0.002715
DRa	1.08E-10	2.057E-12	-9.20152e-13	1.42108e-13	1.1795e-12

Como é possível verificar pela tabela 5.2 existe de facto para o caso das janelas 5x5 e 7x7 uma diminuição dos valores de NMV e NSD, e um aumento de MSD, em relação à técnica de *threshold* no domínio *wavelet*. Mas o valor do coeficiente de deflexão fica aquém do desejado. O filtro *Wiener* com o *kernel* 7x7 é o que demonstra melhores resultados mas, como é possível verificar pelas imagens da figura 5.10, existe uma completa descaracterização da imagem comprovado pela aplicação do detetor de contornos.

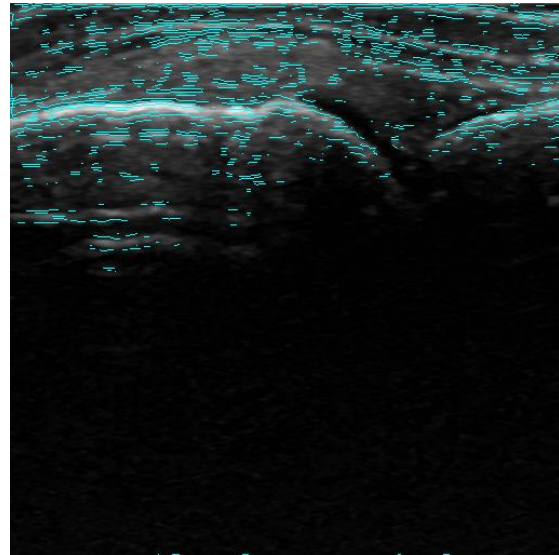
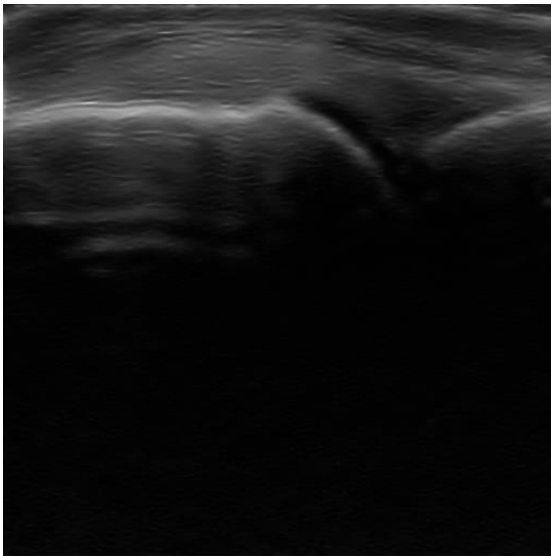


Figura 5.10. a) Imagem processada pela técnica *threshold* no domínio *wavelet* + filtro *Wiener*. b) Contornos detetados em sobreposição com a imagem original



Pela análise da figura 5.10 (a) verifica-se que esta abordagem provoca uma suavização excessiva, perda de detalhe e ainda distorção dos objetos. Facto comprovado pela segmentação automática efetuada recorrendo ao filtro *prewitt* na figura 5.10 (b). Sendo assim, conclui-se que esta técnica não é adequada a este tipo de imagens.

5.4. Considerações finais

Neste momento, existem algumas conclusões a reter. Do trabalho experimental desenvolvido pode concluir-se que não existe à partida uma família *wavelet* indicada para o tratamento das imagens musculoesqueléticas, pois nenhuma em específico provou ser evidentemente mais capaz de descrever a imagem original. No entanto pode-se concluir pelos resultados que existe uma tendência para que as famílias *wavelet* de *Daubechies* e *Coiflets* apresentem melhores resultados. Relativamente ao nível de decomposição, chega-se à conclusão de que os níveis 4 e 5 são aqueles que melhores resultados apresentaram.

Pelas técnicas de *threshold* no domínio *wavelet* utilizadas, a abordagem que concilia a regra de *shrinkage* universal, a técnica de *soft threshold* aplicado a cada sub-banda é a que mostra ser a mais aconselhada. Esta abordagem revelou ser à partida a que mais garantias oferecerá para o processamento do RS.

Quanto à técnica que engloba o filtro Wiener e o *threshold* no domínio Wavelet, os resultados quantificáveis não foram satisfatórios, mais tarde comprovados pela análise qualitativa auxiliada pela segmentação automática. Estes resultados descartam esta técnica como alternativa para a redução eficaz de ruído *speckle* em imagem ecográficas do sistema musculoesquelético.

Parte II

Base de Datos de Imagens Ecográficas
musDB

Rheu-

Tal com referido na introdução, a aquisição de imagens ecográficas é neste momento um método muito dependente do utilizador. A experiência adquirida pelo utilizador e a variedade de parâmetros disponíveis no processo de aquisição de ecografias são as duas principais variáveis que contribuem para a baixa reprodutibilidade deste processo.

A grande variedade de imagens fornecidas pela ULSAM são prova desta baixa reprodutibilidade. Entre os vários parâmetros que podem variar de imagem para imagem, identificáveis na figura 4.2 do seu lado direito, a frequência do transdutor (Frq), a profundidade do feixe de ultrassom (D), o ganho (Gn) e o mapa de brilhos (Map) podem ter bastante influência na qualidade da imagem, alterando as suas características intrínsecas, como por exemplo a maior ou menor presença de ruído. Esta variedade deverá apresentar um obstáculo na avaliação do desempenho de técnicas de processamento da imagem como é a redução de ruído e a segmentação de estruturas.

Não só imagens da articulação metacarpofalangeana foram fornecidas. Também imagens do joelho fazem parte do lote de imagens à disposição. Estas imagens podem representar estruturas anatómicas com patologia, bem como estruturas sem patologia. Entre as patologias que se podem verificar está a erosão óssea, a sinovite, a tendinite entre outras.

Na realidade, uma imagem ecográfica não representa apenas uma estrutura anatómica, representa também um dado clínico útil no diagnóstico de uma paciente. Sendo assim, a cada imagem está associado um dado paciente e a respetiva consulta. Uma consulta é constituída habitualmente por mais que uma imagem, e um paciente pode ser várias vezes consultado de modo a acompanhar a evolução clínica do paciente. Este conjunto de dados constitui um caso de estudo.

Tendo em conta a diversidade de imagens e as variáveis que podem interferir nas características da imagem em análise, sentiu-se a necessidade de criar uma base de dados capaz de organizar todos estes dados associados a cada imagem e uma aplicação, *RheumusDB*, para a gestão da mesma base dados com a finalidade de facilitar a manipulação das imagens.

Para além dos motivos até aqui apresentados, também facto de não existir neste momento nenhuma base de dados de imagens ecográficas do sistema musculoesquelético disponível *online* foi motivação para a criação da *RheumusDB*.

Esta parte do trabalho consiste portanto na modelação e implementação da base de dados e da aplicação da sua gestão. Primeiramente irão ser abordados, de forma bastante simples, os conceitos teóricos relacionados com a modelação UML e implementação da *RheumusDB*. Posteriormente será, especificada a base de dados e a aplicação e depois sim explicada a sua implementação.

6. Conceitos teóricos

Neste capítulo irão ser abordados os conceitos teóricos de carácter mais essencial para uma mais fácil compreensão sobre aspetos a ter em conta a quando da construção de uma base de dados e de uma aplicação para a gestão da mesma.

6.1. Base de Dados e Sistema de Gestão de Base de Dados (SGBD)

Um sistema de informação (SI) integra pelo menos uma base de dados (BD). De uma forma geral, uma base de dados trata-se de um conjunto de dados armazenado de forma organizada e estruturada, não tendo à partida de ser considerado um SI. Por exemplo, um armário de uma biblioteca segue uma sequência lógica de estruturação para que a distribuição dos livros que nela estão armazenados seja efetuada de forma organizada. Daí que uma biblioteca pode ser considerada uma BD.

Um sistema base de dados reduz a redundância de informação, integra dados corporativos e possibilita a partilha de informação entre diferentes grupos numa corporação. É o termo mais tipicamente utilizado que engloba a construção de uma modelo de dados, o sistema de gestão da base de dados (SGBD), e a própria base de dados.

Um SGBD trata-se de um *software* responsável pela gestão de uma base de dados onde o seu objetivo principal é retirar do humano a responsabilidade de gerir o acesso, a organização e a manipulação de dados. É, portanto, um programa que provém a interface entre os utilizadores e a base(s) de dados, constituindo um escudo que envolve a mesma, através do qual todas as interações com a BD são facultadas. Estas interações podem ser divididas em quatro grandes grupos:

- Definição de dados, que define novas estruturas de dados, remove estruturas de dados da BD e modifica a estrutura dos dados existentes;

- Manutenção de dados, que insere novos dados nas estruturas de dados definidos, atualiza e remove dados das estruturas de dados existentes;
- Recuperação de dados, que executa a consulta/*querying* dos dados pelos utilizadores finais e extrai dados por intermédio de aplicações contruídas para esse efeito;
- Controlo de dados, que cria e monitoriza os utilizadores da base de dados, restringindo o acesso à informação da base de dados e controla a performance da base de dados.

6.2. Modelos de Dados

Tanto a BD como o seu SGBD são ajustados em conformidade como o princípio de modelo de dados escolhido para a representação dos dados. Os modelos de dados incluem o modelo hierárquico, o modelo de rede, o relacional (utilizado neste trabalho) e o orientado a objetos. Todos são abordados mas com especial destaque para o relacional já que se trata do modelo utilizado.

6.2.1. Modelo hierárquico

O modelo de dados hierárquico é constituído na sua essência por uma estrutura em árvore, onde cada entidade “mãe” possui várias entidades “filhas” mas cada filha está limitada à mãe respetiva.

6.2.2. Modelo de rede

O modelo de dados em rede apresenta a mesma lógica funcional do modelo hierárquico com a particularidade de uma entidade filha poder estar relacionada com várias entidades mãe. Ambos os modelos deixaram de ser utilizados pelos mais recentes SGBD, optando-se pelo modelo orientado a objetos ou pelo relacional.

6.2.3. Modelo orientado a objetos

Neste modelo os dados são armazenados sob a forma de objetos, isto é classes. As classes definem a estrutura e comportamento de um conjunto de objetos. O atrativo princi-

pal da abordagem dos SGBD orientados a objetos (SGDBOO) está no mais alto nível de abstração quando comparado com o modelo relacional. Permitem que a forma como os atributos de determinada classe e os seus métodos são representados numa base de dados, esteja mais próxima a forma de raciocínio humano. No entanto, ainda são os modelos relacionais os mais utilizados pelos SI.

6.2.4. Modelo Relacional

Como já referido, a maioria dos SI recorre a bases de dados relacionais no propósito do armazenamento de dados alfanuméricos. Este modelo continua a ser a abordagem mais empregue no mundo das bases de dados e verifica-se que grande parte dos atuais SGBD utilizam este modelo de dados. Entre eles está o MySQL, o Oracle, o SQL Server da Microsoft, o DB2 da IBM entre outros.

Edgar Codd em [71] descreve o modelo relacional pela primeira vez, explicando que as BD deveriam ser fundamentadas na teoria matemática dos conjuntos e na lógica dos predicados. Os SGBD relacionais (SGBDR) atuais são implementação prática do trabalho desenvolvido por Codd.

Seguindo a mesma ideologia um modelo relacional é constituído por três elementos distintos e essenciais:

- Elemento estrutural, que descreve a maneira como a informação será armazenada;
- Elemento manipulação, que descreve o conjunto de operações disponibilizadas para o processamento de dados;
- Elemento integridade, que propõe regras para assegurar que a informação se mantém válida e consistente

6.2.4.1. Elemento estrutural

Em BD relacionais, a informação é organizada em tabelas que também podem ser denominadas de relações. Uma tabela é constituída por linhas ou registos, e por colunas referentes aos atributos ou campos. Enquanto o número de linhas é referente à cardinalidade da tabela já o número de colunas indica-nos sobre o seu grau.

Segundo a teoria relacional explicada em [71], é essencial e imperativo que cada linha de uma tabela seja única, assim, num modelo relacional terá sempre uma coluna ou um conjunto de colunas que identifique univocamente cada linha, isto é tem de existir uma chave. É possível que em determinada tabela exista mais que uma chave, mas apenas uma será escolhida como chave primária (*primary key*). Aquela que demonstra ser capaz de identificar em exclusivo cada linha da tabela será então designada chave primária.

O termo relacional provém da capacidade que tabelas diferentes partilharem informação. Deste modo, a chave primária de uma tabela poderá ser incluída como um atributo de uma segunda tabela constituindo, nesta ultima tabela, uma chave estrangeira (*foreign key*). Fica assim estabelecida a ligação entre duas tabelas.

6.2.4.2. Elemento manipulação

Os atuais SGBD possuem um conjunto de operações baseadas na álgebra relacional. A *Structured Query Language* (SQL) é caso disso mesmo. Surgiu como a mais popular das interfaces para manipulação de dados, a ponto de ser considerada neste momento, a língua natural das BD. Implementa a maior parte dos requisitos estruturais, de manipulação e integridade do modelo relacional.

Alguns exemplos de comandos dedicados à estruturação de dados são: *CREATE TABLE*, *ALTER TABLE*, *CREATE VIEW*. Comandos como, *INSERT INTO*, *UPDATE*, *DELETE FROM* e *SELECT*, são exemplos de comandos dedicados à manipulação dos dados.

6.3. Modelo Entidade – Atributo – Relação (EAR)

O desenho de uma base de dados passa por uma etapa essencial que é a definição do seu modelo EAR. Esta modelação pode ser mais facilmente entendida se for dividida em 4 etapas:

- Identificação das entidades
- Identificação das relações entre as entidades
- Identificação dos atributo

- Derivar tabelas

As entidades podem ser definidas como objetos ou “coisas” possíveis de ser identificáveis e de existência independente sobre o a qual existe a necessidade de recolher dados. À associação existente entre duas entidades dá-se o nome de relação. Uma relação pode ser diferenciada pela sua cardinalidade, isto é, de acordo com a relação existente entre duas entidades. Podemos denominar essa relação de um para um (1:1), um para muitos (1:N) ou muitos para muitos (N:M).

A relação um para um, como o nome indica, existe quando uma instância de uma entidade tem relação com apenas uma instância de outra entidade. No caso da relação um para muitos ocorre quando uma instância de um lado da relação possui várias instâncias do outro lado e não vice-versa. A chave desloca-se sempre do lado 1 para o lado M. Um relação do tipo N:M pode e deve ser sempre decomposta, à custa da criação de uma terceira tabela denominada de tabela auxiliar. Após este destacamento, passa a obter-se dois relacionamentos 1:N.

6.4. UML e sistemas de base de dados

Os *designers* e engenheiros de *software* têm recorrido à UML (*Unified Modeling Language*) como uma linguagem de modelação estável e comum que facilita a implementação de sistemas de base de dados e aplicações de computador. A sua primeira aparição foi em 1990 e desde então tornou-se a linguagem padrão para modelação e desenho de *software*, bem como modelação de outros processos no mundo científico e empresarial.

A UML, sigla que traduzida significa “linguagem de modelação unificado”, é definida como a linguagem padrão de modelação de uso geral. Trata-se de uma ferramenta de especificação e visualização de sistemas de *software*. Esta ferramenta inclui diagramas padronizados que descrevem e mapeiam visualmente uma aplicação de computador ou um sistema de base de dados.

Entre a capacidade que a modelação UML apresenta para especificar, visualizar, modificar e/ou construir um sistema de informação, apenas a sua vertente de especificação de um SI vai ser utilizada. Para isso, para além do próprio diagrama ER de uma base de dados, do vasto leque de diagramas UML disponíveis apenas o diagrama casos de uso e

o de sequência não são utilizados. Por este motivo, primeiramente serão abordados os seus aspectos teóricos de forma a entender os seus princípios básicos.

6.4.1. Diagrama Casos de Uso

A funcionalidade providenciada pelo sistema de base de dados ou de uma aplicação de computador pode ser ilustrada por um diagrama casos de uso. O seu maior propósito é visualizar os requisitos funcionais do sistema incluindo a relação entre os atores (pessoa/entidades que interagirão com o sistema) e processos, bem com a relação entre diferentes casos de uso.

Estes diagramas utilizam as seguintes abstrações de modelação (ilustrados na figura 6.1):

- Ator: Representa a entidade que interage com o sistema;
- Caso de Uso: sequência de ações que o sistema executa, levando a um resultado final;
- «include»: relação entre casos de uso quando determinado caso de uso recorre obrigatoriamente à funcionalidade de outro;
- «extende»: relação entre casos de uso quando existe um comportamento opcional;
- Generalização: quando um segundo caso de uso ou um segundo ator é um caso particular do primeiro.



Figura 6.1 Simbologia de um diagrama Caso de Uso, adaptado de [72]

6.4.2. Diagrama de Sequência

Mostram a troca de mensagens entre diversos objetos, numa situação específica e delimitada no tempo. Os diagramas de sequência colocam ênfase especial na ordem e nos momentos nos quais mensagens são enviadas para os objetos. Nos diagramas de sequência os objetos são representados através de linhas verticais tracejadas, com o nome do objeto

no topo. O eixo do tempo é também vertical, aumentando para baixo, de modo que as mensagens são enviadas de um objeto para outro na forma de setas com a operação e os nomes dos parâmetros. Na parte prática do trabalho também será exemplificado este tipo de diagrama.

Estes diagramas utilizam as seguintes abstrações de modelação:



Figura 6.2. Simbologia de um diagrama de sequência, adaptado de [72].

7. Especificação da base de dados e da aplicação de gestão dos dados

A ideia base da criação de uma base de dados de imagens ecográficas surge no seguimento de um projeto de análise e processamento digital de ecografias do sistema musculoesquelético no âmbito do rastreamento de doenças reumáticas. A ideia principal será a identificação e extração do ruído característico padrão capazes de auxiliar o corpo médico no diagnóstico de tais imagens.

Será interessante seguir a mesma ideologia clínica que o hospital e o seu corpo médico tem para diagnosticar um paciente. Primeiramente é solicitado a um dado paciente um consulta de reumatologia. Para isso o paciente é registado como tal no *software* de gestão de pacientes da ULSAM, onde são inseridos os seus dados principais. Depois de registado então procede-se à marcação da consulta. Esta consulta passa pela realização de um exame ecográfico à região em questão para posterior diagnóstico. As regiões que serão alvo de análise no projeto são, como já referidas, a articulação MCF e o joelho. Uma dada consulta tem como princípio a examinação de ambas as mãos ou/e ambos os joelhos por uma questão de comparação e agilização do diagnóstico.

Neste momento é possível identificar três entidades distintas: o paciente, a consulta e a ecografia.

Relativamente ao paciente, achou-se por bem a definição dos atributos essenciais que possam ter influência na presença de determinada doença reumática ou de determinadas características clínicas. Por isso, entre os atributos definidos está a sua idade, o sexo, a mão ou pé preferido, a residência, a profissão e se apresenta ou não uma doença subjacente e qual. A cada paciente é atribuído um caso de estudo.

Um paciente a partir do momento que é consultado e, dependendo da presença de evidências clínicas patológicas, necessitará de um acompanhamento da evolução da DR. Por este motivo, um paciente poderá fazer mais que uma consulta. Assim, relativamente

ao atributos definidos para identificar uma consulta está, para além do paciente e das respetivas ecografias, também a data de realização da consulta e o facto de apresentar ou não sintomas fazem parte desses atributos.

A ecografia representa a entidade principal da aplicação a ser implementada. Por esse motivo, vários são os atributos a ela associada. Desde logo os respetivo paciente e consulta. Atributos como, a estrutura analisada, se apresenta ou não patologia, qual ou quais as patologias, o grau de sinovite se presente, se é ou não uma ecografia modo Power Doppler, a respetiva imagem e um relatório médico fazem parte dos atributos do âmbito clínico. Como já referido, os parâmetros de aquisição da ecografia têm influência sobre as características intrínsecas da imagem. De forma a estudar de que modo estes parâmetros exercem essa influência será também necessário incluir os parâmetros de aquisição como atributos de uma ecografia.

A aplicação servirá acima de tudo, como apoio à realização do projeto em causa de forma a controlar ao máximo todas as características de cada imagem. Pela variedade de atributos associados a uma ecografia, esta aplicação poderá revelar-se uma ferramenta fundamental na realização de uma análise mais criteriosa e menos árdua podendo, por ventura, desvendar alguns padrões associados a determinada doença reumática. Esta aplicação acrescentará, na verdade, valor científico a todo o projeto.

7.1. Requisitos

Disponibilidade de acesso à aplicação

A aplicação estará disponível a qualquer utilizador que a instale no seu computador e que lhe seja permitido o acesso ao servidor onde a base de dados estará alocada. O acesso será atribuído pelo administrador da aplicação que deverá criar uma conta particular para o utilizador que requisita o acesso. Quatro papéis diferentes estarão disponíveis para atribuição ao utilizador. Assim, um utilizador poderá ser, administrador, editor de dados, visualizador de dados ou investigador. O administrador da aplicação poderá realizar todas as tarefas. O editor de dados não poderá criar contas de utilizador. O visualizador de dados poderá apenas pesquisar por informação, não lhe estando atribuída a tarefa de editar ou remover dados. O pesquisador para além de não poder alterar dados ou remove-los, terá

restrição a todo o tipo de dados que identifiquem o paciente, mais especificamente o nome deste.

Login na aplicação

Depois de o utilizador estar devidamente inscrito deverá ter a possibilidade de efetuar login e aceder à aplicação através dos dados de acesso fornecidas pelo administrador.

Menu principal

O menu principal terá à disposição todas as tarefas que o utilizador é possível de efetuar, tais como: Inserir, Editar e Pesquisar Consulta; Inserir, Editar e Pesquisar Paciente; Inserir, Editar e Pesquisar Ecografia. Todos os utilizadores terão acesso à tarefa de gestão de conta. No caso do administrador terá disponível a tarefa de adicionar novo utilizador.

Menu Nova Consulta

Este menu deverá ser capaz de sequenciar a introdução de dados na base de dados. Através deste menu será possível associar um paciente já registado ou por registar a uma consulta. Depois de associado o paciente e inseridos os dados relativos à consulta, poderão ser associadas à consulta ecografias.

Menu Editar Consulta

Neste menu poderá efetuar-se a tarefa de atualização dos dados relativos a determinada consulta e será também possível remover determinada consulta.

Menus: Inserir Paciente e Inserir Ecografia; Editar Paciente e Editar Ecografia

Menus onde será possível registar um novo paciente e uma nova ecografia respetivamente. Os menus Editar serão onde é possibilitada a edição de dados relativos ao paciente e à ecografia respetivamente bem como a sua remoção.

Menu Adicionar Novo Utilizador

Disponível só para o administrador. Menu onde é realizada a criação de uma nova conta de utilizador.

Menu Minha Conta

Menu onde é possível o utilizador alterar os seus dados de acesso.

7.2. Casos de Uso

Os modelos dos casos de uso têm como objetivo primário a descrição detalhada dos processos associados aos requisitos enunciados no ponto anterior. As seguintes tabelas especificam alguns dos casos de uso. Não serão todos descritos pois os casos de edição e inserção de dados são bastante parecidos.

7.2.1. Caso de Uso Login na aplicação

Âmbito	Cenário
Login na aplicação	Permitir acesso à aplicação
Atores	Administrador, Editor de Dados, Visualizador de Dados, Investigador
Descrição do processo	
Na janela de login serão apresentadas duas caixas de texto, nas quais o utilizador deve inserir os seus dados de acesso: <i>Username</i> e <i>Password</i>	
Pré-Condições	Pós-Condições
<ol style="list-style-type: none"> 1. A aplicação deverá ter acesso ao servidor 2. O utilizador deverá estar corretamente registado 	<ol style="list-style-type: none"> 3. Acesso efetuado com sucesso. Menu principal será visualizado 4. Acesso negado, mensagem de aciso.
Problemas em Aberto:	Nenhum

7.2.2. Caso de Uso Gerir Conta

Âmbito	Cenário
Gerir Conta	Permitir alteração dos dados de utilizador
Atores	Administrador, Editor de Dados, Visualizador de Dados, Investigador
Descrição do processo	

Na janela de gestão de conta serão apresentadas 4 caixas de texto manipuláveis: Login Name, Email, Password e Confirm Password onde o utilizador deve introduzir os novos dados.

Pré-Condições	Pós-Condições
<ol style="list-style-type: none"> 1. O utilizador deverá ter efetuado o login 2. Os dados inseridos nas caixas “<i>Password</i>” e “<i>Confirm Password</i>” deverão coincidir 3. A <i>password</i> deverá conter entre 5 a 10 caracteres 	<ol style="list-style-type: none"> 4. Alteração efetuada com sucesso. Janela fecha. 5. Alteração efetuada sem sucesso. Mensagem de aviso.
Problemas em Aberto:	Nenhum

7.2.3. Caso de Uso Adicionar Novo Utilizador

Âmbito	Cenário
Adicionar Novo Utilizador	Permitir a inserção de novos utilizadores
Atores	Administrador
Descrição do processo	
<p>Na janela de Adicionar Novo Utilizador serão apresentadas 6 caixas de texto manipuláveis: User Name, Login Name, Email, User Role, Password e Confirm Password onde o administrador deve introduzir os dados acerca do novo utilizador e definir o papel do utilizador.</p>	
Pré-Condições	Pós-Condições
<ol style="list-style-type: none"> 1. O administrador deverá ter efetuado o login 2. Os dados inseridos nas caixas “<i>Password</i>” e “<i>Confirm Password</i>” deverão coincidir 3. A <i>password</i> deverá conter entre 5 a 10 caracteres 	<ol style="list-style-type: none"> 4. Inserção efetuada com sucesso. Mensagem de sucesso e janela fecha. 5. Alteração efetuada sem sucesso. Mensagem de aviso.
Problemas em Aberto:	Nenhum

7.2.4. Caso de Uso Inserir Consulta

Âmbito	Cenário
Inserir Consulta	Permitir a introdução de dados de forma sequencial
Atores	Administrador e Editor de Dados
Descrição do processo	
<p>Na janela de Adicionar Inserir Consulta poderá ser associado à consulta a um paciente já registado através de uma pesquisa onde os resultados serão apresentados numa lista. Selecionando o desejado, os seus dados serão automaticamente carregados e associados à consulta. Se o paciente não estiver ainda registado poderá ser adicionado sem interromper o processo de inserção de consulta. Deverá ser inserida a data de realização da consulta e indicado se o paciente apresenta ou não sintomas nos botões radio existentes. Depois de inserida a consulta ficará manipulável 1 botão para adicionar uma ecografia à consulta. Poderão ser adicionadas até 4 ecografias à consulta sem que haja a necessidade de sair do mesmo menu.</p>	
Pré-Condições	Pós-Condições
<ol style="list-style-type: none"> 1. O ator deverá ter efetuado o login 2. Todas as caixas de texto são de introdução de dados obrigatória 3. Os botões rádio são de seleção obrigatória 	<ol style="list-style-type: none"> 4. Inserção efetuada com sucesso. Janela fecha e volta ao menu principal 5. Inserção efetuada sem sucesso. Mensagem de aviso “Deve inserir dados em todos os campos”
Problemas em Aberto:	Nenhum

7.2.5. Caso de Uso Pesquisa Geral

Âmbito	Cenário
Pesquisa Geral	Permitir a pesquisa de todas as entidades, com a opção de filtragem personalizada
Atores	Administrador, Editor de Dados, Visualizador de Dados, Investigador
Descrição do processo	

Na janela de Pesquisa Geral o utilizador poderá filtrar a sua pesquisa quer em relação aos dados do paciente (nome, idade, idpaciente, ficheiro do paciente, doença base, e joelho ou mão preferida), quer em relação às estruturas analisadas, à presença ou não de patologia, e que patologia. Todos estes filtros podem ser selecionados acionando a respetiva *checkbox*. Numa primeira lista aparecerão os resultados da pesquisa em relação a todos os pacientes que apresentam as condições selecionadas, indicando o número de consultas e ecografias que cada paciente tem na interseção das condições selecionadas. Ao selecionar na lista o paciente desejado, uma segunda tabela será carregada com as consultas que esse determinado paciente realizou em que as condições indicadas são satisfeitas. Selecionada nesta segunda lista a consulta desejada as ecografias respetivas a essa consulta, serão carregadas para uma terceira tabela. Ao selecionar nesta última lista uma ecografia, esta será visualizada num painel.

Pré-Condições	Pós-Condições
<ol style="list-style-type: none"> 1. O ator deverá ter efetuado o login 2. A pesquisa apresenta unicamente as ecografias que estão associadas a um paciente e a uma consulta. 	
Problemas em Aberto:	Nenhum

7.2.6. Caso de Uso Editar Ecografia

Âmbito	Cenário
Adicionar Editar Ecografia	Permitir a alteração dos dados relativos à ecografia
Atores	Administrador, Editor de Dados
Descrição do processo	
<p>Na janela de Editar Ecografia estarão dispostas as caixas de texto relativas aos filtros de pesquisa para facilitar a pesquisa pela ecografia desejada. Depois de efetuada a pesquisa os resultados serão carregados para uma lista na qual o utilizador pode selecionar o item desejado. Os seus dados serão carregados para as caixas de texto respetivas onde poderão ser editados e gravados. Um painel estará disponível para visualização da ecografia. O utilizador poderá também optar pela remoção da ecografia selecionada.</p>	
Pré-Condições	Pós-Condições

1. O administrador deverá ter efetuado o login	4. Edição efetuada com sucesso. Mensagem de sucesso e janela fecha.
2. A ecografia deverá ter sido corretamente inserida para que seja encontrada na pesquisa	5. Edição efetuada sem sucesso. Mensagem de aviso.
3. Confirmação de edição	
Problemas em Aberto:	Nenhum

7.3. Diagramas UML

Na figura 7.1 está representado o diagrama dos casos de usos que da aplicação *RheumusDB*. O objetivo da elaboração deste diagrama é perceber alguns dos aspetos dinâmicos envolvidos no processo de introdução e manipulação de dados na aplicação a implementar.

casos de uso que o editor de dados, o visualizador de dados e o investigador conseguem executar. É possível chegar a esta conclusão verificando que existe uma generalização dos papéis do editor de dados em relação ao administrador, já que este herda as funcionalidades (casos de uso) do editor de dados por consequência do visualizador de dados e do investigador já que a generalização vai até ao nível do investigador. Esta generalização de papéis é ilustrada na figura 7.2.

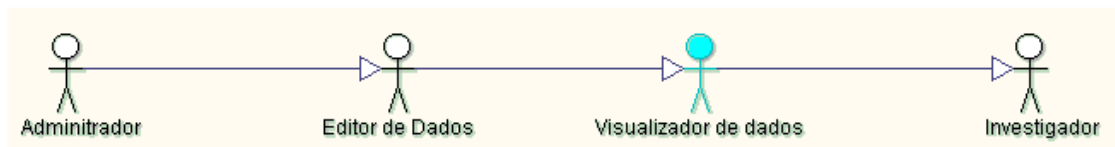


Figura 7.2 Generalização de papéis dos 4 tipos de atores da aplicação RheumusDB

É possível também perceber pela análise da figura 7.2 que, para qualquer caso de uso existe sempre a obrigatoriedade de efetuar login na aplicação. Esta noção é dada pela relação «include» existente entre os casos de uso representados a verde e o caso de uso do login. Todas as relações «extend» retratam uma possibilidade. Como exemplificado na figura seguinte:

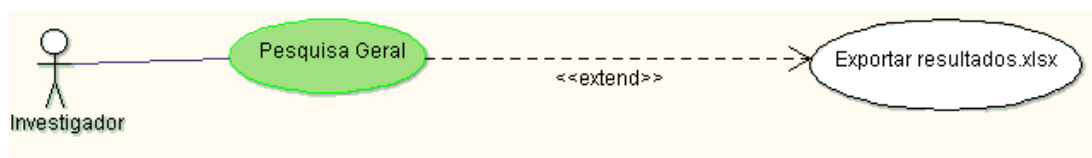


Figura 7.3 Exemplo de uma relação «extend»: o investigador é capaz de executar uma pesquisa geral e neste caso pode optar pela exportação dos resultados da pesquisa numa folha de excel.

A azul estão identificados os casos de uso que o visualizador de dados pode executar. Ou seja, este ator só tem liberdade de ação até ao nível das pesquisas de dados. Como o papel do investigador está generalizado para o visualizador de dados, o visualizador de dados pode também executar os caso de uso pertencentes ao investigador.

A figura 7.4 representa o diagrama de sequência do caso de uso login. Este representa a ideia base deste processo, mais concretamente da interação entre o utilizador, a *RheumusDB* e a base de dados no caso de uso específico do login na aplicação.

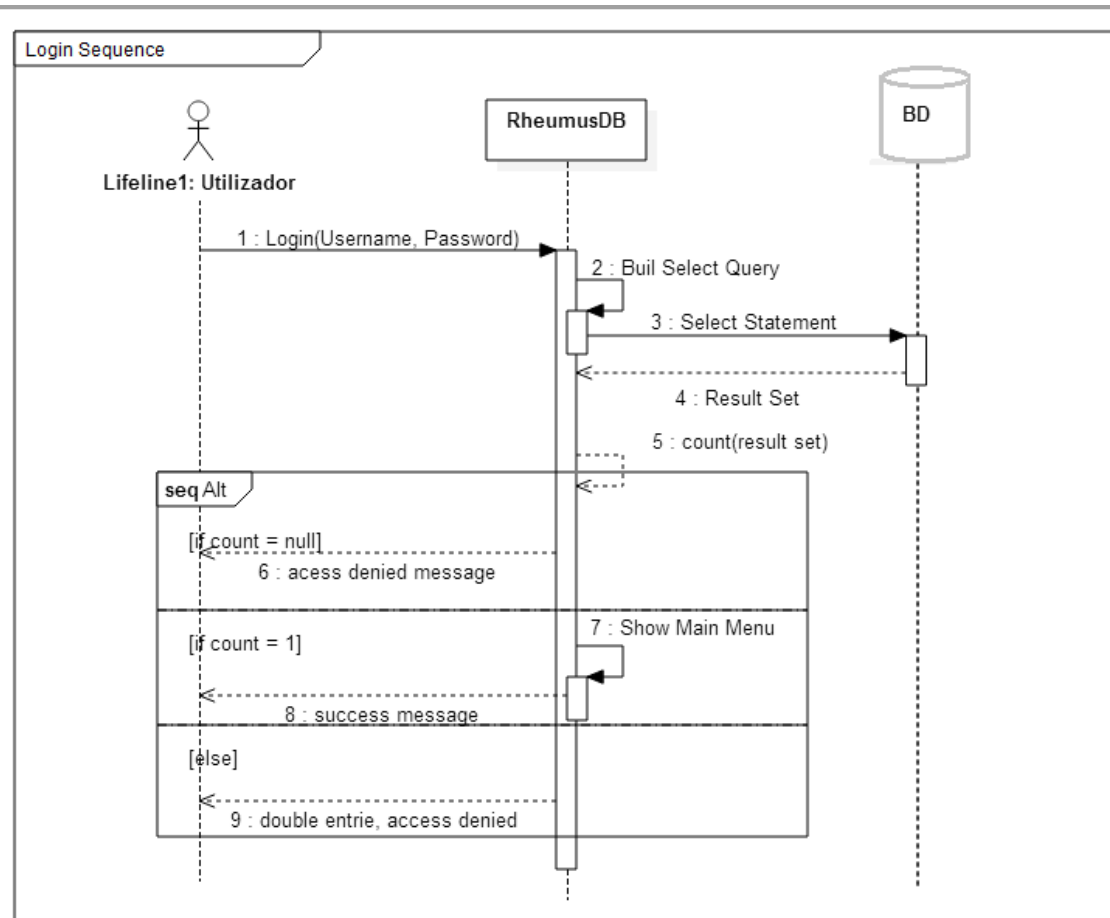


Figura 7.4. Diagrama de sequência do caso de uso Login

Pela análise do diagrama da figura 7.4, no primeiro nível de interação, é possível identificar a entidade externa que interage com o sistema, o utilizador, e o próprio sistema, a aplicação *RheumusDB*. O utilizador é o responsável por iniciar o processo de login na aplicação. A aplicação ao receber a instrução de login com os seus argumentos de entrada, *username* e *password* desencadeia o processo de construção da *query* do tipo *select*. A *query* é a estrutura essencial para a comunicação no segundo nível de interação, entre a aplicação e a base de dados.

O resultado da *query* será enviado para a aplicação e esta terá o papel de a ler. Será construído uma variável local, no diagrama denominada de “*count*”, capaz de contar os resultados da *query*. No pode verificar-se a existência de um fragmento de interação alternativa. Pode ler-se:

1. se a *query select* não encontrar na base de dados nenhuma correspondência para os argumentos do login então “*count = 0*” e por consequência o acesso à aplicação será negado.
2. se “*count=1*” significa que existe uma correspondência e portanto, o acesso à aplicação será facultado.
3. se existe mais que uma correspondência o acesso será negado pois não pode existir dois utilizadores com o mesmo *username* e *password*.

O procedimento é bastante parecido para todos os casos de uso, havendo sempre uma interação entre o utilizador e o sistema através da inserção de dados e requisição de um processo (neste caso, o “*login*”). A interação entre o sistema e a base de dados é sempre feita com o recurso a *queries*.

Porque a dissertação se tornaria bastante extensa caso se optasse pela representação de cada caso optou-se pela representação dos casos mais generalizados. Para cada caso de uso existe um diagrama de atividades. Mas, como todos seguem uma ideologia comum e o caso de uso de inserção de uma consulta é bastante genérico, pois implica a inserção de um paciente e de ecografias, optou-se apenas pela representação do diagrama de atividades do processo de registo de uma consulta, ilustrado na figura 7.5.

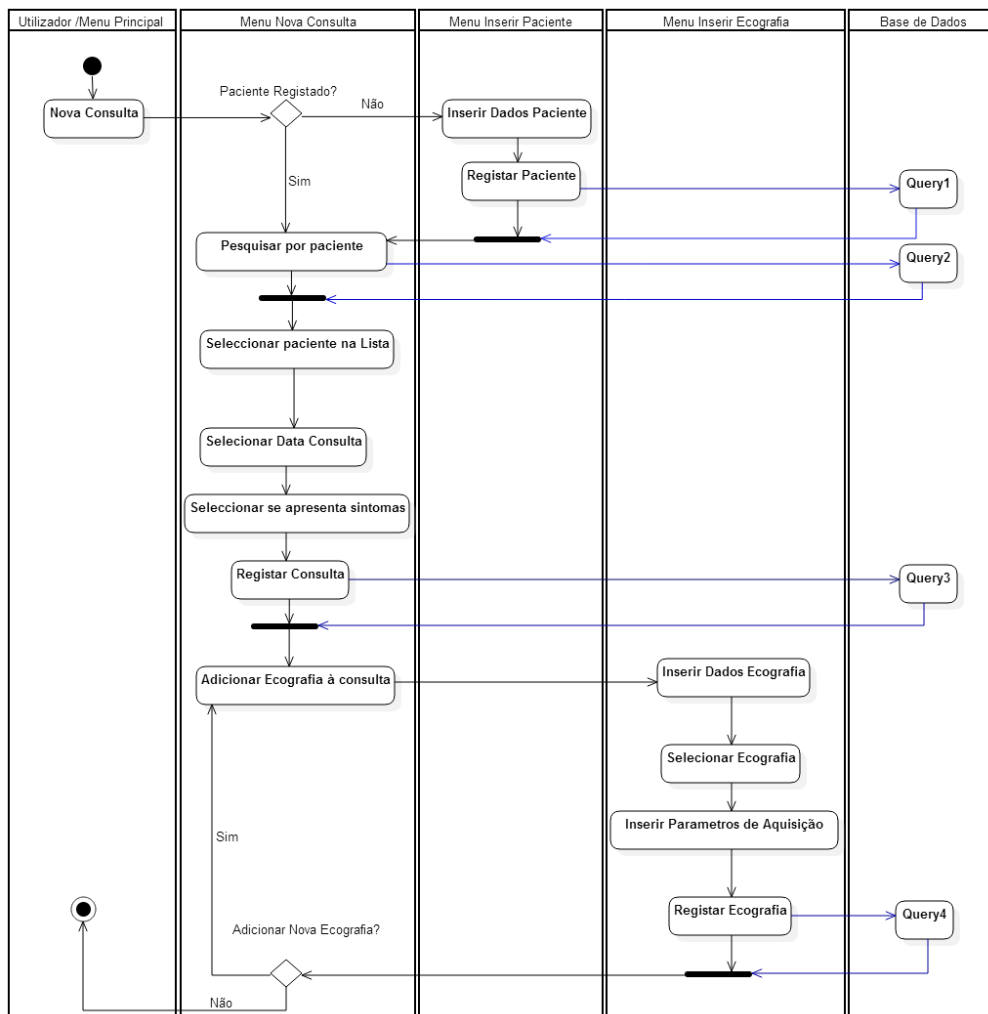


Figura 7.5. Diagrama de atividades para o caso de uso "Nova Consulta"

8. Implementação

8.1. Ambiente de Trabalho

A implementação do projeto é dividida em duas partes. A primeira trata-se da criação da base de dados, onde o objetivo é criar a estrutura de dados da forma mais objetiva possível, de maneira a que a manipulação dos dados seja facilitada por parte da aplicação. Neste campo optou-se pela utilização do SGBD MySQL[®] por se tratar de uns dos softwares *open-source* de base gestão de base de dados mais utilizados nos dias de hoje, pela sua elevada compatibilidade com outras linguagens de programação e portabilidade para várias plataformas. A base de dados foi inteiramente contruída utilizando a linguagem padrão SQL. A segunda parte trata-se da implementação da aplicação para gestão da base de dados. O desenvolvimento da aplicação *RheumusDB* é baseado em linguagem C# suportado pelo *.NET Framework*. Para isso foi utilizado o ambiente integrado de desenvolvimento *Microsoft Visual Studio 2012*[®] com o aplicativo *Microsoft Visual Studio C#*[®] associado. A linguagem C# foi escolhida para este projeto uma vez que é orientada especialmente por possuir uma grande oferta de soluções no que toca à criação de aplicações gráficas [73].

8.2. Base de dados

A construção da BD parte da especificação dos requisitos realizados na secção anterior. Tendo em conta este passo prévio, pode-se identificar as entidades envolvidas, os seus atributos e a relação existente entre cada entidade. A tabela 8.1 especifica cada tabela da BD contruída e os seus atributos.

Tabela 8.1. Descrição das tabelas da BD contruída

ENTIDADE	ATRIBUTO	DESCRIÇÃO
UTILIZADOR	idUtilizador	Identidade criada automaticamente para cada utilizador registado
	username	Nome de utilizador
	password	Password de acesso à aplicação
	email	Email do Utilizador
	userPriv	Papel do Utilizador na aplicação
	loginame	Nome de login
PACIENTE	Idpaciente	Identidade criada automaticamente para cada paciente registado
	patientfile	Número do processo
	nome	Nome do paciente
	datanasc	Data de Nascimento
	sexo	Masculino ou Feminino
	profissao	Profissão ou ex profissão do paciente
	local_resid	Local de residência
	des_esq_ambi	Destro, esquerdino ou ambidestro
	under_disease	Doença base
age	Idade do paciente	
CONSULTA	Idconsulta	Identidade criada automaticamente para cada consulta registada
	dataconsulta	Data da consulta
	sintomatico	Se apresenta ou não sintomas
	diagnostico	Diagnostico efetuado pelo médico
ECOGRAFIA	idecografia	Identidade criada automaticamente para cada ecografia registada
	estrutura	Estrutura examinada
	MI	Parâmetros de Aquisição
	Tls	
	FR	
	Frq	
	Gn	
	SA	
	Map	
	D	
	DR	
	patologico	Se apresenta ou não patologia
	comentario	Comentário de análise clínica
	path	Caminho onde está alocada a imagem ecográfica
	dataeco	Data da ecografia
	pdopp	Modo <i>Power Doppler</i>
syn_degree	Grau de sinovite	
pathology	Patologias	
pathology2		
pathology3		

As relações entre cada entidade são demonstradas pela seguinte figura que ilustra o diagrama entidade-atributo-relação (EAR) da base de dados.

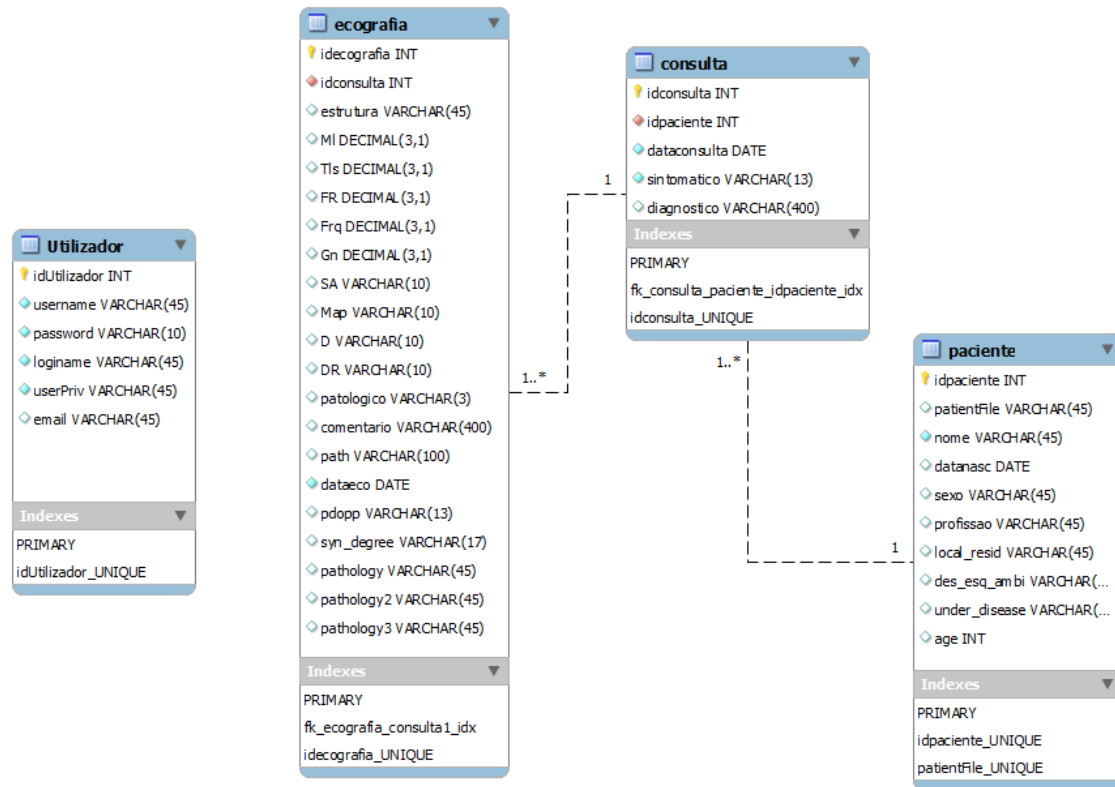


Figura 8.1. Diagrama EAR da base de dados construída no software MySQL

Pela análise da figura 8.1 é possível verificar as relações existentes entre as entidades. Olhando primeiramente para cada tabela, repara-se a construção das chaves primárias: idpaciente, idconsulta, idecografia e idutilizador. Relativamente à relação existente entre a tabela dos pacientes e a tabela das consultas, percebe-se que esta é do carácter 1:N, de um para muitos. Isto porque um paciente pode ter várias consultas e uma consulta só poderá ser relativa a um paciente. Então, na tabela da entidade “consulta”, verifica-se a presença da chave estrangeira “idpaciente”. O mesmo se passa relativamente à relação entre a tabela das consultas e das ecografias, onde a relação é também do tipo 1:N, pois uma consulta pode ter várias ecografias, mas não o contrário, onde uma ecografia não pode pertencer a várias consultas. Daí a inclusão do atributo “idconsulta” na tabela da entidade “ecografia”. Quanto à tabela dos utilizadores, confirma-se que se trata de uma entidade independente, pois não se relaciona com nenhuma das outras entidades.

Está assim implementada a estrutura da base de dados necessária para organizar os dados referentes a esta parte do projeto.

8.3. Aplicação *RheumusDB*

A implementação da aplicação segue os requisitos e as especificações demonstradas nos diagramas casos de uso, de sequência e de atividades ilustrados nas figuras 7.1, 7.4 e 7.5 respetivamente.

8.3.1. Login

No caso Login implementou-se a janela ilustrada na figura 8.2. Uma caixa de texto relativa ao nome de login “loginnameTb” e outra referente à password “passTb”. Ao premir o botão “LogIn” a aplicação, através da *query1*, irá consultar a tabela “Utilizador” na BD “ecodb” selecionando os casos que correspondem aos dados inseridos nas caixas de texto. Caso o número de correspondências seja um, o acesso à aplicação será efetuado e a janela “Main Menu”, representada na figura 8.3, será carregada. No caso em que o número de correspondência é nulo ou superior a um o acesso será negado.

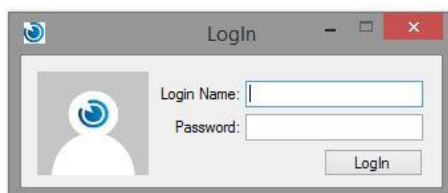


Figura 8.2 Janela Login

```
string query1 = "select loginame, password, from ecodb.Utilizador where loginame  
like'" + loginameTb.Text + "' and password =' " + passTb.Text + "'";
```

Para o desenho do menu principal optou-se por criar dois botões principais: o botão “New Appointment”, através do qual se pode seguir uma sequência de registo, primeiro do paciente, depois da consulta e por último as ecografias; e o botão “General Search” através do qual se pode aceder ao menu de pesquisa global. Três botões secundários de pesquisa específica (pesquisa de paciente de consulta e de ecografia) são também inseridos no “Main Menu” de forma a facilitar a interação do utilizador com a aplicação. No cabeçalho deste menu pode aceder-se a todas as funcionalidades da aplicação, inserir e

editar (modificar e remover) todas as entidades, gerir conta de utilizador e no caso do administrador, adicionar novo utilizador.



Figura 8.3. Menu principal

Para inserir uma nova consulta o utilizador deverá premir o botão “New appointment” e a janela respetiva será carregada. O *layout* desta janela é apresentado na seguinte figura.

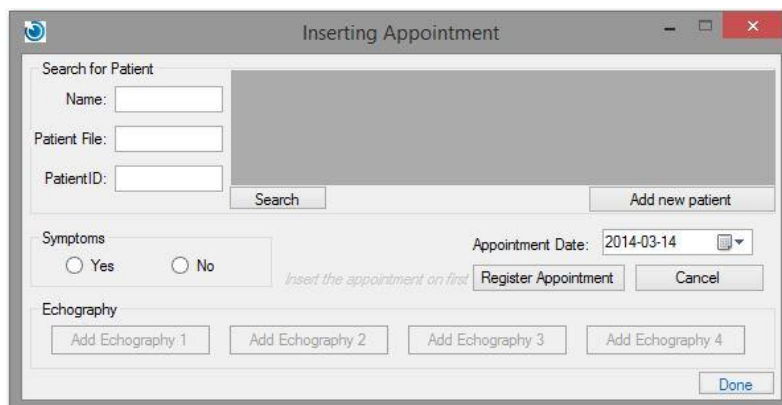


Figura 8.4. Janela de inserção de uma consulta

Seguindo uma sequência de atividades, como ilustrado no diagrama de atividades da figura 7.5, o utilizador deverá primeiramente procurar o paciente na lista de pacientes já registados na BD. Para isso, deverá introduzir os dados necessários para o identificar e fazer a pesquisa premindo o botão “Search”. Os resultados da pesquisa serão selecionados e tabelados. Para que esta operação seja efetuada a aplicação constrói a *query2*.

```
string query2 = "SELECT nome, idpaciente, patientFile, datanasc from paciente
where idpaciente like '"+patientidTb.Text+"%' and nome like
 '"+nameTb.Text+"%' and patientFile like '"+patientfileTb.Text+"%'";
```

Caso seja encontrada alguma correspondência o utilizador pode seleccionar o caso desejado na lista. Ao invés disso, quando se trata de um novo paciente o utilizador deverá adicionar o mesmo à base de dados fazendo um novo registo. Para isso, o utilizador deverá premir o botão “*Add new patient*” e uma nova janela, desta feita para registar o paciente, deverá abrir (figura 8.5 (a)). Depois de inseridos os dados na respetivas caixas de texto, o paciente pode ser inserido na BD. A aplicação realiza esta operação através de uma *query* (3) do tipo *INSERT*.

```
string query3 = "INSERT INTO paciente (patientfile, nome, datanasc,
                sexo, profissao, local_resid, des_esq_ambi, under_disease) values
                (?patientfile, ?nome, ?datanasc, ?sexo, ?profissao, ?local_resid,
                ?des_esq_ambi,?under_disease)";
```

Nesta *query* os valores “?valor” dizem respeito aos dados inseridos nas caixas de texto. Depois de inserido o paciente, a procura do paciente pode ser realizada como mostra a figura 8.5 (b).

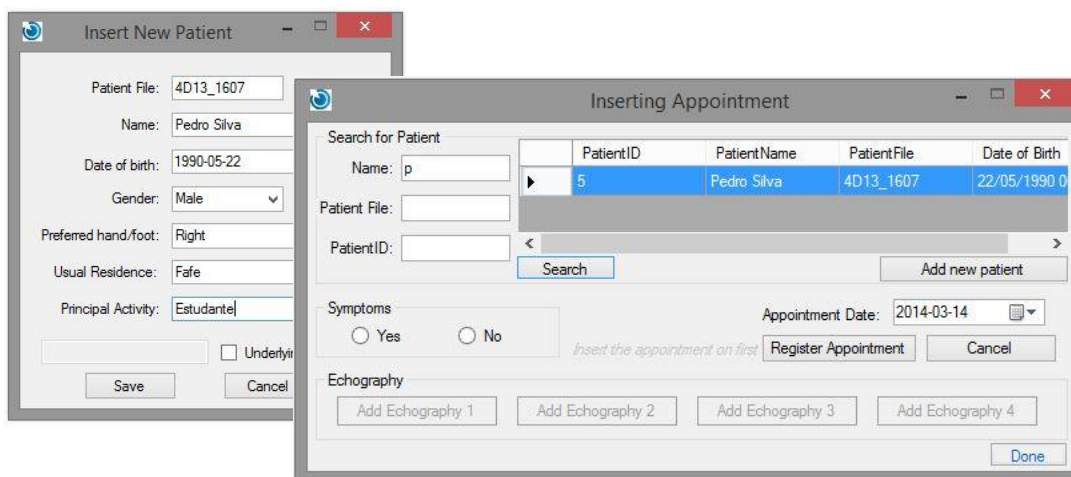


Figura 8.5(a,b): Registo de um novo paciente(a); Procura de pacientes com o nome iniciado por “p”(b).

Ao seleccionar o paciente desejado os seus dados serão carregados para as respetivas caixas de texto. Para registar a consulta o utilizador deverá indicar se o paciente à data da consulta apresenta ou não sintomas e de seguida, premir o botão “Registry appointment” para efetuar o registo da consulta. Para isso, a aplicação constrói a *query* (4) onde os valores “?valor” tomam novamente o valor inserido nas respetivas caixas de texto.

```
string query4 = "INSERT INTO consulta(idpaciente,dataconsulta,sintomatico) values
                (?idpaciente, ?dataconsulta, ?sintomatico)";
```

Como a próxima figura pode mostrar, ao estar inserida a consulta o botão “Add Echography” será ativado para que utilizador possa adicionar à mesma consulta uma ecografia.

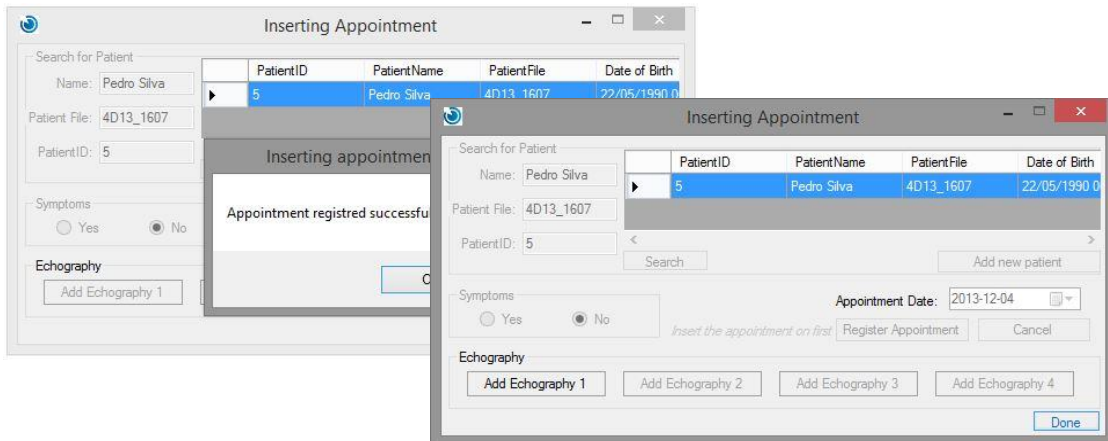


Figura 8.6(a,b): Confirmação de registo de consulta em (a) seguida de ativação de botão “Add Echography 1” em (b)

Ao premir o botão “Add Echography” uma nova janela será aberta, como ilustrado na figura 8.7. Nesta janela o utilizador poderá inserir uma nova ecografia à consulta, e os dados referentes à ecografia.

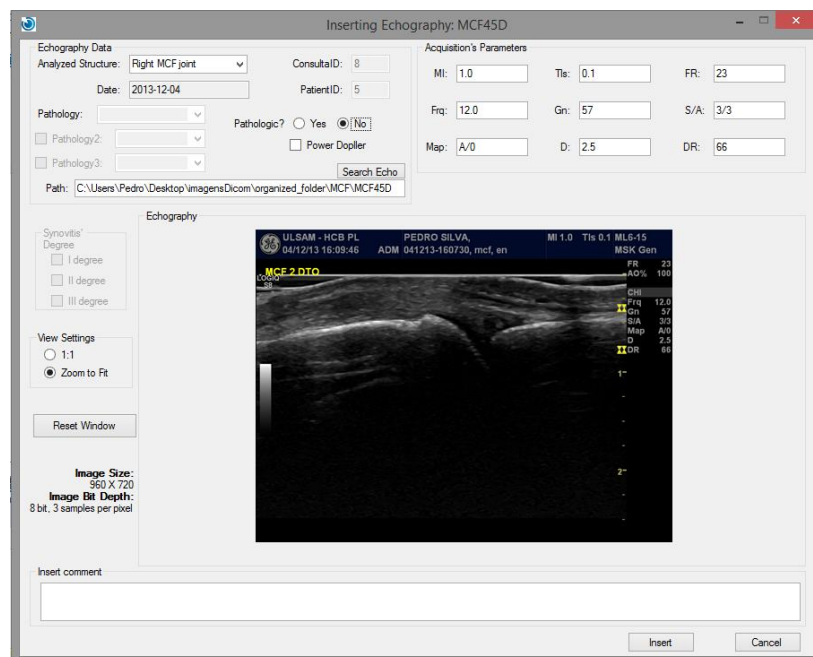


Figura 8.7. Janela de Inserção de um Ecografia

Depois de inseridos os dados e o caminho onde a imagem está alocada no servidor, o utilizador pode efetuar o registo da ecografia na BD premindo o botão “*Insert*”. Esta operação é, uma vez mais, realizada através da construção de uma *query* do tipo *INSERT*. Se a ecografia for registada com sucesso, depois de uma mensagem a indicar o sucesso da operação, a janela de inserção de uma ecografia fecha e a janela do registo da consulta é novamente visível, agora com o botão “*Add Echography2* ” ativo. Caso desejável, o utilizador pode repetir o processo de adição, agora para uma segunda ecografia. No máximo, o utilizador pode inserir quatro ecografias na consulta por este método.

Outra tarefa que é possível executar a partir do menu principal é a pesquisa geral. Ao premir o botão “*General Search*” a janela ilustrada na figura 8.8 será apresentada. Neste menu, o utilizador pode filtrar a sua pesquisa em direção a um determinado tipo de pacientes, a um caso específico de uma patologia, entre outros, selecionando a *checkbox* do filtro em questão.

A pesquisa na BD é realizada por meio de uma *query* (5) do tipo *SELECT*.

```
string query5 = "SELECT consulta.idpaciente, patientFile, des_esq_ambi,
                datanasc, dataconsulta, profissao, under_disease,
                COUNT (distinct dataconsulta),
                GROUP_CONCAT(paciente.idpaciente)
                FROM ecodb.paciente
                INNER JOIN consulta on paciente.idpaciente = consulta.idpaciente
                INNER JOIN ecografia on consulta.idconsulta = ecografia.idconsulta
                AND datanasc >= '"+bdatemax+"' and datanasc <='"+bdatemin+"'
                AND paciente.patientFile like '"+patientfileTB.Text+"%'
                AND under_disease like'%" +underTb.Text+"%'
                AND des_esq_ambi like'%" +comboHFprefer.Text+"%'
                AND patologico like '%" +pato+"%'
                AND (pathology like '%" +combopathology.Text+"%'
                OR pathology2 like '%" +combopathology.Text+"%'
                OR pathology3 like '%" +combopathology.Text+"%')
                AND paciente.idpaciente like '%" +bxId.Text+"%'
                AND ecografia.estrutura like '%" +comboAnStr.Text+"%'
                GROUP BY (paciente.idpaciente)
                ORDER BY nome ASC";
```

No caso específico representado na figura 8.8, fez-se uma pesquisa por pacientes de idade superior a 24 anos, destros e com ecografias realizadas à articulação MCF direita. Na primeira lista são apresentados os pacientes que reúnem essas condições. O utilizador pode selecionar o caso pretendido e automaticamente os seus dados serão carregados para a *group box* “*Patient’s Info*” e na lista “*Appointments’ List*” serão dispostas as consultas

respetivas ao paciente selecionado. Nesta lista, selecionando a consulta pretendida, as ecografias referentes a essa consulta serão apresentadas na lista “Echographies’ List”. Por fim, ao selecionar a ecografia desejada, os dados referentes à ecografia serão carregados para a *group box* “Echographies’s List” inclusive será visualizada a ecografia em questão.

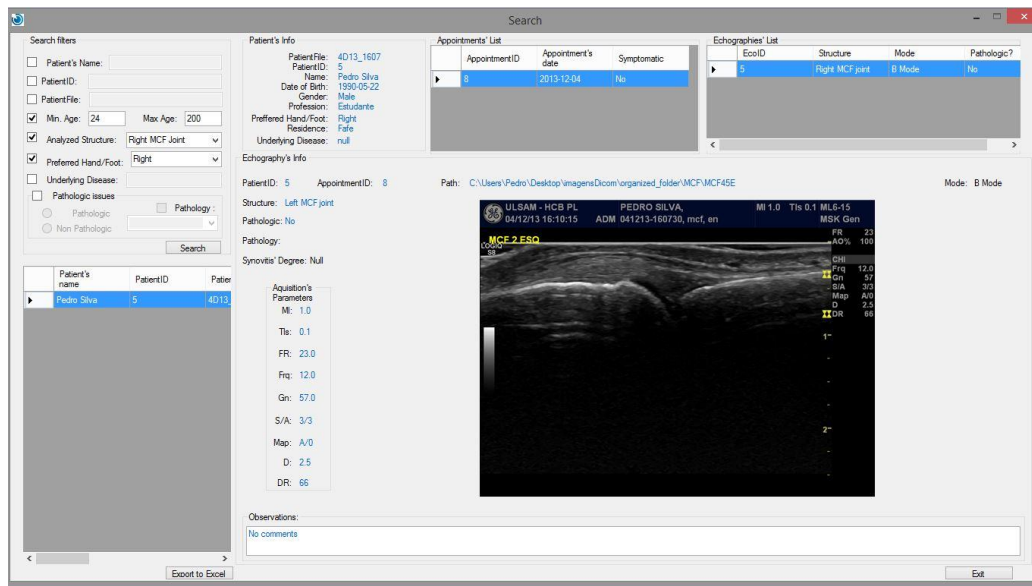


Figura 8.8. Janela de pesquisa geral

A procura específica por um ou mais pacientes, consultas e ecografias pode ser realizada pelos menus de pesquisa “Search Patient” (figura 8.9), “Search Appointment” (figura 8.10) e “Search Echography” (figura 8.11) respetivamente. Nestes menus, para além da realização da pesquisa em si, o utilizador também pode editar e remover os dados.



Figura 8.9. Janela de pesquisa de paciente

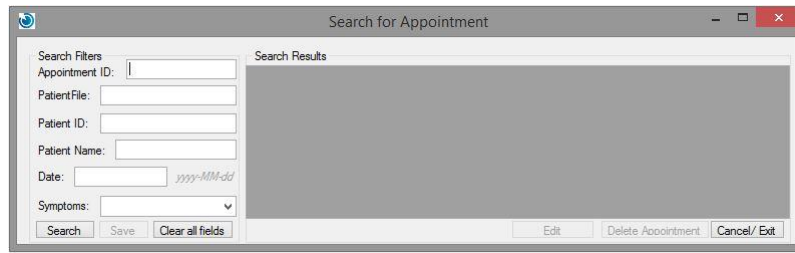


Figura 8.10. Janela de pesquisa de consulta

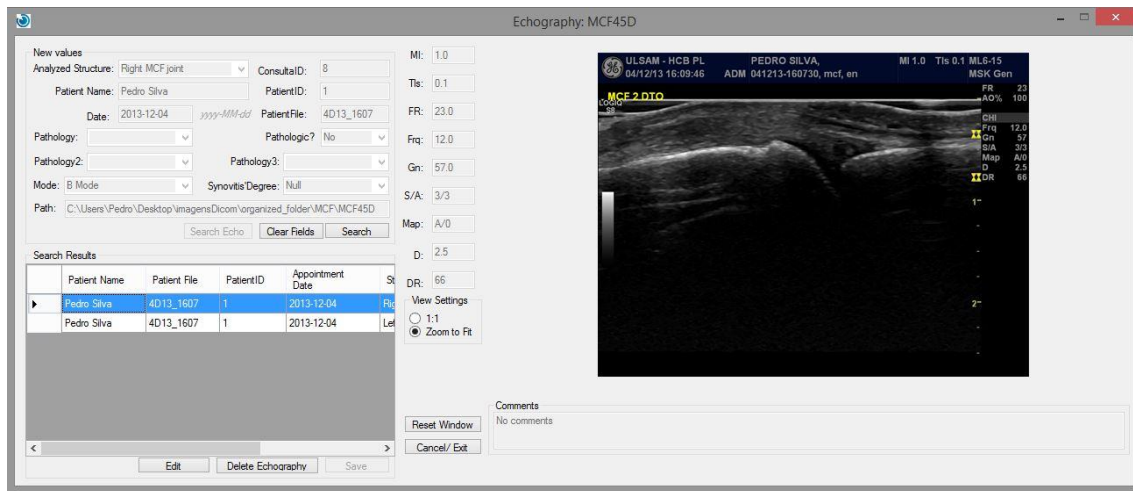


Figura 8.11. Janela de pesquisa de ecografia

Estes menus seguem a mesma ideologia e por isso, apenas será exemplificado o caso da procura de uma ecografia. Aqui o utilizador, insere nas caixas de texto os dados pelos quais deseja encontrar uma ecografia em específico e depois de carregar no botão “Search” os resultados da pesquisa serão disponibilizados na tabela. Nesta tabela o utilizador ao selecionar um caso os dados respetivos ao caso selecionado são carregados para as respetivas caixas de texto para que o utilizador possa optar por editar os dados da ecografia ou então remover a ecografia da BD. Três tipos de *query* distintos são construídas pela aplicação neste menu. Aquando da pesquisa e do carregamento dos dados para as caixas de texto a *query* utilizada é do tipo *SELECT*. Quando o utilizador, no caso da edição dos dados, prime o botão “Save”, a *query* contruída é do tipo “UPDATE” (*query6*). Quando o utilizador pretende remover a ecografia da BD a aplicação recorre a uma *query* do tipo “DELETE” (*query7*)

```
string query6 = "UPDATE ecografia set estrutura=?estrutura,
                patologico=?patologico, comentario=?comentario,
```

```
path=?path, pdopp=?pdopp, syn_degree=?syn_degree,  
pathology=?pathology,pathology2=?pathology2,  
pathology3=?pathology3  
where idecografia="+table1.CurrentRow.Cells[6].Value";  
  
string query7= "DELETE ecografia from ecodb.ecografia  
where ecografia.idecografia= "+table1.CurrentRow.Cells[6].Value";
```


9. Conclusões e trabalhos futuros

Este trabalho desenvolveu-se em redor da ecografia musculoesquelética para diagnóstico de doenças reumáticas. Foram dadas a conhecer as doenças reumáticas e a sua problemática a nível da saúde pública e socioeconómico. Do vasto leque de doenças reumáticas, deu-se principal atenção aquelas que se manifestam através da inflamação da articulação, das quais se destacam a artrite reumatóide e a osteoartrite. A ecografia, como exame de diagnóstico com crescente visibilidade entre os reumatologistas pela sua capacidade em detetar patologias reumáticas, foi o objeto de estudo desta dissertação. Foram abordados os seus princípios físicos onde se evidenciou um grande obstáculo, o ruído speckle.

Pelas dificuldades que o este ruído oferece ao olho humano na interpretação de imagens ecográficas, grande parte da dissertação foi direcionada para o estudo deste tipo de ruído, sendo analisadas as suas características como propriedade intrínseca desta modalidade da imagem médica. A necessidade de criar uma imagem ecográfica musculoesquelética mais clara e fácil de analisar é factual mas, por se tratar de uma vertente relativamente recente, não existe, até ao momento, base bibliográfica dedicada à redução de RS e em ecografias do sistema musculoesquelético. Por este motivo, foi realizado um levantamento do estado de arte sobre as mais variadas técnicas de processamento de RS na ecografia a nível geral.

Pela capacidade que a transformada de *wavelet* apresenta na análise de imagem em multi-resolução e pela exigência de que uma técnica ideal de redução de RS das imagens em estudo tenha em consideração um compromisso entre filtragem do RS e a manutenção de detalhes importantes, deu-se preferência a esta técnica de processamento de imagem. Foi então realizada uma explicação da transformada de *wavelet*, que embora sucinta, expõe os conceitos fundamentais para a sua aplicação num contexto mais prático.

Novamente, devido à escassez de trabalho de investigação prévio, realizou-se um trabalho experimental de base. Este trabalho efetuou-se na tentativa de encontrar a técnica que melhor seria capaz de efetivar a redução de RS entre as várias abordagens existentes para o *threshold* no domínio *wavelet*. Neste sentido, o trabalho desenvolvido atinge parte do

objetivo, pois consegue chegar a algumas conclusões relativamente às imagens em questão: a) as famílias de *wavelet* mais indicadas são a Daubechies e a Coiflets; b) o nível de decomposição 4 e 5 são os que melhores resultados apresentam; c) a técnica de *threshold*, que engloba a regra de *shrinkage* universal e *soft threshold* aplicada a cada sub-banda, é também a mais vocacionada. Em relação à análise da imagem processada, os resultados mostram que a redução de ruído realizado sobre as imagens é eficaz, mantendo as características mais relevantes para a identificação das estruturas anatómicas essenciais ao diagnóstico.

Para além disso, tentou tirar-se proveito da aplicação do filtro Wiener e foi implementada uma técnica de redução de RS que engloba este filtro e as técnicas de *threshold* no domínio *wavelet*. Chegou-se à conclusão que não são obtidas melhorias da qualidade de imagem, ocorrendo mesmo uma redução desta, inviabilizando a sua aplicação no pré-processamento das imagens utilizadas.

Vários ecógrafos já englobam no seu sistema técnicas de processamento de imagem para redução do ruído speckle. Será aconselhável a construção de um método de quantificação de ruído de forma a fornecer informação importante que influencie na decisão de efetuar ou não o processamento do RS. Parte do trabalho futuro passa também pela realização de um estudo que tome em consideração as operações de pré-processamento realizadas sobre a imagem, alterando as propriedades do sinal. O objetivo principal será recuperar a imagem de radiofrequência antes de efetuado o processo de *envelope detection*.

Outra parte deste trabalho foi dedicado á construção de uma aplicação capaz de gerir todos os dados relevantes associados a uma imagem ecográfica. Esta tarefa pode revelar-se de bastante utilidade quer a nível científico, pela capacidade de aumentar a facilidade de identificar padrões entre patologias, tipos de pacientes e características de imagem, quer a nível organizativo.

Embora a aplicação construída tenha sido apenas exposta à validação por parte do corpo médico relacionado com o fornecimento de imagens, e tendo em consideração os requisitos para a aplicação e o seu resultado final, pode concluir-se que os objetivos foram alcançados.

A base para a disponibilização *online* de uma base de dados de imagens, capaz de satisfazer a necessidade dos investigadores interessados na análise e no estudo de imagens ecográficas do sistema musculoesquelético, foi concretizado com sucesso.

Referências

- [1] P. Lares, "Prevalência e impacto das doenças reumáticas," em *XV Forum de Apoio ao Doente Reumático*, 2012.
- [2] A. Marques, "Programa Nacional Contra Doenças Reumáticas," Direção-Geral de Saúde. Circular Normativa nº, 2005, 12..
- [3] e. a. M. David M., "Volumetric Ultrasound and Computer Assited Analysis at the poit of care: A Musculoskeletal exemplar," em *Engennering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Annual Conference of the IEEE, 2012, pp. 2318-2322.
- [4] T. Kang, "The evolution of ultrasound in rheumatology," em *Therapeutic advances in musculoskeletal disease*, 2012, pp. 399-411.
- [5] E. Naredo, "Assessment of inflammatory activity in rheumatoid arthritis: a comparative study of clinical evaluation with grey scale and power Doppler ultrasonography," *Annals of Rheumatic Diseases*, vol. 3, nº 64, pp. 375-381, 2005.
- [6] M. Dougados, "Evaluation of several ultrasonography scoring systems for synovitis and comparison to clinical examination: results from a prospective multicentre study of rheumatoid arthritis," *Annals of the rheumatic diseases*, vol. 5, nº 69, pp. 828-833, 2010.
- [7] J. G. Hardin, "Rheumatic Pain, Chapter 159," em *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations. 3rd edition.*, H. W. H. J. Walker HK, Ed., Boston, Butterworths, 1990.
- [8] N. L. of Headings, USA.gov, 2014. [Online]. Available: http://www.nlm.nih.gov/cgi/mesh/2014/MB_cgi. [Acedido em 04 2014].
- [9] D. G. de Saúde, "Programa Nacional Contra as Doenças Reumáticas," Minitério da Saúde, 2004.
- [10] S. B. de Reumatologia, 12 08 2012. [Online]. Available: http://www.reumatologia.com.br/PDFs/SobreREUMATOLOGIA_.pdf. [Acedido em 5 2014].
- [11] U.S. Department of Health and Human Services, "Prevalence of Doctor-Diagnosed Arthritis and Arthritis-Attributable," Centers for Disease Control and Prevention, Morbidity and Mortality Weekly Report, 2013.
- [12] S. P. de Reumatologia. [Online]. Available: <http://www.spreumatologia.pt/doencas/doencas-reumaticas/o-que-e-a-reumatologia-/11>. [Acedido em 05 2014].

- [13] J. C. Branco, "O EpiReumaPt acabou... de começar!," Sociedade Portuguesa de Reumatologia, 2013.
- [14] PÚBLICO, 22 09 2014. [Online]. Available: <http://www.publico.pt/sociedade/noticia/tres-em-cada-dez-portugueses-desconhecem-que-tem-uma-doenca-reumatica-1670519>. [Acedido em 09 2014].
- [15] Reuma Census 2011 - 2013, "EpiReumaPt : Estudo Epidemiológico das Doenças Reumáticas em Portugal," 2014.
- [16] N. I. o. Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases, USA.gov, 2012. [Online]. Available: http://www.niams.nih.gov/Health_Info/Arthritis/arthritis_rheumatic_qa.asp. [Accessed 05 2014].
- [17] WHO Expert Consultation, "Rheumatic fever and Rheumatic Heart Disease," World Health Organization, Geneva, 2004.
- [18] Media, Nucleus Medical, [Online]. Available: <http://www.nucleuscatalog.com/>. [Acedido em Julho 2014].
- [19] M. Callan, The Rheumatology Handbook, Imperial College Press, 2011.
- [20] R. Fuller, Manual de Reumatologia, São Paulo, 2007.
- [21] A. Adebajo, ABC of Rheumatology, Blackwell Publishing Ltd., 2010.
- [22] T. Marhadour e A. Saraux, Sonography, Rheumatoid Arthritis Assessment with Ultrasonography, Intech, 2012.
- [23] W. Brant, Ultrasound, Philadelphia: PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [24] W. F. A. MD e T. R. MD, Feigenbaum's Echocardiography, LWW, 2009.
- [25] F. Monteiro, "Aulas Teóricas de Imagiologia," Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, 2012.
- [26] S. M. Penny, T. B. Fox e C. H. Godwin, Examination Review for Ultrasound: Sonographic Principles & Instrumentation (SPI), Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [27] S. Anand, A. Sharma e A. Girdhar, "Non decimated Wavelet Based New Threshold Technique for Eliminating Speckle Noise in Ultrasound Images," em *International Conference on Computational Techniques and Artificial Intelligence*, 2011.
- [28] S. Sudha e G. a. S. R. Suresh, "Speckle Noise Reduction in Ultrasound Images by Wavelet Thresholding based on Weighted Variance," *International Journal of Computer Theory and Engineering*, vol. 1, nº 1, pp. 1793-8201, 2009.

- [29] R. Rosa, *Filtragem de Ruído Speckle em Imagens Clínicas de Ecografia*, Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, 2012.
- [30] R. Dantas, T. Costa e S. Leeman, "Ultrasound speckle and equivalent scatterers," *Elsevier*, vol. 43, nº Ultrasonics, pp. 405-420, Dezembro 2005.
- [31] A. Pizurica, W. Philips e I. a. A. M. Lemahieu, "Image denoising Using Wavelets and Spatial Context Modeling," *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING*, vol. 22, nº 3, pp. 323-331, 2002.
- [32] M. Ali e D. a. D. U. Magee, *Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging*, Texas Instruments, 2008.
- [33] S. A. W. R. Narayanan, "A View on Despeckling in Ultrasound Imaging," *International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition*, vol. 2, nº Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition, p. 3, 2009.
- [34] G. Slabaugh e G. a. F. T. Unal, "Ultrasound-Specific Segmentation via Decorrelation and Statistical Region-Based Active Contours," em *Computer Vision and Pattern Recognition, 2006 IEEE Computer Society Conference*, pag: 45 - 53,, 2006.
- [35] D. Adam, S. Beilin-Nissan, Z. Friedman e V. Behar, "The combined effect of spatial compounding and nonlinear filtering on the speckle reduction in ultrasound images," *Elsevier*, vol. 44 , nº Ultrasonics, pp. 166-181, 2006.
- [36] R. Sivakumar e M. K. N. D. Gayathri, "Speckle Filtering of Ultrasound B-Scan Images - A Comparative Study of Single Scale Spatial Adaptive Filters, Multiscale Filter and Diffusion Filters," *IACSIT International Journal of Engineering and Technology*, vol. 2, nº 6, pp. 514-524, 2010.
- [37] Y. Yu e S. Acton, "Speckle Reducing Anisotropic Diffusion," *IEEE*, vol. 11, nº 11, pp. 1260 - 1270, 2002.
- [38] V. Frost, J. A. Stiles, K. Shanmugan e J. Holtzman, "A model for radar images and its application to adaptive digital filtering of multiplicative noise," *IEEE*, vol. 4, nº Analysis and Machine Intelligence, pp. 157 - 166, 1982.
- [39] A. Lopes, R. Touzi e E. Nezry, "Adaptive speckle filters and scene heterogeneity," *IEEE*, vol. 28, nº 6, pp. 992-1000, 1990.
- [40] G. M. J. E. Finn S, "Echocardiographic Speckle Reduction," *IEEE*, vol. 58, nº Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, pp. 82-102, 2011.
- [41] R. Sivakumar e D. Nedumaran, "Comparative study of Speckle Noise Reduction of Ultrasound B-scan Images in Matrix Laboratory Environment," *International Journal of Computer Applications*, vol. 10, nº 9, pp. 46-50, 2010.

- [42] A. Achim, A. Bezerianos e P. Tsakalides, "Novel Bayesian Multiscale Method for Speckle Removal in Medical Ultrasound Images," *IEEE*, vol. 20, nº 8, pp. 772 - 783, 2001.
- [43] J. K. J. Kaur e M. Kaur, "Survey of Despeckling Techniques for Medical Ultrasound Images," *Int. J. Comp. Tech. Appl.*, vol. 2, nº 4, pp. 1003-1007, 2011.
- [44] J. L. Mateo e A. Fernández-Caballero, "Finding out general tendencies in speckle noise reduction in ultrasound images," *Expert Systems with Applications*, vol. 36, nº 4, p. 7786-7797, 2009.
- [45] P. Perona e J. Malik, "Scale-space edge detection using anisotropic diffusion," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions*, vol. 12, nº 7, pp. 629-639, 1990.
- [46] K. Z. Abd-Elmoniem e K. Y. Youssef AB, "Real-Time Speckle Reduction and Coherence Enhancement in Ultrasound Imaging via Nonlinear Anisotropic Diffusion," *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 49, nº 9, pp. 997-1014, 2002.
- [47] K. Krissian, C.-F. Westin, R. Kikinis e K. Vosburgh, "Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion," *Image Processing, IEEE Transactions*, vol. 16, nº 5, pp. 1412-1424, 2007.
- [48] S. Gupta, L. Kaur, R. Chauhan e S. Saxena, "Wavelet-based statistical approach for speckle reduction in medical ultrasound images," *IFMBE*, vol. 42, nº Medical & Biological Engineering & Computing, pp. 189-193, 2004.
- [49] S. G. Chang, B. Yu e M. Vetterli, "Spatially adaptive wavelet thresholding with context modeling for image denoising," *Image Processing, IEEE Transaction*, vol. 9, nº 9, pp. 1522-1532, 2000.
- [50] J. C. Seabra e J. Sanches, "On estimating de-speckled and speckle components from B-mode ultrasound images," em *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2010 IEEE International Symposium*, 2010.
- [51] F. Zhang, Y. M. Yoo, K. L. Mong e Y. Kim, "Nonlinear Diffusion in Laplacian Pyramid Domain for Ultrasonic Speckle Reduction," *Medical Imaging, IEEE Transactions*, vol. 26, nº 2, pp. 200-211, 2007.
- [52] X. Zong, A. Laine e E. A. Geiser, "Speckle reduction and contrast enhancement of echocardiograms via multiscale nonlinear processing.," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 17, nº 4, pp. 532-540, 1998.
- [53] Y. S. Kim e J. B. Ra, "Improvement of Ultrasound Image Based on Wavelet Transform: Speckle Reduction and Edge Enhancement," em *Medical Imaging: Image Processing*, SPIE, Bellingham, WA, J. Michael Fitzpatrick, 2005, pp. 1885-1893.
- [54] S. Gupta, R. Chauhan e S. Saxena, "Robust non-homomorphic approach for speckle reduction in medical ultrasound images," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 43, 2005.

- [55] M. Brandley e P. O'Donnell, *Atlas of Musculoskeletal Ultrasound Anatomy*, Cambridge: Cambridge University Press, 2009.
- [56] I. Daubechies, *Ten Lectures on Wavelets*, SIAM, 1992.
- [57] M. F. d. Bianchi, "Extração de características de imagens de faces humanas através de wavelets, PCA e IMPCA," Escola de Engenharia de São Carlos, São Carlos, 2006.
- [58] S. G. Mallat, "A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation," *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligenc*, vol. II, nº 7, pp. 674-693, 1980.
- [59] P. D. Shukala, "Complex Wavelet Transforms and their applications, Master degree Thesis," University of Strathclyde, Scotland, UK, 2003.
- [60] D. L. Donoho, "Denoising by Soft-Thresholding," em *Information theory*, IEEE Transactions, 1995, pp. 613-627.
- [61] H. M. d. Oliveira, "Análise de Sinais para Engenheiros - Uma Abordagem via Wavelets," Brasport, Rio de Janeiro, 2007.
- [62] D. L. Donoho e J. M. Johnstone, "Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage," *Biometrika*, vol. 81, nº 3, pp. 425-455, 1994.
- [63] B. Ismail e A. Khan, "Image De-noising with a New Threshold Value Using Wavelets," *Journal of Data Science*, pp. 259-270, 2012.
- [64] S. G. Chang, B. Yu e M. Vetterli, "Adaptive Wavelet Thresholding for Image Denoising and Compression," *IEEE transactions on image processing*, vol. 9, pp. 1532-1546, 2000.
- [65] K. P. Soman e K. I. Ramachandran, *Insight Into Wavelets: From Theory to Practice*, PHI Learning Pvt. Ltd, 2010.
- [66] A. Garg, J. Goal, S. Malik, K. Choudhary e Deepika, "De-Speckling Of Medical Ultrasound Images using Wiener Filter and Wavelet Transform," *IJECT*, vol. 2, nº 3, 2011.
- [67] A. Vosoughi e M. B. Shamsollahi, "Speckle Noise Reduction of Ultrasound Images Using M-band Wavelet Transform and Wiener Filter in a Homomorphic Framework," em *International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*, 2008.
- [68] M. Nasri e H. Nezamabadi-pour, "Image denoising in the wavelet domain using a new adaptive thresholding function," em *Neurocomputing*, Elsevier, 2009, pp. 1012-1015.
- [69] H. Guo, J. Odegard, M. Lang, R. Gopinath, I. Selesnick e C. Burrus, "Speckle reduction via wavelet shrinkage with application to SAR based ATD/R," Technical Report CML TR94-02, Rice University, Houston, 1994.

- [70] M. Mastriani e A. E. Giraldez, "Kalman's Shrinkage for Wavelet-Based Kalman's Shrinkage for Wavelet-Based," em *Kalman's Shrinkage for Wavelet-Based* , International Scholarly and Scientific Research & Innovation, 2005, pp. 910-916.
- [71] E. F. Codd, "Normalized Data Base Structur: A brief tutorial," IBM , San Jose, California, 1971.
- [72] M. Visio, Micrisoft (R) Visio (R) Professional 2002, Microsoft Corporation, 2002.
- [73] S. Pavlov e P. Belevsky, Windows Embedded CR 6.0 Fundamentals, Microsoft Press, 2008.
- [74] R. Handa, "Approach to Seronegative Arthritis," *Indian Academy of Clinical Medicine*, pp. 190-2, 2003.
- [75] S. Aja-Fernández e C. Alberola.López, "On the Estimation of the Coefficient of Variation for Anisotropic Diffusion Speckle Filtering," *IEEE*, vol. 15, nº 9, pp. 2694 - 2701, 2006.
- [76] E. J. Stollnitz, T. D. DeRose e D. H. Salesin, "Wavelets for Computer Graphics: A primer," *IEEE Computer Graphics and Applications*, pp. 76-84, Maio 1995.