



UAlg FCT

UNIVERSIDADE DO ALGARVE
FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA

UNIVERSIDADE DO ALGARVE

**CONTRIBUIÇÕES PARA A DETEÇÃO AUTOMÁTICA DE FRATURAS
ÓSSEAS EM IMAGENS DE ULTRASSOM**

Luís Fernando Nunes Nascimento

Dissertação

Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica e Telecomunicações

Trabalho efetuado sobre a orientação de:

Maria da Graça Cristo dos Santos Lopes Ruano

2014

Contribuições para a deteção automática de fraturas ósseas em imagens de ultrassom

Declaração de autoria do trabalho

Declaro ser o(a) autor(a) deste trabalho, que é original e inédito. Autores e trabalhos consultados estão devidamente citados no texto e constam da listagem de referências incluída.

Luis Fernando Nunes Nascimento

Copyright©

A Universidade do Algarve tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicitar este trabalho através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, de o divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Dedicatória e agradecimentos

Finalizada uma etapa particularmente importante da minha vida, não poderia deixar de expressar o mais profundo agradecimento a todos aqueles que me apoiaram nesta longa caminhada e contribuíram para a realização deste trabalho.

Agradeço à Professora Doutora Maria da Graça Ruano toda a orientação, disponibilidade, compreensão, apoio e amizade ao longo desta dissertação.

Agradeço em especial aos meus pais, avós e irmã, por sempre acreditarem em mim e me terem proporcionado as melhores condições para finalização deste curso, agradeço todo o apoio, carinho, esforço, incentivo e força que me deram.

Agradeço a todos os docentes que contribuíram para o meu conhecimento e aprendizagem ao longo do curso.

Por último, mas não menos importante, agradeço aos meus amigos e colegas de curso pelo companheirismo e amizade demonstrada ao longo dos anos.

A todos um grande

Obrigado

Resumo

O diagnóstico clínico é cada vez mais baseado em métodos imagiológicos complementares, muitos deles dependentes de radiação ionizante como seja o Raio-X. Este tipo de procedimento tem provado aumentar a dose de radiação dos pacientes, tornando-se preocupante principalmente no caso de jovens pacientes cujo organismo em crescimento é potencialmente mais afetado pelas radiações.

Em contrapartida, a imagiologia baseada em ultrassons, para além de não-ionizante, constitui um método mais económico e de fácil utilização, requerendo contudo maior experiência por parte do técnico. Com o objetivo de facilitar o diagnóstico de eventuais fraturas ósseas recorrendo à análise de imagens ultrassónicas desenvolveu-se nesta tese um sistema automático de deteção de fraturas ósseas.

O sistema de deteção de fraturas ósseas desenvolvido é composto por três etapas distintas: remoção de ruído da imagem em análise, deteção da linha de osso contida na imagem, e, identificação da fratura/patologia associada a esse osso.

Um dos principais problemas de interpretação das imagens de ultrassom é o da existência de ruído aleatório embutido na imagem causado pelas reflexões microscópicas que ocorrem nas diversas estruturas internas do paciente. Sendo um ruído de difícil eliminação, a sua diminuição pode ser obtida por filtragem. Foram testados quatro filtros espaciais, considerados na literatura atual como os melhores para a remoção do ruído em imagens de ultrassom, para além de permitirem rápida e fácil computação.

Existindo na literatura apenas um método de deteção de ossos longos em imagens de ultrassom, foram complementarmente testados outros dois métodos baseados na pesquisa de contornos de objetos em imagens. Sendo considerados nesta tese diversos tipos de osso e de dimensões variáveis, os métodos referidos revelaram pouco desempenho pelo que foram desenvolvidos três novos métodos de pesquisa de osso. Os métodos propostos baseiam-se na análise das intensidades dos pixéis das imagens.

No que concerne a identificação da fratura/patologia associada ao osso da imagem ultrassonográfica foi desenvolvido um método que pondera os resultados obtidos pelos métodos de pesquisa de linha de osso propostos. Baseando-se nas intensidades de pixéis de osso, permite assinalar na imagem original de ultrassom os locais onde poderá existir

uma fratura/patologia recorrendo a uma representação de três figuras geométricas nomeadamente bola, quadrado e cruz que identificam probabilidade alta, média e baixa de ocorrência de fratura óssea, respetivamente.

Com o intuito de facilitar a tarefa do utilizador foi desenvolvido um sistema de apoio ao utilizador. Este sistema começa por permitir a escolha da zona do esqueleto a que pertence o osso cuja imagem de ultrassom se pretende analisar e, de forma automática seleciona, para cada um dos algoritmos relativos às três etapas de processamento, as variáveis de parametrização que por testes exaustivos provaram apresentar melhor desempenho.

A aplicação do sistema desenvolvido a 44 imagens de ultrassom disponíveis livremente na internet com fraturas/patologias ósseas devidamente identificadas permitiu identificar 42 linhas de osso tendo classificado 39 como sendo fortemente provável a fratura óssea, 13 como tendo probabilidade média de fratura e 7 como tendo fraca probabilidade de fratura.

Considerando as identificações feitas pelo sistema com a classificação de forte probabilidade face à classificação do tipo de fratura ou patologia verifica-se que em 39 das 44 imagens (89%) as fraturas/patologias foram corretamente identificadas pelo que se considera o sistema desenvolvido com muito boa performance.

Abstract

Clinical diagnosis is increasingly being based on complementary imaging methods, many of them based on ionizing radiation such as X-ray. This type of procedure has proven to increase patients' radiation doses, becoming a major concern especially in the case of young patients whose still growing body is more affected by radiation.

On other hand, ultrasound-based imaging is a non-ionizing method, more economic and easier to use requiring, however, more experienced technicians. Aiming at easing the task of the technicians in what concerns the diagnosis of bone fractures/pathologies on ultrasonic images, an automatic system for bone fractures/pathologies detection and identification was developed.

The developed system consists of three distinct steps: image's noise removal, detection of the bone's line contained in the image, and, identification of fracture / pathology associated with this bone.

One of the main problems of ultrasound images' interpretation is the presence of random noise embedded in the image, caused by microscopy reflections occurring in various internal structures of the patient. Being difficult to eliminate this noise, its decrease can be obtained by filtering. Four spatial filters, selected among existing literature as the best for ultrasound images' noise removal have been selected and tested.

Since only one method for detection of long bones in ultrasound images was available in literature, two other methods based on general object detection were additionally tested. These methods demonstrated very low performance in detecting the whole range of types of bones considered in this thesis therefore three new methods were developed. The proposed methods are based on the analysis of the intensities of the pixels.

Regarding the identification of fracture/pathology of the bone associated with the ultrasound image a new method is proposed. The proposed method weighs the pixel intensity levels calculated by the proposed bone line searching methods and identifies the fracture/pathology on the original ultrasound image by showing a signaling representation. These signaling representations consist of three geometric figures: a ball,

a square and a cross, to differentiate high, medium and low probability of occurrence of a bone fracture/pathology respectively.

To enable a friendly user interface a computer aid diagnostic system was developed. The system begins by allowing the choice of the skeletal bone area of the ultrasound image to analyze and then automatically selects, for each of the algorithms of the three processing steps, the best performed parameters as identified during this work.

The developed application system was tested on 44 clinically commented ultrasound images, acquired from free access internet sites. The proposed system identified 42 bone lines classifying 39 as presenting high probability of presenting bone fracture, 13 as having average probability of fracture and 7 as having low probability of fracture.

Considering the system's identification of fracture/pathology according to the type of fracture and pathology results demonstrated the correct identification of 39 out of 44 images (89%) proving that the proposed system presents very good performance.

Índice

Declaração de autoria do trabalho	ii
Dedicatória e agradecimentos.....	iii
Resumo	iv
Abstract	vi
1 Capítulo 1 - Introdução.....	14
1.1 Motivação.....	14
1.2 Objetivos	14
1.3 Organização do relatório	15
2 Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos	16
2.1 Introdução	16
2.2 Ultrassom	16
2.2.1 História do ultrassom.....	16
2.2.2 Princípios do Ultrassom.....	17
2.2.3 Ultrassonografia	18
2.2.4 <i>Speckle noise</i>	20
2.3 Alguns métodos de processamento de imagem ultrassónica.....	20
2.3.1 Redução do ruído.....	21
2.3.1.1 Simple Speckle Removal (SSR)	21
2.3.1.2 Mean Filter	23
2.3.1.3 Median Filter	26
2.3.1.4 Gamma Map Filter.....	28
2.3.2 Métodos para detetar a linha do osso	29
2.3.2.1 Algoritmo de Canny	29
2.3.2.2 SNAKE.....	34
2.3.2.3 Algoritmo de Nuno Fernandes.....	47
2.4 Conclusão	51
3 Capítulo 3- Metodologia proposta para identificação de fratura na linha de osso.....	53
3.1 Introdução	53
3.2 Energia externa.....	53
3.3 Determinação da linha inicial de pesquisa de osso	54
3.4 Tipos de pesquisa de osso.....	55
3.4.1 Pesquisa <i>left/right</i>	56
3.4.2 Pesquisa <i>middle</i>	56

3.4.3	Pesquisa <i>3split+middle</i>	57
3.5	Identificação da fratura	59
3.6	Visão geral do algoritmo	63
3.7	Sistema de apoio ao utilizador	64
3.8	Conclusões	66
4	Capítulo 4-Procedimento experimental e análise de resultados	67
4.1	Introdução	67
4.2	Imagens de ultrassom utilizadas para teste	67
4.3	Visão geral dos testes efetuados	71
4.4	Remoção do ruído <i>speckle noise</i>	72
4.5	Pesquisa da linha de osso, recorrendo a métodos da literatura.....	76
4.5.1	Procura da linha do osso usando o método de <i>Canny</i>	76
4.5.2	Procura da linha do osso usando o método <i>SNAKE</i>	80
4.5.3	Procura da linha do osso usando o método do Nuno Fernandes	83
4.6	Procedimento proposto para identificação da linha de osso e deteção de fraturas ósseas	85
4.6.1	Exemplos da aplicação do método proposto para identificação da fratura.....	90
4.6.1.1	Remoção do ruído.....	90
4.6.1.2	Pesquisa da linha de osso.....	92
4.6.1.3	Identificação da fratura	99
4.7	Conclusões	105
5	Capítulo 5-Conclusões e trabalho futuro	107
5.1	Conclusões	107
5.2	Trabalho futuro.....	109
6	Bibliografia	110
Anexos		
Anexo A.....		
Anexo B		

Índice de figuras

Figura 1- Tons de cinzento internacionalmente estabelecidos para interpretação de imagens sonográficas.	19
Figura 2- Ilustração dos passos necessários ao processamento de uma imagem ultrassónica de ossos.	20
Figura 3- Ilustração das zonas típicas de uma imagem ultrassom de osso.	22
Figura 4- Representação gráfica da percentagem e localização na imagem de ultrassom de ossos longos das zonas de maior ruído.	22
Figura 5- Imagem em que é visível a separação das três zonas indicadas na Figura 3. A imagem da esquerda é a original e a da direita e a sua versão filtrada pelo método SSR.	24
Figura 6- Exemplo de imagem (à esquerda) em que a separação das três zonas da Figura 3 não deve ser seguida; No lado esquerdo tem-se o efeito da aplicação do SSR (imagem do topo esquerdo) e da aplicação do Mean Filter (imagem de baixo do lado esquerdo).	25
Figura 7- Valores de uma secção de uma imagem.	27
Figura 8- Exemplo da procura de fronteiras pelo algoritmo de Canny. Imagem da esquerda- imagem original identificando a vermelho a linha em análise; imagem ao centro- representação bidimensional da intensidade dos píxeis ao longo da linha vermelha da imagem à esquerda; imagem da direita- curva representativa da derivada da curva da imagem do centro, assinalando-se as fronteiras identificadas na curva da imagem do centro.	30
Figura 9- Detecção da direção da fronteira.	32
Figura 10- Exemplo da supressão dos não máximos na procura de Canny.	33
Figura 11- Exemplo de aplicação do método de Canny (imagem da direita) numa imagem simples (à esquerda).	34
Figura 12- Exemplificação do procedimento do algoritmo SNAKE na identificação de um contorno.	34
Figura 13- Representação dos 4 pontos iniciais a estabelecer ao algoritmo de SNAKE.	35
Figura 14- Algoritmo de SNAKE: representação dos 100 pontos em forma de balão circundando os 4 pontos iniciais.	36
Figura 15- Diagrama esquemático do ciclo de cálculos de GVF (gradient vector flow).	41
Figura 16- Ilustração do ciclo de cálculo das iterações do movimento SNAKE numa segunda fase do processo.	45
Figura 17- Exemplo do funcionamento do método SNAKE, imagem original lado esquerdo, contornos detetados pelo SNAKE lado esquerdo após 600 iterações.	47
Figura 18- Histograma de imagem filtrada referente á fratura na tibia (5).	49
Figura 19- Processo de pesquisa da linha de osso: Procura segue para a direita.	49
Figura 20- Processo de pesquisa da linha de osso: Procura segue para cima.	50
Figura 21- Processo de pesquisa da linha de osso: Procura segue para baixo.	50
Figura 22- Processo de pesquisa da linha de osso: Píxel em análise é um píxel isolado.	51
Figura 23- Imagem original (lado direito), linha do osso encontrada (lado esquerdo).	51
Figura 24- Exemplo de uma procura num gráfico de somatório de píxeis.	54
Figura 25- Ilustração de localização da variável L na imagem em estudo.	55
Figura 26- Exemplo de uma procura simples da esquerda para a direita.	56
Figura 27- Exemplo de uma procura simples começando do meio e depois para os lados.	57
Figura 28- Exemplo de uma imagem partida em três.	58
Figura 29- Aplicação do método 3split+middle às três partes da imagem original conforme o exemplo da Figura 28.	58

<i>Figura 30-Exemplo da aplicação do passo final da metodologia 3split+middle.</i>	58
<i>Figura 31- Exemplo da sobreposição da linha do osso encontrada na imagem original filtrada por um filtro espacial.</i>	59
<i>Figura 32- Alargamento da linha de osso representada na Figura 31.</i>	60
<i>Figura 33- Representação gráfica da soma por coluna das intensidades dos píxeis da linha de osso do exemplo da Figura 32.</i>	60
<i>Figura 34-Apresentação das linhas do valor médio e da linha isfract.</i>	61
<i>Figura 35- Exemplificação de um mínimo encontrado entre o valor médio da linha de osso.</i>	62
<i>Figura 36-Imagem original com a fratura identificada.</i>	63
<i>Figura 37-Visão geral do algoritmo de deteção de fraturas ósseas em imagens de ultrassom.</i>	63
<i>Figura 38- Janela inicial do programa de apoio ao utilizador.</i>	64
<i>Figura 39-Exemplo de utilização do zoom no sistema de apoio ao utilizador para diferenciação do osso em análise.</i>	65
<i>Figura 40- Visualização da caixa de carregamento da imagem US no sistema de apoio ao utilizador.</i>	65
<i>Figura 41-Diagrama esquemático do funcionamento do sistema de apoio ao utilizador.</i>	66
<i>Figura 42-Imagens originais (lado esquerdo) com as setas a apontar para a fratura e imagens com o osso traçado a mão (lado direito), correspondentes a, de cima para baixo: hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical, a fratura de stress da tibia distal com calo periosteal, a fratura cominutiva do perónio (fíbula) com interrupção da cortical óssea e a fratura de costela com interrupção da cortical, respetivamente.</i>	70
<i>Figura 43-Cópia das quatro imagens originais (lado esquerdo da Figura 42) após remoção dos marcadores de utilizador.</i>	71
<i>Figura 44-Visão geral do procedimento de teste efetuado</i>	72
<i>Figura 45- Imagem de ultrassom do hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical após a aplicação dos filtros: SSR (canto superior esquerdo), Mean (canto superior direito), Median (canto inferior esquerdo) e Gamma (canto inferior direito).</i>	73
<i>Figura 46-Imagem de ultrassom da fratura de stress da tibia distal com calo periosteal após a aplicação dos filtros: SSR (canto superior esquerdo), Mean (canto superior direito), Median (canto inferior esquerdo) e Gamma (canto inferior direito).</i>	73
<i>Figura 47- Imagem de ultrassom da fratura cominutiva do perónio (fíbula) com interrupção da cortical óssea após a aplicação dos filtros: SSR (canto superior esquerdo), Mean (canto superior direito), Median (canto inferior esquerdo) e Gamma (canto inferior direito).</i>	74
<i>Figura 48- Imagem de ultrassom da fratura de costela com interrupção da cortical após a aplicação dos filtros: SSR (canto superior esquerdo), Mean (canto superior direito), Median (canto inferior esquerdo) e Gamma (canto inferior direito).</i>	75
<i>Figura 49- Método Canny, com os limites 10%-20%, aplicado à imagem filtrada pelo método Gamma (imagens da Figura 43).</i>	77
<i>Figura 50- Método Canny, com os limites 10%-40%, aplicado à imagem filtrada pelo método Gamma (imagens da Figura 43).</i>	77
<i>Figura 51- Método Canny, com os limites 10%-60%, aplicado à imagem filtrada pelo método Gamma (imagens da Figura 43).</i>	78
<i>Figura 52- Aplicação do método SNAKE às imagens da Figura 43 mediante a filtragem com o filtro Median com pontos de partida correspondentes às arestas da imagem.</i>	80
<i>Figura 53- Aplicação do método SNAKE às imagens da Figura 43 filtradas pelo filtro Median com os pontos escolhidos manualmente.</i>	81

<i>Figura 54- Aplicação do método de procura de osso do Nuno Fernandes nas imagens da</i>	
<i>Figura 43.....</i>	<i>83</i>
<i>Figura 55-Imagem selecionada de fratura da tibia vs a mesma imagem filtrada pelo SSR.</i>	<i>90</i>
<i>Figura 56-Imagem selecionada de fratura do crânio vs a mesma imagem filtrada pelo SSR. ...</i>	<i>91</i>
<i>Figura 57-Imagem de seleção da fíbula vs imagem filtrada pelo SSR.</i>	<i>91</i>
<i>Figura 58-Imagem selecionada de fratura da costela vs a mesma imagem filtrada pelo Mean</i>	
<i>Filter.....</i>	<i>91</i>
<i>Figura 59-Imagem da Figura 55 após a passagem pelo “filtro” de energia externa.</i>	<i>92</i>
<i>Figura 60-Somatório por linhas dos píxeis da imagem da Figura 59.</i>	<i>92</i>
<i>Figura 61-Somatório por linhas dos píxeis com a identificação da linha de início de pesquisa</i>	
<i>do osso na imagem da Figura 59 face a uma percentagem de 40%.</i>	<i>93</i>
<i>Figura 62-Caminho do osso encontrado da imagem da Figura 55 (lado esquerdo) utilizando a</i>	
<i>pesquisa leftright e a sua representação sobre a imagem original (lado direito).</i>	<i>93</i>
<i>Figura 63- Imagens da Figura 56 e Figura 58 após a passagem pelo “filtro” de energia</i>	
<i>externa, imagem de crânio do lado esquerdo e de costela do lado direito.</i>	<i>94</i>
<i>Figura 64- Somatório por linhas dos píxeis das imagens da Figura 63: imagem do crânio</i>	
<i>(esquerda) e imagem da costela (direita).</i>	<i>94</i>
<i>Figura 65- Somatório de píxeis com a identificação da linha de início de pesquisa do osso nas</i>	
<i>imagens da Figura 63 face às percentagens, de 5% para a imagem de crânio (esquerda) e de</i>	
<i>15% para a imagem de costela (direita).</i>	<i>95</i>
<i>Figura 66- Caminho do osso encontrado das imagens da Figura 56 e Figura 58 utilizando a</i>	
<i>pesquisa middle.</i>	<i>96</i>
<i>Figura 67- Imagem da Figura 57 após a passagem pelo “filtro” de energia externa.....</i>	<i>96</i>
<i>Figura 68- Imagem da Figura 67 após ser partida em três.....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 69- Somatório por linhas de píxeis da imagem da Figura 68, para cada uma das partes</i>	
<i>Figura 63.....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 70- Somatório de píxeis com a identificação da linha de início de pesquisa do osso na</i>	
<i>imagem da Figura 68 para isline = 20%.</i>	<i>98</i>
<i>Figura 71-Caminho do osso encontrado nas imagens da Figura 68.....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 72- Caminho do osso encontrado da imagem da Figura 57 utilizando a pesquisa</i>	
<i>3split+middle.....</i>	<i>99</i>
<i>Figura 73-Imagens filtradas pelos filtros espaciais com a linha do osso (lado esquerdo) e a</i>	
<i>linha do osso mais os píxeis de osso (lado direito); De cima para baixo representam-se as</i>	
<i>imagens de: hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical, fratura de stress da</i>	
<i>tíbia distal com calo periosteal, fratura cominutiva do perónio (fíbula) com interrupção da</i>	
<i>cortical óssea e fratura de costela com interrupção da cortical.</i>	<i>101</i>
<i>Figura 74- Apresentação dos gráficos das quatro imagens de seleção, para a identificação das</i>	
<i>fraturas; De cima para baixo representam-se as imagens de: hemangioma do crânio com uma</i>	
<i>irregularidade cortical, fratura de stress da tíbia distal com calo periosteal, fratura</i>	
<i>cominutiva do perónio (fíbula) com interrupção da cortical óssea e fratura de costela com</i>	
<i>interrupção da cortical.</i>	<i>103</i>
<i>Figura 75- Identificação das fraturas nas quatro imagens de seleção. De cima para baixo da</i>	
<i>esquerda para a direita representam-se as imagens de: hemangioma do crânio com uma</i>	
<i>irregularidade cortical, fratura de stress da tíbia distal com calo periosteal, fratura</i>	
<i>cominutiva do perónio (fíbula) com interrupção da cortical óssea e fratura de costela com</i>	
<i>interrupção da cortical.</i>	<i>104</i>

Índice de tabelas

<i>Tabela 1- Percentagem de ultrassom refletida entre 2 barreiras biológicas.....</i>	<i>18</i>
<i>Tabela 2-Tipos de osso, patologia e número de imagens.</i>	<i>68</i>
<i>Tabela 3-Número de imagens por cada tipo de osso.....</i>	<i>68</i>
<i>Tabela 4- Tempo médio de processamento para cada tipo de filtro.</i>	<i>75</i>
<i>Tabela 5- Identificação da linha de osso pelo método Canny.</i>	<i>79</i>
<i>Tabela 6- Identificação da linha de osso pelo método SNAKE.</i>	<i>82</i>
<i>Tabela 7-Resultados obtidos com o método do Nuno Fernandes para deteção da linha de osso.</i>	<i>84</i>
<i>Tabela 8-Tipo de ossos e as variáveis a aplicar aos algoritmos de pesquisa de linha de osso...87</i>	
<i>Tabela 9- Número de linhas de osso encontradas com os métodos propostos face ao total de imagens desse tipo de osso.</i>	<i>87</i>
<i>Tabela 10-Tempo medido para cada um dos métodos de pesquisa de linha de osso propostos. 88</i>	
<i>Tabela 11- Parâmetros a usar no algoritmo de deteção de fratura proposto.....</i>	<i>88</i>
<i>Tabela 12-Resultados obtidos na identificação de fraturas nas imagens dos diversos tipos de ossos considerados.</i>	<i>89</i>
<i>Tabela 13-Tempo para as identificações das fraturas.....</i>	<i>89</i>
<i>Tabela 14-Valores para o número de píxeis acima e abaixo da linha de osso para as 4 imagens de seleção na fase de identificação de fratura.</i>	<i>99</i>
<i>Tabela 15- Comparação de linhas de osso encontradas para cada método para cada tipo de osso. Valores indicativos de número de sucessos/ número de imagens desse tipo de osso e método.</i>	<i>107</i>
<i>Tabela 16-Tempos médios de computação para cada método de procura de linha de osso.....</i>	<i>108</i>
<i>Tabela 17-Resultados finais para a identificação da fratura.</i>	<i>108</i>
<i>Tabela 18- Resultados obtidos para identificação com forte probabilidade (identificação na imagem pela forma geométrica bola) de fratura/patologia</i>	<i>109</i>

1 Capítulo 1 - Introdução

1.1 Motivação

O diagnóstico clínico atual é fortemente suportado por modalidades de imagiologia médica ionizantes como a tomografia computadorizada (TC) e os raios-X. O aumento do recurso a métodos de diagnóstico por imagiologia radiológica tem contudo sido um dos maiores contribuintes do dramático aumento de exposição a radiação por parte da população [1].

Vários estudos têm sido feitos questionando as doses de radiação, as suas consequências e as medidas a tomar [2] [3]. Em contrapartida, a imagiologia não-ionizante baseada em ultrassons (US), apesar de tão antiga como os raios-X, ainda não constitui prática corrente no diagnóstico de fraturas ósseas, campo em que os raio-X e TC são sistematicamente utilizados. A consulta de bibliografia reporta experiências relativamente recentes de utilização dos US como meio de diagnóstico em lugares remotos [4] [5], em alguns casos de emergência médica [6] [7], e, em emergência pediátrica [8] [9]. Fatores como a dificuldade de interpretação das imagens de US [10] constituem entraves à aplicação generalizada dos US na identificação de fraturas ósseas.

Para obviar estes fatores limitativos, promovendo a minimização dos padrões de ionização dos pacientes e consequentemente a saúde pública, propõe-se nesta tese dar continuidade ao estudo de sistemas de apoio ao diagnóstico clínico de imagens de fraturas ósseas de ultrassom, no laboratório de Processamento de Sinal Biomédico do Departamento de Engenharia e Telecomunicações da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade do Algarve.

1.2 Objetivos

Com base na metodologia de deteção de fraturas ósseas desenvolvidas na tese de Nuno Fernandes [11] pretende-se nesta tese melhorar o procedimento de deteção e identificação da fratura óssea, validar a metodologia a propor para uma gama mais abrangente de imagens de ultrassom e desenvolver uma interface de utilizador que facilite a utilização destas metodologias de apoio ao diagnóstico clínico.

1.3 Organização do relatório

No *capítulo 1* descreve-se o enquadramento deste trabalho na temática do ultrassom e a sua relação com os objetivos desta tese. Apresenta-se a descrição sumária do conteúdo deste relatório e ressaltam-se as contribuições propostas.

O *capítulo 2* descreve a teoria subjacente a este trabalho. Inicia-se por uma descrição genérica dos conceitos do ultrassom e as consequências na deterioração das imagens ultrassónicas (*speckle noise*), segue-se a descrição dos métodos de remoção de ruído considerados e dos métodos de identificação da linha de osso.

No *capítulo 3* é apresentado o método proposto, especificando-se a metodologia seguida para redução de ruído das imagens ultrassónicas e os procedimentos propostos para identificação da linha de osso e identificação, nessa linha, das zonas de fratura.

O *capítulo 4* começa por apresentar o conjunto de imagens utilizado para avaliação das metodologias testadas e propostas (quarenta e quatro imagens de ultrassom de vários tipos de osso) e descrevem-se os sucessivos resultados para diferentes valores de parâmetros dos algoritmos utilizados. Estes resultados são comparados e discutidos.

No *capítulo 5* apresentam-se conclusões finais e sugerem-se linhas futuras de investigação.

2 Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos

2.1 Introdução

Neste capítulo serão abordados os fundamentos teóricos do ultrassom e alguns dos métodos possíveis de ser usados para processamento de imagens ultrassónicas. Na secção de ultrassom é apresentado um pouco da sua história, o processo pelo qual as imagens de ultrassom são formadas e um dos seus grandes problemas, o *speckle noise*. Depois são apresentados alguns métodos de remoção de ruído frequentemente encontrados na literatura atual para este tipo de imagem em particular. Após a descrição de métodos de extração do ruído são expostos três possíveis métodos de procura da linha do osso já existentes: a procura por fronteiras numa imagem de Canny; o modelo ativo de procura de contornos de um objeto numa imagem denominado de *SNAKE*, e, o método de procura da linha do osso proposto na dissertação de Nuno Fernandes.

2.2 Ultrassom

Nesta secção é apresentada uma breve história sobre as origens do ultrassom, como o ultrassom é formado, como as imagens ultrassónicas são geradas e o tipo de ruído intrínseco às imagens ultrassonográficas, o ruído designado por *speckle noise*.

2.2.1 História do ultrassom

O ultrassom vem sendo usado desde a antiguidade como um instrumento indispensável para a navegação do morcego, em que os ecos são interpretados para evitar objetos e permitir a sua orientação durante a sua vida noturna. Por semelhança aos morcegos, e no sentido de descobrir métodos de evitar obstáculos invisíveis, os governos de vários países financiaram investigação em ultrassom durante a segunda guerra mundial, tendo os ultrassons passado a ser mais divulgados desde então [12]. Apesar do ultrassom ter sido proposto pelo senhor S.Y. Sokolov para uso de diagnóstico em 1937, nenhuma tentativa de aplicação clínica havia sido bem sucedida até meados de 1950 [13].

A maioria dos equipamentos utilizados na época eram aparelhos de ultrassom do tipo industrial, sendo maioritariamente usados para a deteção de metais [14]. Inventou-se um

tipo de equipamento chamado de “ ultrassonoscópio ” desenhado especialmente para diagnóstico médico [13]. Durante a última década, o ultrassom tem vindo a ser cada vez mais uma ferramenta imprescindível para o diagnóstico médico, em que os seus métodos de processamento e equipamento básico têm vindo a ser cada vez mais melhorados proporcionando maior precisão e rapidez de examinação, satisfazendo assim os requisitos da medicina atual [15].

As principais vantagens destes equipamentos são a sua natureza não-ionizante e o seu custo relativamente barato quando comparado com outros métodos de imagiologia médica [16].

2.2.2 Princípios do Ultrassom

Ultrassom tal como o nome indica é um som a uma frequência superior àquela que o ouvido humano pode perceber, ou seja acima dos 20 kHz. Aparelhos ultrassónicos operam dos 20 kHz até vários GHz [17]. De forma geral o ultrassom é formado quando cristais de quartzo puro vibram a uma certa frequência (em aplicações de diagnóstico as frequências usadas são de 1 a 10 MHz [18]). As ondas geradas pela vibração dos cristais propagam-se da mesma maneira que as ondas sonoras audíveis, ou seja, como ondas mecânicas. Atendendo às suas características de propagação os ultrassons interferem com o meio onde se propagam sofrendo de fenómenos de reflexão, refração, difração e interferência de acordo com as impedâncias acústicas desses meios.

A escolha do comprimento da onda (a distância percorrida pelo som entre dois pontos idênticos num ciclo da onda, sendo o comprimento de onda inversamente proporcional à frequência) a usar em cada exame de ultrassom é um dos principais fatores que afetam a resolução da imagem resultante. Contudo, tendo em atenção que a impedância acústica do meio a ser atravessado pelo ultrassom é que determina a quantidade de som refletido (e como tal, a quantidade a ser processada para compor a imagem de ultrassom) pode dizer-se que quanto menor for o comprimento de onda (portanto maior a frequência), maior será a resolução. Porém, maior frequência corresponde também a menor penetração (distância percorrida pela onda até ao objeto/órgão em estudo), portanto as sondas sonoras com a frequência mais alta produzem uma melhor resolução de imagem mas só podem ser usadas em estruturas superficiais ou em crianças. Sondas com menor

frequência (2 a 5 MHz) proporcionam o estudo de órgãos mais profundos mas com a agravante de menor resolução da imagem [17] [18].

A reflexão do feixe de som é chamado de eco, e a produção e detecção de ecos é a base da imagem de ultrassom. O fenómeno de reflexão ocorre na fronteira entre dois meios que apresentem impedâncias acústicas diferentes (a impedância acústica é o produto da densidade do meio pela velocidade de propagação da onda no mesmo meio). Quando dois meios consecutivos têm a mesma impedância acústica nenhum eco é produzido na passagem da onda sonora de um meio para o outro. Se a diferença da impedância acústica dos dois materiais for baixa será formado um eco fraco, e complementarmente se a diferença de impedâncias for grande produzir-se-á um eco forte. No caso de se pretender observar a imagem ultrassónica de um osso, o ultrassom ao atravessar os tecidos moles da superfície do corpo até atingir o osso produz um eco de baixa intensidade. Pode ver-se na *Tabela 1* a percentagem de som refletida em alguns tipos de barreiras entre tecidos humanos e/ou meios ambientes [18] [19].

Barreira (material 1 /material 2)	Percentagem refletida
Gordura/Musculo	1.08
Gordura/Fígado	0.6
Tecido mole/Agua	0.2
Gordura/Osso	49
Tecido mole/Ar	99

Tabela 1- Percentagem de ultrassom refletida entre 2 barreiras biológicas.

2.2.3 Ultrassonografia

A formação da imagem ecográfica depende da capacidade de conversão do som refletido (eco) em intensidade e luminosidade de cada ponto da imagem a ser visível num monitor [20].

A criação de uma imagem digital a partir de som dá-se em 3 etapas: produção da onda sonora, receção do eco e interpretação do eco recebido [21] [22].

Uma onda sonora é produzida tipicamente por um transdutor. Fortes e curtos impulsos elétricos originados no aparelho de ultrassom fazem com que o transdutor emita som numa determinada frequência. O som é direcionado pelo formato da sonda, o direcionamento produz em geral uma onda sonora em forma de arco. O técnico de

ultrassom deve tentar que o ângulo de incidência do ultrassom no material a observar seja de 90° para possibilitar uma maior reflexão do ultrassom [20] .)

A onda propaga-se para o interior do corpo do paciente e atinge o objeto/órgão em análise numa determinada profundidade. O retorno da onda sonora à sonda segue o mesmo tipo de metodologia que a observada na emissão do som, só que no sentido contrário. A captação das ondas retornadas (ecos) faz vibrar o transdutor, que transforma as vibrações em impulsos elétricos, os quais são transmitidos para o sistema de processamento de imagem.

O sistema de processamento de imagem processa os impulsos elétricos e transforma-os numa imagem digital. O sistema de processamento de imagem sonográfico determina três informações de cada eco recebido: o tempo consumido desde a transmissão até à receção do eco, a distância (profundidade) onde o eco se formou tendo em consideração a parametrização inicialmente estabelecida, e a intensidade do eco. Como podemos ver na *Figura 1* estes são os tons de cinzentos estabelecidos internacionalmente para cada tipo de informação processada no sistema de processamento de imagem sonográfico [23].

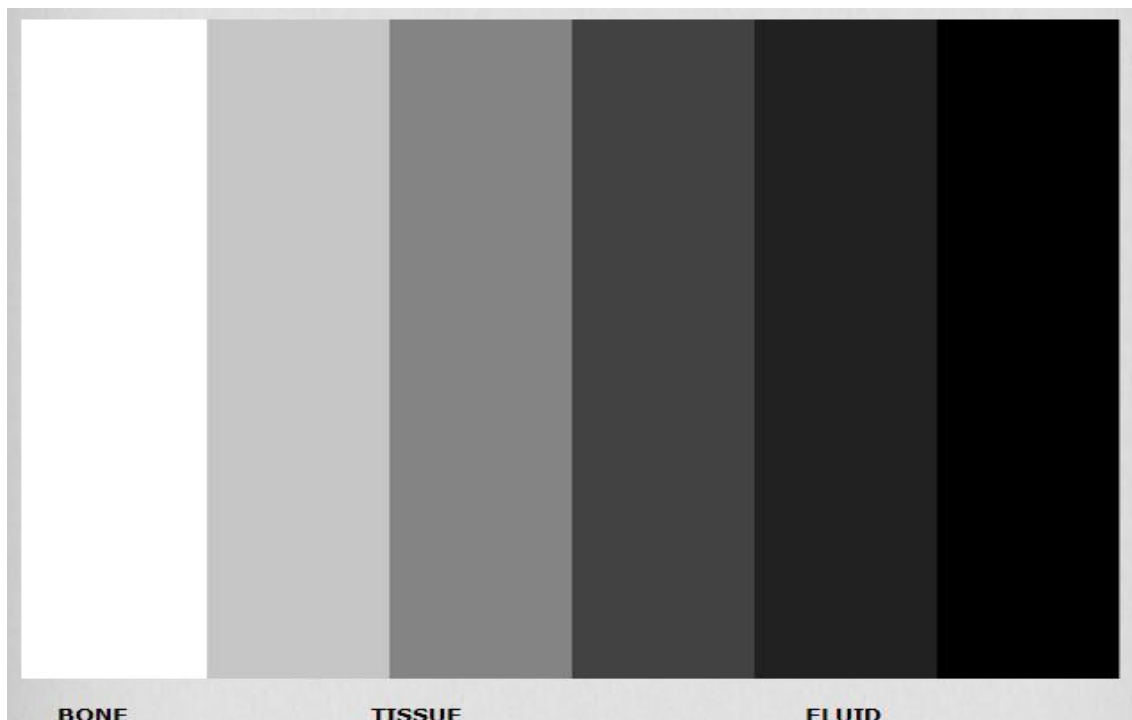


Figura 1- Tons de cinzento internacionalmente estabelecidos para interpretação de imagens sonográficas.

2.2.4 Speckle noise

Devido à incorreta suposição que a onda de ultrassom viaja sempre em linha reta, desde o momento da sua emissão até ao seu retorno como eco, normalmente o ruído é ignorado na modelação matemática dos sistemas ultrassónicos, mas em experimentação prática o ruído é fortemente visível principalmente em imagens de ultrassom onde a frequência das ondas sonoras é baixa [24]. Este ruído é formado pelas reflexões microscópicas que ocorrem nas diversas estruturas internas e que criam uns “salpicos” espalhados por toda a imagem em tons de cinzento. Este ruído é imprevisível e difícil de remover [11].

Matematicamente há dois tipos de modelos básicos de ruído: o ruído aditivo e o ruído multiplicativo. O ruído aditivo pode ser modelado facilmente e por consequência pode ser reduzido e até facilmente removido [24]. Por outro lado o modelo matemático para o *speckle noise* pode ser dado pela equação seguinte [25] :

$$g(i, j) = f(i, j) \cdot u(i, j) + \varepsilon(i, j) \quad (1)$$

Onde $g(i, j)$ é a imagem observada, $u(i, j)$ é o ruído multiplicativo e $\varepsilon(i, j)$ é o ruído aditivo, o i e j correspondem ao número da linha e coluna respetivamente da referida imagem.

Para imagens de ultrassom, só é considerado o ruído multiplicativo e o ruído aditivo é ignorado, logo a equação anterior pode ser modificada:

$$g(i, j) = f(i, j) \cdot u(i, j) \quad (2)$$

2.3 Alguns métodos de processamento de imagem ultrassónica

A ilustração da *Figura 2* permite uma visão geral dos passos necessários para processar uma imagem ultrassónica de ossos.

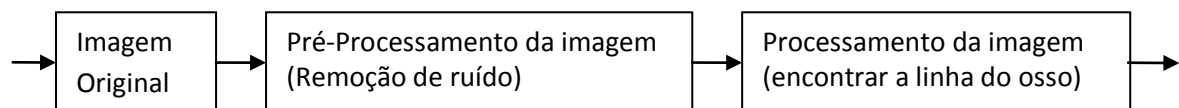


Figura 2- Ilustração dos passos necessários ao processamento de uma imagem ultrassónica de ossos.

Pretende-se nesta secção apresentar 4 métodos referenciados na literatura para redução de ruído: *Simple Speckle Removal (SSR)*, *Mean Filter*, *Median Filter* e *Gamma Filter*. Estes métodos são considerados os melhores para a redução de ruído segundo a literatura atual [11], para além de serem filtros espaciais, logo apresentando uma mais rápida e fácil computação. Depois, são especificados três possíveis métodos de procura da linha do osso já existentes: a procura por fronteiras numa imagem de Canny; o modelo ativo de procura de contornos de um objeto numa imagem, método denominado de *SNAKE*; e a procura da linha do osso apresentada na dissertação de mestrado em Engenharia Electrónica e Telecomunicações de Nuno Fernandes.

2.3.1 Redução do ruído

Existem inúmeros métodos para minimizar o *speckle noise* de imagens ultrassónicas, cujo objetivo principal é a preservação da informação radiométrica, a preservação da informação presente nos contornos e a preservação da resolução espacial da própria imagem. Infelizmente estes métodos de redução de ruído só podem ser testados e comprovados como bons métodos através de uma classificação visual humana, pois nenhum modelo matemático existe para comprovar que o ruído foi totalmente removido sem haver perdas de informação. Assim sendo, recorreu-se a métodos encontrados na literatura e considerados como apresentando bons resultados de redução de ruído para integração no presente trabalho.

2.3.1.1 *Simple Speckle Removal (SSR)*

O algoritmo *SSR*, usado neste projeto de dissertação foi proposto por Nuno Fernandes [11]. Este método recorre a uma matemática simples, de fácil computação e implementação, onde todos os cálculos são feitos no domínio do tempo evitando assim transformadas ou expressões demasiado complexas.

O algoritmo assenta no pressuposto que as imagens de ultrassom de fraturas ósseas apresentam três zonas distintas conforme se pode observar na *Figura 3*.

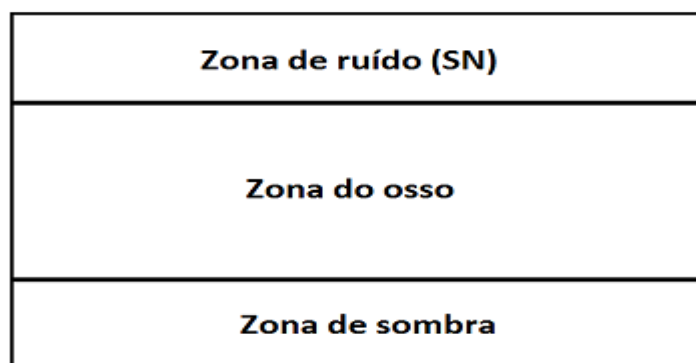


Figura 3- Ilustração das zonas típicas de uma imagem ultrassom de osso.

A zona do topo do diagrama corresponde á zona mais superficial do corpo, contendo músculo e outros tecidos gordos, constituindo assim uma zona com maior abundância de ruído. A zona central do diagrama, identificada na *Figura 3* como ‘zona do osso’, corresponde à zona onde se espera visualizar o osso. A parte inferior do diagrama, identificada como ‘zona de sombra’ corresponde a uma zona onde poucas ondas do ultrassom chegam visto que a maioria das ondas são refletidas pelo osso. De notar que, em algumas das imagens usadas neste estudo esta ultima zona ainda contem variações de tons de cinzento, quer devidas a artefactos quer devidas a passagem de ondas ultrassónicas quando o osso tem interrupções acentuadas.

No trabalho de mestrado anteriormente realizado [11] determinou-se por observação e de forma experimental que a zona de ruído em imagens de ultrassom de osso longo estava compreendida entre os primeiros 20% de altura e 80% de largura da imagem de ultrassom em análise conforme esquematizado na *Figura 4*.

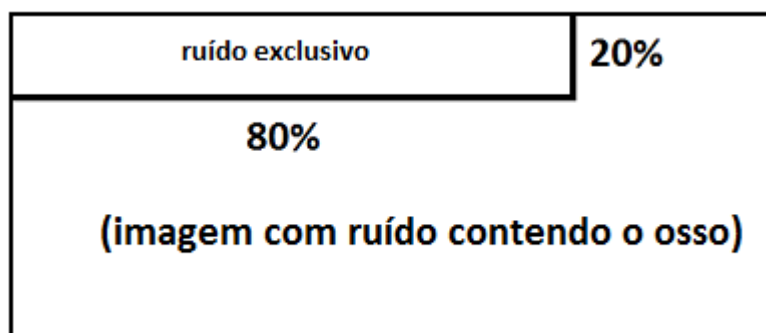


Figura 4-Representação gráfica da percentagem e localização na imagem de ultrassom de ossos longos das zonas de maior ruído.

Após a identificação na imagem em estudo da zona acima definida como ‘ruído exclusivo’, o algoritmo procede calculando o valor médio da intensidade dos píxeis nessa zona, recorrendo á expressão:

$$Vdr = \frac{\sum_{j=1}^{N_j} \sum_{i=1}^{N_i} I(i,j)}{N_j \cdot N_i} \quad (3)$$

Onde Vdr é o valor médio do ruído, i e j traduzem respetivamente as linhas e colunas da matriz I representativa das intensidades dos píxeis da imagem, N_i e N_j representam o número total de linhas e colunas da área escolhida (20% de altura e 80% de largura) respetivamente.

Após determinado o valor médio do ruído é calculada uma nova matriz representativa da imagem filtrada, matriz esta obtida por subtração, píxel-a-píxel do valor Vdr a cada valor inicialmente existente na matriz I , ou seja:

$$I_{filt}(i,j) = I(i,j) - Vdr \quad (4)$$

Onde I_{filt} designa a imagem filtrada, i e j representam as linhas e colunas respetivamente dessa mesma matriz e Vdr é o valor médio do ruído.

2.3.1.2 Mean Filter

Este método, muito vulgar na literatura de filtragem de imagens com ruído usa uma abordagem ainda mais simples e generalista que a do método *SSR*. O método *SSR* extrai a todos os píxeis da imagem apenas a quantidade de ruído identificada na zona de ‘ruído exclusivo’ (*Figura 4*). Contudo, no caso de imagens em que a zona de sombra (parte inferior da imagem – ver *Figura 3*) também contém mais ruído do que apenas a sombra do osso, o método *SSR* não leva em consideração esse excesso de ruído. Nesses últimos casos, ou seja, em imagens de ultrassom onde o ruído é evidente não só na zona de ruído como na zona de sombra, a experiência demonstra que deve ser aplicado o *Mean Filter* em vez do *SSR*.

O algoritmo do *Mean Filter* começa por calcular o valor médio de todos os píxeis da imagem US, usando a seguinte expressão:

$$Vmp = \sum_{j=1}^{M_j} \sum_{i=1}^{M_i} \frac{I(i,j)}{M_j \cdot M_i} \quad (5)$$

Onde o ***Vmp*** é o valor médio do píxel, *i* e *j* traduzem as linhas e colunas da matriz ***I***, respetivamente, ***M_i*** e ***M_j*** representam o número total de linhas e colunas da imagem US respetivamente.

Após a obtenção do valor médio do píxel é feita uma subtração píxel-a-píxel desse valor pelo valor de cada píxel da imagem original, usando a seguinte expressão:

$$I_{filt}(i, j) = I(i, j) - Vmp \quad (6)$$

Onde ***I_{filt}*** é a imagem filtrada, *i* e *j* representam respetivamente as linhas e colunas da matriz e ***Vmp*** é o valor médio do píxel calculado no passo anterior obtendo-se assim a imagem filtrada.

SSR plus Mean (SSR mais Mean filter)

Como foi descrito anteriormente, o *Mean filter* pelo facto de calcular o nível de ruído a retirar da imagem considerando a imagem como um todo pode ser incluído no algoritmo global como um complemento ao *SSR*. Como podemos ver na *Figura 5*, os exemplos de imagens US em que a zona de sombra é evidente, a aplicação do *SSR* evidencia a zona de sombra (imagem da direita na *Figura 5*), o osso localiza-se na zona central e a zona de ruído é claramente na parte superior.

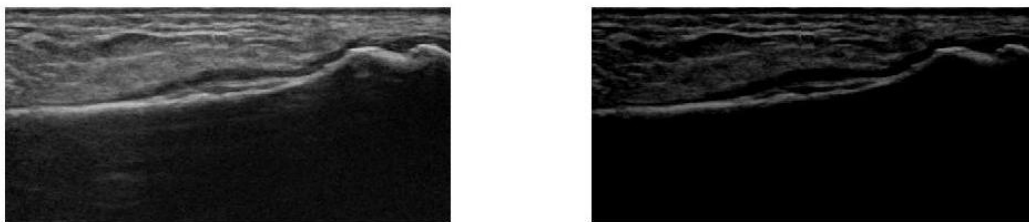


Figura 5- Imagem em que é visível a separação das três zonas indicadas na Figura 3. A imagem da esquerda é a original e a da direita é a sua versão filtrada pelo método SSR.

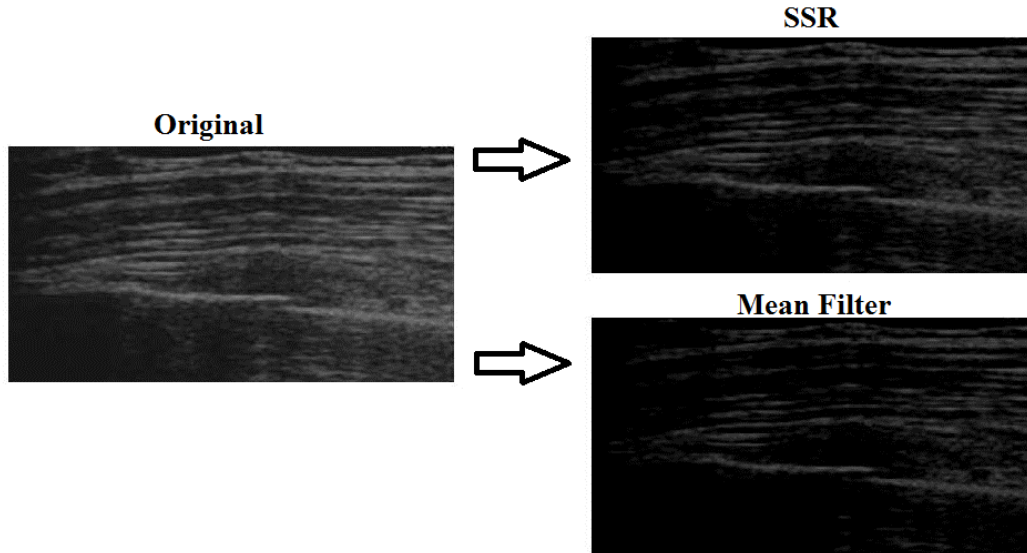


Figura 6-Exemplo de imagem (à esquerda) em que a separação das três zonas da Figura 3 não deve ser seguida; No lado esquerdo tem-se o efeito da aplicação do SSR (imagem do topo esquerdo) e da aplicação do Mean Filter (imagem de baixo do lado esquerdo).

No entanto, se se considerar a imagem de US do lado direito da Figura 6 onde todas as zonas da imagem estão corrompidas com ruído, a utilização do *Mean Filter* (imagem da direita em baixo na Figura 6) evidencia a linha do osso mais claramente e a zona de sombra aparece como tal, enquanto que na imagem esquerda superior a zona de sombra após a aplicação do SSR ainda apresenta ruído.

Ambos os filtros (*SSR* e *Mean filter*) removem o ruído com sucesso mas dependendo do tipo da imagem de ultrassom em análise um pode remover melhor o ruído do que outro. Visto que se pretende um método de redução de ruído o mais autónomo possível irá calcular-se a relação de Sinal-Ruído em cada imagem para se determinar qual o filtro mais adequado a essa imagem. Formalizando as expressões que traduzem esse processo tem-se:

$$VP_{original} = \sum_{j=1}^{M_j} \sum_{i=1}^{M_i} I_{original}(i, j) \quad (7)$$

$$VP_{ssr} = \sum_{j=1}^{M_j} \sum_{i=1}^{M_i} I_{ssr}(i, j) \quad (8)$$

$$VP_{mean} = \sum_{j=1}^{M_j} \sum_{i=1}^{M_i} I_{mean}(i, j) \quad (9)$$

$$SN_{ssr} = \frac{VP_{ssr}}{VP_{original}} \quad (10)$$

$$SN_{mean} = \frac{VP_{mean}}{VP_{original}} \quad (11)$$

$$I_{filtrada_{final}} = \begin{cases} se SN_{ssr} > SN_{mean} & I_{filtrada_{final}} = I_{mean} \\ se SN_{ssr} < SN_{mean} & I_{filtrada_{final}} = I_{ssr} \end{cases} \quad (12)$$

Em que $VP_{original}$, VP_{ssr} e VP_{mean} são respetivamente, o valor do somatório dos píxeis da imagem original, da imagem filtrada pelo SSR e da imagem filtrada pelo Mean Filter. $I_{original}$, I_{ssr} e I_{mean} correspondem respetivamente à imagem original, à imagem filtrada pelo SSR e à imagem filtrada pelo Mean Filter, i e j corresponde às linhas e colunas respetivamente das matrizes representativas das imagens em questão. SN_{ssr} e SN_{mean} representam a relação sinal-ruído da imagem filtrada pelo SSR e da imagem filtrada pelo Mean Filter, respetivamente. E por fim $I_{filtrada_{final}}$ é a imagem final filtrada que irá ser posteriormente processada para determinação da linha de osso.

Apesar dos resultados obtidos nesta fase de eliminação de ruído terem demonstrado que esta estratégia era eficaz, a mesma será adiante modificada em virtude do algoritmo global de identificação de fratura ter demonstrado que o uso de um filtro especificamente determinado em função do tipo de osso e imagem em análise era mais conveniente para a obtenção de maior desempenho no passo de identificação da linha do osso.

2.3.1.3 Median Filter

O *Median Filter* suprime o ruído isolado sem desfocar as pontas dos objetos das imagens. É particularmente eficaz na remoção do ruído do tipo “salt and pepper” [26]. O algoritmo de *Median Filter* começa por ordenar numericamente os píxeis de uma determinada janela à volta de um determinado píxel. O valor da intensidade desse píxel é então substituído pelo valor do meio do resultado da ordenação dos valores dos píxeis da janela em causa. Ao que este processo é repetido para todos os píxeis da imagem [27] [28].

$$y[m, n] = \mathit{median}\{x[i, j], (i, j) \in w\} \quad (13)$$

Onde $y[m, n]$ é a imagem final filtrada, sendo m e n representativos das linhas e colunas respetivamente, $x[i, j]$ representa a imagem original onde i e j correspondem às linhas e colunas, respetivamente, dentro da janela w .

Por exemplo, considerando o píxel com o valor 150 na *Figura 7* e os seus píxeis vizinhos numa janela 3x3:

123	125	126	130	140
122	124	126	127	135
118	120	150	125	134
119	115	119	123	133
111	116	110	120	130

Figura 7- Valores de uma secção de uma imagem.

A sua representação matricial seria:

$$M_1 = \begin{bmatrix} 124 & 126 & 127 \\ 120 & 150 & 125 \\ 115 & 119 & 123 \end{bmatrix}$$

Proceder-se-ia à ordenação por ordem crescente dos valores dos píxeis dessa janela:

$$M_{order} = (115; 119; 120; 123; 124; 125; 126; 127; 150)$$

Logo, o valor a atribuir ao elemento da matriz que inicialmente continha o valor 150 passa a ser o valor 124 píxel (píxel central em M_{order}). Caso seja uma janela em que $m \times n$ é um número par, o que dará um vetor de ordenação também par, os dois valores do meio são somados e o seu resultado dividido por dois. Caso o píxel em questão esteja nos limites da imagem (logo, a janela não irá ter todos os píxeis vizinhos incluindo na janela $m \times n$) é acrescentada uma linha ou coluna ao limiar da imagem em causa, sendo os valores dos píxeis a cópia espelhada dos valores da linha e coluna (respetivamente) da imagem [26].

2.3.1.4 Gamma Map Filter

O filtro *Gamma MAP* (máxima a posteriori) desenvolvido por Lopes et al. é uma adaptação do filtro *Kuan MAP* desenvolvido por Kuan et al., sendo que este último filtro requeria um conhecimento prévio da função densidade de probabilidade. Segundo Shi e Fung [29], esta distribuição não podia ser realista, assim sendo, Lopes et al. modificou o filtro *Kuan MAP* assumindo uma distribuição gama e definindo dois limiares, abaixo designados por C_{max} e C_b , que se acreditam ser mais adequados para casos reais [30] [29]. A expressão final do *Gamma Filter* é dada pelas equações seguintes:

$$U(x, y) = \begin{cases} I(x, y) & \text{se } C_{I(x,y)} < C_b \\ \frac{(\alpha-L-1)I(x,y) + \sqrt{(I(x,y)^2) \cdot (\alpha-L-1) + 4 \cdot \alpha \cdot L \cdot I(x,y)}}{2 \cdot \alpha} & \text{se } C_b < C_{I(x,y)} < C_{max} \\ I(x, y) & \text{se } C_{I(x,y)} > C_{max} \end{cases} \quad (14)$$

Onde:

$$C_{max} = \sqrt{2 \cdot C_b} \quad (15)$$

$$\alpha = \frac{1 + C_b^2}{C_{I(x,y)}^2 - C_b^2} \quad (16)$$

$$L = NEL = \left(\frac{1}{C_v}\right)^2 \quad (17)$$

Onde $U(x, y)$ é a imagem final e x e y traduzem as linhas e colunas respetivamente. $I(x, y)$ representa a imagem original, C_b representa o limite inferior e C_{max} o limite superior das amplitudes dos píxeis para eliminação do ruído da matriz final, $C_{I(x,y)}$ representa o valor do píxel localizado da imagem original na linha x e coluna y e L é o número de *looks* (O número de *looks* (NEL) numa imagem de intensidade é a medida estatística de flutuações introduzidas pelo efeito *speckle* [29]) e C_v é um coeficiente de variação.

2.3.2 Métodos para detetar a linha do osso

Nesta secção descrevem-se três possíveis métodos de procura da linha do osso. Um dos métodos foi desenvolvido especialmente para a procura da linha do osso (ossos longos do corpo humano), método de Nuno Fernandes, e dois outros, de *SNAKE* e de Canny, baseados na pesquisa de contornos de qualquer tipo de objetos em imagens. Para além destes dois últimos métodos existem outros na literatura, contudo não foram incluídos nesta tese porque, após experimentação com as imagens consideradas como teste neste trabalho verificou-se que os mesmos apresentavam muito baixa performance na deteção da linha de osso.

2.3.2.1 Algoritmo de Canny

O algoritmo de Canny é conhecido por muitos como o melhor detetor de fronteiras em imagens. O objetivo deste método é identificar descontinuidades bruscas numa imagem. A intenção de Canny foi a de melhorar os algoritmos de procura de fronteiras existentes na altura, tendo-se revelado um algoritmo bem-sucedido conforme atesta o artigo “*A Computational Approach to Edge Detection*” [31].

A metodologia seguida é a de considerar linhas da matriz representativa das intensidades dos píxeis da imagem e calcular as derivadas dos pontos consecutivos nessas linhas por forma a identificar as fronteiras [32], como se pode observar esquematicamente no exemplo da *Figura 8*.

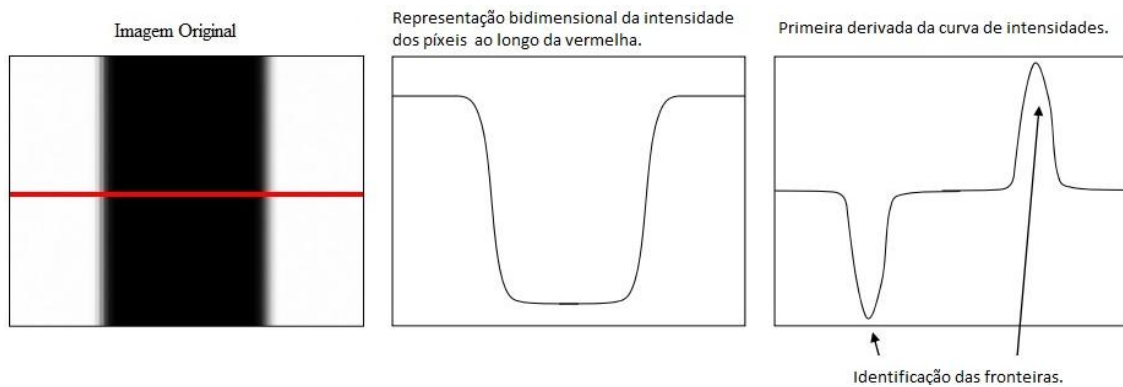


Figura 8- Exemplo da procura de fronteiras pelo algoritmo de Canny. Imagem da esquerda- imagem original identificando a vermelho a linha em análise; imagem ao centro- representação bidimensional da intensidade dos píxeis ao longo da linha vermelha da imagem à esquerda; imagem da direita- curva representativa da derivada da curva da imagem do centro, assinalando-se as fronteiras identificadas na curva da imagem do centro.

No artigo acima referido Canny aplicou uma lista de critérios para melhorar a deteção de fronteiras existentes tentando que todas as fronteiras fossem detetadas e que não houvesse falsos positivos. Salientam-se:

1. O utilizador deve estabelecer dois limites, um inferior e um superior, correspondentes ao valor da intensidade do píxel, os quais permitirão identificar uma fronteira.
2. Deve percorrer-se toda a matriz da imagem para identificar as transições bruscas de intensidade, por linha ou por coluna; Os píxeis que verifiquem transições bruscas são marcados como fronteira.
3. Após uma fronteira ter sido detetada de acordo com os limiares estabelecidos, percorre-se o resto da imagem à procura da diferença de intensidades entre o ponto em causa e a intensidade da fronteira assumindo que há uma margem de variação para a fronteira dada pelos limiares acima estabelecidos; Se a intensidade do píxel em causa for inferior ao limite inferior estabelecido, o algoritmo avança para a análise de outro píxel, se essa diferença estiver entre os limiares estabelecidos considera-se que esse píxel é um ponto a averiguar quanto à sua caracterização como fronteira ou não (adiante designado por píxel fraco), e, se a diferença for superior ao limite superior estabelecido, o píxel considera-se corresponder efetivamente

a uma fronteira (adiante designado como píxel forte); Desta forma garante-se a identificação de fronteiras com baixa taxa de erro.

4. Deve estabelecer-se ainda que uma fronteira só poderá ser detetada uma vez.

De acordo com o critério 2, o método de pesquisa da fronteira começa por encontrar discontinuidades entre valores dos píxeis mediante o cálculo do gradiente da matriz da imagem; havendo a possibilidade de identificação de várias fronteiras para uma mesma região da imagem, a seleção de uma dessas fronteiras como fronteira efetiva é feita analisando a direção do gradiente. Os píxeis com mesma direção de gradiente que apresentem maior intensidade são considerados fronteira efetiva.

Na implementação do critério 3 é ainda feita uma seleção automática dos píxeis fracos cuja direção do gradiente seja coincidente com a direção do gradiente de píxeis fortes, estes píxeis fracos serão incorporados na fronteira.

Encontrar os gradientes

O algoritmo de Canny basicamente considera as fronteiras encontrando as discontinuidades entre valores da escala de cinzentos. Estas áreas são encontradas através do gradiente da imagem. O gradiente de cada píxel da imagem suavizada é determinado através do operador de *Sobel* [33]. O primeiro passo é aproximar o gradiente da direção x e y aplicando as seguintes máscaras:

$$K_{Gx} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad K_{Gy} = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

As magnitudes do gradiente (também conhecidos por “*edge strenghts*”) podem ser determinadas através da função distância euclidiana:

$$|G| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (18)$$

Onde G_x e G_y representam o gradiente nas direções x e y respetivamente.

Uma imagem das magnitudes do gradiente pode indicar claramente a localização das fronteiras, não localizando porém onde as verdadeiras fronteiras se encontram, para isso é preciso saber a direção das fronteiras através da seguinte equação.

$$\theta = \arctan\left(\frac{|G_y|}{|G_x|}\right) \quad (19)$$

A *Figura 9* exemplifica o anteriormente descrito no caso de uma imagem com diferentes tons de cinzento.

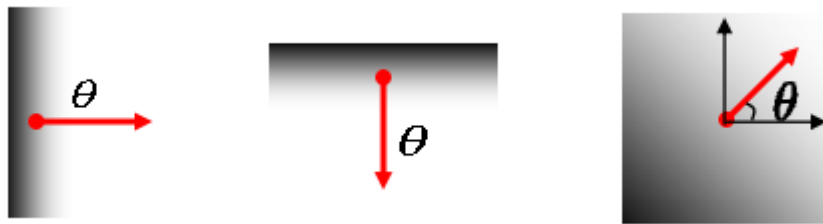


Figura 9- Detecção da direção da fronteira.

Supressão dos não máximos

O propósito deste passo é converter as fronteiras mais fracas na imagem das magnitudes do gradiente em fronteiras fortes. Basicamente este passo corresponde a guardar o valor máximo num determinado local à volta de um píxel na imagem do gradiente e apagar todos os outros valores, através dos seguintes passos:

1. Arredondar os valores da direção do gradiente (θ) considerando um passo de 45 graus e assumindo arredondamento por defeito para valores inferiores a 22.5 graus e por excesso para valores a 22.5 graus (por exemplo: 0 graus para valores entre 0 e 22.5 graus), para haver uma procura única nos 8 píxeis adjacentes ao píxel em questão.
2. Comparar então o valor do píxel com o do píxel na direção do gradiente e com o do píxel oposto ao píxel em questão.
3. Manter o que tiver maior valor e eliminar o que tiver menor valor.

Um simples exemplo da supressão dos não máximos pode ser visto na *Figura 10*, demonstrando que a direção do gradiente é mais forte para a cima, logo são comparados os valores acima e abaixo para determinar qual o píxel com maior valor. Nesta figura,

representaram-se com contornos a branco os píxeis escolhidos para este exemplo por forma a clarificar a exemplificação.

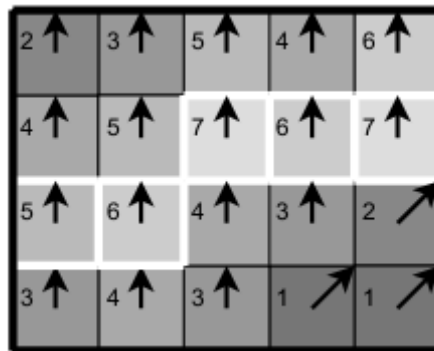


Figura 10-Exemplo da supressão dos não máximos na procura de Canny.

Limite duplo

Após a aplicação dos procedimentos anteriormente descritos, haverá ainda muitos píxeis marcados como píxeis ‘fortes’. Muitos destes não são realmente fronteiras, suspeitando-se que possam ser ruído. Então são estabelecidos dois limites para os valores dos píxeis, um limite inferior e um limite superior. Píxeis acima de um limite superior são marcados como píxeis fortes, píxeis abaixo do limite inferior são eliminados e por fim píxeis entre os dois limites são marcados como píxeis fracos. Os valores desses limites são variáveis e são calculados quando uma certa percentagem escolhida pelo utilizador é multiplicada pelo píxel de valor mais alto da imagem.

Rastreamento de fronteira por histerese

Os píxeis fracos se tiverem “ligados” a um píxel forte serão considerados como píxeis fortes (isto é, se entre os 8 à sua volta haver uma píxel forte, esse píxel fraco passa a ser também um píxel forte). Por consequência os píxeis isolados de ruído serão descartados devido a não estarem ligados a nenhum píxel forte.

Apresenta-se de seguida um exemplo da implementação do algoritmo de Canny numa imagem simples.

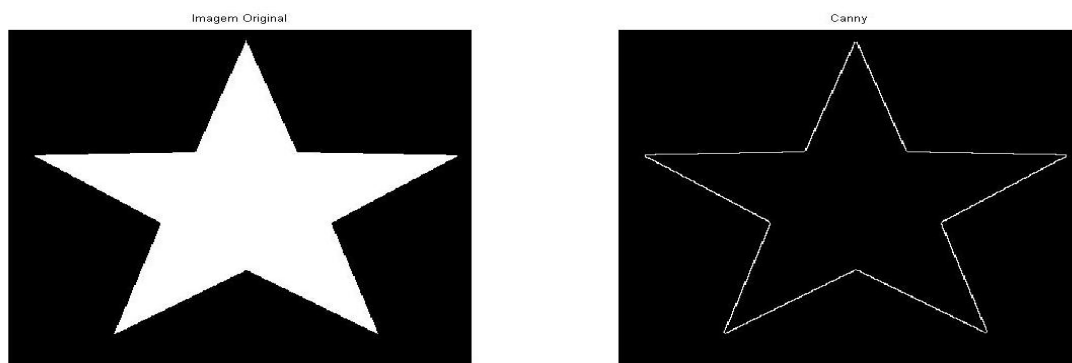


Figura 11-Exemplo de aplicação do método de Canny (imagem da direita) numa imagem simples (à esquerda).

2.3.2.2 SNAKE

Este método de identificação de contornos é também conhecido por *SNAKE*. Baseia-se na deformação de curvas de energia minimizada que se vão encaixando em certos contornos da imagem pelo que costuma ser designado por um modelo ativo de contorno. Por meio de interações ao longo do tempo o algoritmo procura encaixar essas curvas de energia nos contornos da imagem [34], como podemos ver na exemplificação da figura seguinte (*Figura 12*).

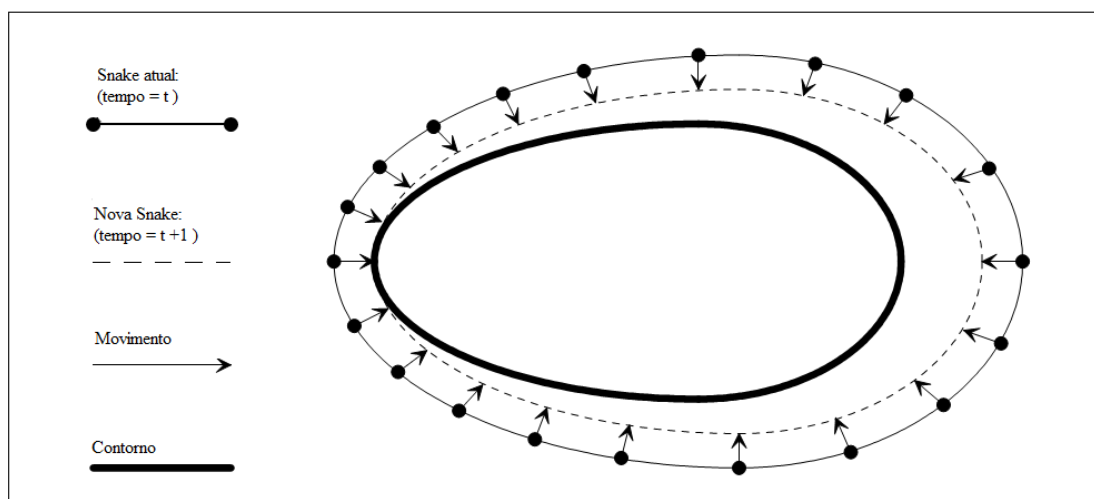


Figura 12-Exemplificação do procedimento do algoritmo SNAKE na identificação de um contorno.

Este método tem como base a soma de duas energias, a energia externa e a energia interna. Durante a pesquisa bibliográfica neste tema encontraram-se várias abordagens, algumas indo mesmo ao ponto de alterar as fórmulas das energias. Outras abordagens concentraram-se no estabelecimento dos parâmetros, adaptando-os aos caso-estudo. De mencionar como relevante a interpretação apresentada por C. Tauber et al intitulada “*Robust B-Spline Snakes for Ultrasound Image Segmentation*” [35].

Após várias experiências com diversas abordagens recolhidas da literatura, foi encontrada uma fórmula do método *SNAKE* que apresentou melhor desempenho nas imagens ultrassónicas usadas neste trabalho. Esta versão é devida a D. Kroon da Universidade Twente (Setembro de 2009) [36], o qual a tornou pública, motivo pelo qual a mesma é aqui referenciada para futuros desenvolvimentos deste trabalho.

Tratando-se de um algoritmo complexo, nem sempre claramente descrito analiticamente, apresentam-se de seguida as fórmulas matemáticas e suas interpretações bem como se descrevem passos do método baseados na interpretação do código *Matlab* que implementa as funções sobre o método *SNAKE* de acordo com a referência [36].

Escolha dos quatro pontos

Primeiramente escolhem-se quatro pontos de uma imagem sendo que os mesmos devem estar por ordem no sentido dos ponteiros do relógio (normalmente esses quatro pontos são as arestas da imagem), e colocam-se os pontos numa matriz representativa da imagem de tal forma que os pontos estejam da esquerda para a direita e de cima para baixo.

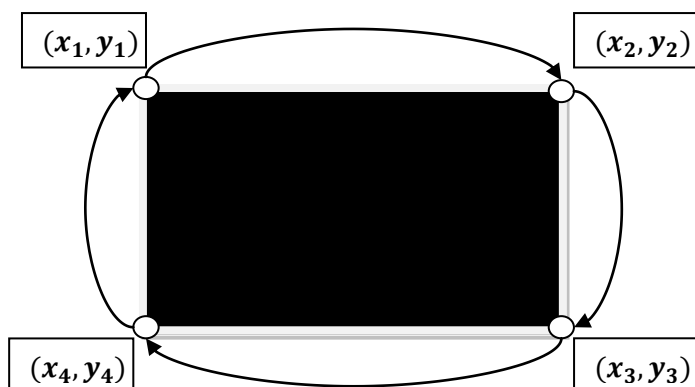


Figura 13- Representação dos 4 pontos iniciais a estabelecer ao algoritmo de *SNAKE*.

A matriz atrás referida, para o caso dos pontos representados na *Figura 13*, toma o seguinte aspeto:

$$P_{(x_i,y_i)} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 \\ x_2 & y_2 \\ x_3 & y_3 \\ x_4 & y_4 \end{bmatrix}$$

Interpolação dos pontos

É feita uma interpolação entre os 4 pontos referenciais de forma a obter um total de 100 pontos dispostos tal que representem a forma de um ‘balão’ na imagem, como é demonstrado na figura seguinte:

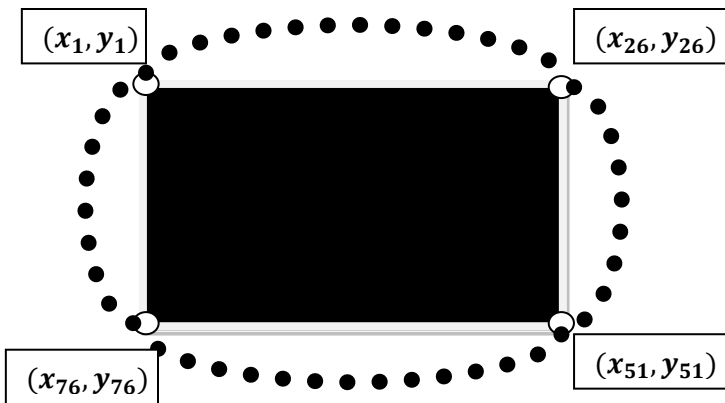


Figura 14- Algoritmo de SNAKE: representação dos 100 pontos em forma de balão circundando os 4 pontos iniciais.

A matriz anterior passa a assumir a forma:

$$P_{(x_i,y_i)} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 \\ x_2 & y_2 \\ \vdots & \vdots \\ x_{100} & y_{100} \end{bmatrix}$$

Vindo só a ser utilizada mais adiante no algoritmo.

Energia externa

A energia externa é definida como o gradiente negativo da imagem, pois quando calculada para uma imagem faz com que os píxeis próximos de brancos na imagem

original fiquem ainda mais brancos na matriz de energia externa, e, complementarmente, os píxeis próximos de preto passem a uma representação ainda mais preta que a inicial. O cálculo da energia externa de uma imagem permite aumentar o contraste da imagem.

Atribui-se um valor a um parâmetro *sigma* contido no algoritmo [36]:

$$\sigma = 10$$

Criam-se duas matrizes de 61x61 com os seguintes valores:

$$x(i, j) = \begin{pmatrix} -30 & -30 & \dots & -30 & -30 \\ -29 & -29 & \dots & -29 & -29 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 29 & 29 & \dots & 29 & 29 \\ 30 & 30 & \dots & 30 & 30 \end{pmatrix} \quad y(i, j) = \begin{pmatrix} -30 & -29 & \dots & 29 & 30 \\ -30 & -29 & \dots & 29 & 30 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ -30 & -29 & \dots & 29 & 30 \\ -30 & -29 & \dots & 29 & 30 \end{pmatrix}$$

Em que:

$$i, j = (1 \ 2 \ \dots \ 61)$$

Para cada valor das matrizes anteriores são calculadas as seguintes fórmulas:

$$D_{gaus_x}(x_{i,j}, y_{i,j}) = - \left(\frac{x_{i,j}}{2\pi\sigma^4} \right) \cdot e^{\left(\frac{-x_{i,j}^2 + y_{i,j}^2}{2\sigma^2} \right)} \quad (20)$$

$$D_{gaus_y}(x_{i,j}, y_{i,j}) = - \left(\frac{y_{i,j}}{2\pi\sigma^4} \right) \cdot e^{\left(\frac{-x_{i,j}^2 + y_{i,j}^2}{2\sigma^2} \right)} \quad (21)$$

$$D_{gaus_{xx}}(x_{i,j}, y_{i,j}) = \frac{1}{2\pi\sigma^4} \cdot \left(\frac{x_{i,j}^2}{\sigma^2 - 1} \right) \cdot e^{\left(\frac{-x_{i,j}^2 + y_{i,j}^2}{2\sigma^2} \right)} \quad (22)$$

$$D_{gaus_{yy}}(x_{i,j}, y_{i,j}) = \frac{1}{2\pi\sigma^4} \cdot \left(\frac{y_{i,j}^2}{\sigma^2 - 1} \right) \cdot e^{\left(\frac{-x_{i,j}^2 + y_{i,j}^2}{2\sigma^2} \right)} \quad (23)$$

$$D_{gaus_{xy}}(x_{i,j}, y_{i,j}) = \frac{1}{2\pi\sigma^6} \cdot x_{i,j} \cdot y_{i,j} \cdot e^{\left(\frac{-x_{i,j}^2 + y_{i,j}^2}{2\sigma^2} \right)} \quad (24)$$

Em que:

$$i, j = (1 \ 2 \ \dots \ 61)$$

Após calculados os valores acima filtra-se a imagem recorrendo a uma função do *Matlab* chamada de ***imfilter(A,B,OPTION1,OPTION2)***, em que a imagem *A* é filtrada com o filtro *B*, as opções usadas foram respetivamente a opção ***symmetric*** (para que quando a filtragem for referente a zonas fora dos limites da imagem, seja feita uma cópia espelhada da mesma) e a opção ***conv*** (que significa que se irá fazer uma filtragem multidimensional usando a convolução). Logo obter-se-á:

$$\begin{aligned}
 I_x(i, j) &= \mathbf{imfilter}(I, D_{gaus_x}, 'conv', 'symmetric') \\
 I_y(i, j) &= \mathbf{imfilter}(I, D_{gaus_y}, 'conv', 'symmetric') \\
 I_{xx}(i, j) &= \mathbf{imfilter}(I, D_{gaus_{xx}}, 'conv', 'symmetric') \\
 I_{yy}(i, j) &= \mathbf{imfilter}(I, D_{gaus_{yy}}, 'conv', 'symmetric') \\
 I_{xy}(i, j) &= \mathbf{imfilter}(I, D_{gaus_{xy}}, 'conv', 'symmetric')
 \end{aligned}$$

Em que o *i* e o *j* são as linhas e colunas respetivamente das imagens resultantes.

Criam-se depois 3 funções bem distintas E_{term} , E_{edge} e E_{line} :

$$E_{term}(i, j) = \frac{I_{yy} \cdot I_x^2 - 2I_{xy} \cdot I_x \cdot I_y + I_{xx} \cdot I_y^2}{(1 + I_x^2 + I_y^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (25)$$

$$E_{edge}(i, j) = \sqrt{I_x^2 + I_y^2} \quad (26)$$

$$E_{line}(i, j) = I_{gaus} \quad (27)$$

Para permitir o cálculo da variável I_{gaus} temos que seguir os seguintes passos:

É criado um vetor com os seguintes valores:

$$\mathbf{g} = (-30, -29 \dots \dots \dots 29, 30) \quad (28)$$

$$H(\mathbf{g}) = e^{\left(-\frac{\mathbf{g}^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (29)$$

$$H_s(\mathbf{g}) = \frac{H(\mathbf{g})}{\sum_{\mathbf{g}}^W H(\mathbf{g})} \quad (30)$$

Em que o vetor \mathbf{g} apresenta dimensão W .

Depois é usada uma função de *Matlab* chamada de **reshape**($x, [M N]$) , que devolve uma matriz com os mesmos elementos de x mas com o tamanho de M por N , logo:

$$H_x = \text{reshape}(H_s, [W \ 1])$$

$$H_y = \text{reshape}(H_s, [W \ 1])$$

E por fim é aplicada a função de *Matlab* **imfilter**($A, B, \text{OPTION1}, \text{OPTION2}$), em que desta vez as opções são, **replicate** (em que quando o filtro ultrapassa os limites da imagem é feita uma cópia do ultimo valor antes do limite) e **same** (em que o tamanho da matriz de saída é igual à da entrada).

$$I_x(i, j) = \text{imfilter}(I(i, j), H_x, 'same', 'replicate')$$

$$I_{\text{gaus}}(i, j) = \text{imfilter}(I_x, H_y, 'same', 'replicate')$$

Sendo i e j as linhas e colunas da imagem a ser tratada, respetivamente

Estando já calculados E_{term} , E_{edge} e E_{line} , podem escrever-se a função final para a energia externa:

$$I_{\text{Externa}}(i, j) = W_{\text{line}} \times E_{\text{line}}(i, j) - W_{\text{edge}} \times E_{\text{edge}}(i, j) - W_{\text{term}} \times E_{\text{term}}(i, j) \quad (31)$$

Em que W_{line} , W_{edge} e W_{term} são parâmetros ajustáveis. Após vários testes com as imagens clínicas usadas neste trabalho conclui-se que os melhores resultados foram obtidos com os seguintes valores:

$$W_{\text{line}} = 0,24$$

$$W_{\text{edge}} = 2$$

$$W_{\text{term}} = 0,01$$

Campo de força externa da energia externa

Atribui-se um valor a um **sigma**, parâmetro ajustável contido no algoritmo:

$$\sigma_1 = 20$$

Criam-se duas matrizes de 121x121 com os seguintes valores:

$$\mathbf{x}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) = \begin{pmatrix} -60 & -60 & \dots & -60 & -60 \\ -59 & -59 & \dots & -59 & -59 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 29 & 29 & \dots & 59 & 59 \\ 60 & 60 & \dots & 60 & 60 \end{pmatrix} \quad \mathbf{y}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) = \begin{pmatrix} -60 & -59 & \dots & 59 & 60 \\ -60 & -59 & \dots & 59 & 60 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ -60 & -59 & \dots & 59 & 60 \\ -60 & -59 & \dots & 59 & 60 \end{pmatrix}$$

Em que:

$$\mathbf{i}, \mathbf{j} = (1 \ 2 \ \dots \dots \ 121)$$

Para cada valor das matrizes anteriores são calculadas as seguintes fórmulas:

$$\mathbf{D}_{gaus1_x}(\mathbf{x}_{i,j}, \mathbf{y}_{i,j}) = -\left(\frac{\mathbf{x}_{i,j}}{2\pi\sigma_1^4}\right) \cdot e^{\left(\frac{-\mathbf{x}_{i,j}^2 + \mathbf{y}_{i,j}^2}{2\sigma_1^2}\right)} \quad (32)$$

$$\mathbf{D}_{gaus1_y}(\mathbf{x}_{i,j}, \mathbf{y}_{i,j}) = -\left(\frac{\mathbf{y}_{i,j}}{2\pi\sigma_1^4}\right) \cdot e^{\left(\frac{-\mathbf{x}_{i,j}^2 + \mathbf{y}_{i,j}^2}{2\sigma_1^2}\right)} \quad (33)$$

Em que:

$$\mathbf{i}, \mathbf{j} = (1 \ 2 \ \dots \dots \ 121)$$

Posto isto a imagem calculada através da energia externa é filtrada usando de novo a função do *Matlab* chamada de ***imfilter(A,B,OPTION1,OPTION2)***, em que a imagem **A** é filtrada com o filtro **B**, as opções usadas foram respetivamente a opção ***symmetric*** e a opção ***conv***, obtendo-se:

$$\mathbf{F}_x(\mathbf{i}, \mathbf{j}) = \mathbf{imfilter}(\mathbf{I}_{\text{Eexterna}}, \mathbf{D}_{gaus1_x}, 'conv', 'symmetric')$$

$$\mathbf{F}_y(\mathbf{i}, \mathbf{j}) = \mathbf{imfilter}(\mathbf{I}_{\text{Eexterna}}, \mathbf{D}_{gaus1_y}, 'conv', 'symmetric')$$

Sendo o ***i*** e o ***j*** as linhas e colunas respetivamente da imagem a ser tratada, e a ***I_{Eexterna}*** é a imagem já calculada anteriormente pela energia externa, (equação (31)).

Finalmente criam-se duas funções:

$$\mathbf{F}_{xx}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) = -2 \cdot \sigma_1^2 \cdot \mathbf{F}_x(\mathbf{i}, \mathbf{j}) \quad (34)$$

$$\mathbf{F}_{yy}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) = -2 \cdot \sigma_1^2 \cdot \mathbf{F}_y(\mathbf{i}, \mathbf{j}) \quad (35)$$

Gradient vector flow (GVF)

O GVF atribui como píxeis de contorno os que apresentam valores de (i,j) mais distanciados para que o *SNAKE* possa chegar a regiões côncavas. Começa por se calcular a magnitude das duas funções anteriormente apresentadas.

$$S_{mag}(i,j) = F_{xx}(i,j)^2 + F_{yy}(i,j)^2 \quad (36)$$

É feita uma cópia dos valores de F_{xx} e F_{yy} para as seguintes variáveis:

$$u(i,j) = F_{xx}(i,j)$$

$$v(i,j) = F_{yy}(i,j)$$

Onde u e v vão sendo alterados ao longo de várias interações como é demonstrado no diagrama seguinte (neste caso serão 100 interações, valor atribuído pelo autor [36]).

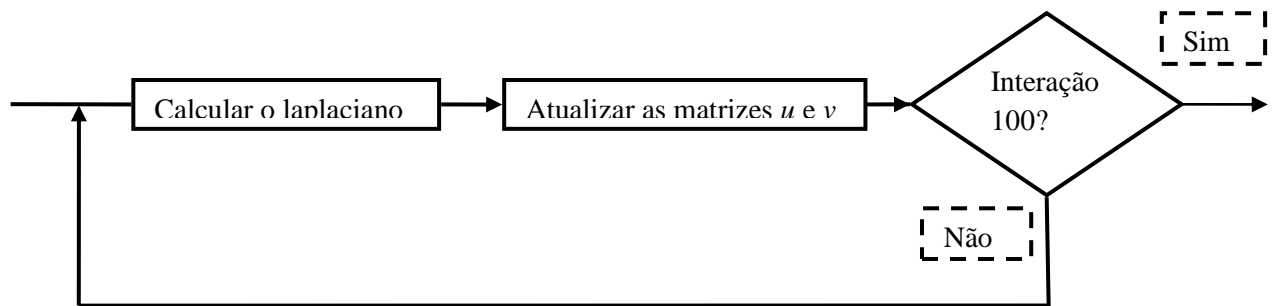


Figura 15-Diagrama esquemático do ciclo de cálculos de GVF (gradient vector flow).

O bloco ‘Calcular o laplaciano’ obriga à atribuição de um valor a um sigma:

$$\sigma_2 = 1$$

De seguida criam-se duas matrizes de 7x7 com os seguintes valores:

$$x(i,j) = \begin{pmatrix} -3 & -3 & \dots & -3 & -3 \\ -2 & -2 & \dots & -2 & -2 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 2 & 2 & \dots & 2 & 2 \\ 3 & 3 & \dots & 3 & 3 \end{pmatrix} \quad y(i,j) = \begin{pmatrix} -3 & -2 & \dots & 2 & 3 \\ -3 & -2 & \dots & 2 & 3 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ -3 & -2 & \dots & 2 & 3 \\ -3 & -2 & \dots & 2 & 3 \end{pmatrix}$$

Em que:

$$i,j = (1 \ 2 \ \dots \ 7)$$

Para cada valor das matrizes anteriores são calculadas as seguintes fórmulas:

$$D_{gaus2_{xx}}(x_{i,j}, y_{i,j}) = \frac{1}{2\pi\sigma_2^4} \cdot \left(\frac{x_{i,j}^2}{\sigma_2^2-1}\right) \cdot e^{\left(\frac{-x_{i,j}^2+y_{i,j}^2}{2\sigma_2^2}\right)} \quad (37)$$

$$D_{gaus2_{yy}}(x_{i,j}, y_{i,j}) = \frac{1}{2\pi\sigma_2^4} \cdot \left(\frac{y_{i,j}^2}{\sigma_2^2-1}\right) \cdot e^{\left(\frac{-x_{i,j}^2+y_{i,j}^2}{2\sigma_2^2}\right)} \quad (38)$$

Em que:

$$i, j = (1 \ 2 \ \dots \dots \ 7)$$

Posto isto as matrizes u e v são filtradas pelas fórmulas acima descritas usando função do *Matlab* ***imfilter(A, B, OPTION1, OPTION2)***, em que a imagem A é filtrada com o filtro B , as opções usadas foram respetivamente a opção ***symmetric*** e a opção ***conv***. Logo iremos ter:

$$U_{xx}(i, j) = \mathbf{imfilter}(u, D_{gaus2_{xx}}, 'conv', 'symmetric')$$

$$U_{yy}(i, j) = \mathbf{imfilter}(u, D_{gaus2_{yy}}, 'conv', 'symmetric')$$

$$V_{xx}(i, j) = \mathbf{imfilter}(v, D_{gaus2_{xx}}, 'conv', 'symmetric')$$

$$V_{yy}(i, j) = \mathbf{imfilter}(v, D_{gaus2_{yy}}, 'conv', 'symmetric')$$

Em que i e j são os valores correspondentes ao número de linhas e colunas respetivamente das matrizes u e v .

Por fim as matrizes u e v são atualizadas através das seguintes equações:

$$u_{novo}(i, j) = u_{antigo}(i, j) + M_u \cdot (U_{xx}(i, j) + U_{yy}(i, j)) - S_{mag}(i, j) \cdot (u_{antigo}(i, j) - F_{xx}(i, j)) \quad (39)$$

$$v_{novo}(i, j) = v_{antigo}(i, j) + M_v \cdot (V_{xx}(i, j) + V_{yy}(i, j)) - S_{mag}(i, j) \cdot (v_{antigo}(i, j) - F_{yy}(i, j)) \quad (40)$$

Força interna

Cria uma matriz chamada de matriz da força interna, que restringe o movimento dos pontos para obter contornos mais suaves.

São atribuídos valores a duas variáveis, que são parâmetros ajustáveis contidos no algoritmo:

$$\alpha = 0.2$$

$$\beta = 0.2$$

Usam-se então essas duas variáveis para calcular as seguintes fórmulas:

$$B_1 = \beta \quad (41)$$

$$B_2 = -(\alpha + 4 \cdot \beta) \quad (42)$$

$$B_3 = 2(\alpha + 6 \cdot \beta) \quad (43)$$

$$B_4 = B_2 \quad (44)$$

$$B_5 = B_1 \quad (45)$$

Cria-se depois uma matriz de identidade de 100 pontos:

$$I_{100}(i,j) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \dots & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Posto isto, a matriz identidade irá ter uma rotação usando um função do *Matlab* chamada de *circshift(A,n)*, onde *A* é a matriz e *n* o número de rotações. Se por exemplo a matriz *A* tiver os valores:

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 3 \\ 4 & 5 & 6 \\ 7 & 8 & 9 \end{bmatrix}$$

Ao aplicar a função $\mathit{circshift}(A, I)$, obtêm-se:

$$\mathbf{B} = \mathit{circshift}(\mathbf{A}, \mathbf{1}) = \begin{bmatrix} 7 & 8 & 9 \\ 1 & 2 & 3 \\ 4 & 5 & 6 \end{bmatrix}$$

Iremos então calcular as seguintes equações usando a função $\mathit{circshift}(A, n)$ do matlab:

$$\mathbf{A}_0(i, j) = \mathbf{B}_1 \cdot \mathit{circshift}(\mathbf{I}_{100}, 2) \quad (46)$$

$$\mathbf{A}_1(i, j) = \mathbf{A}_0(i, j) + \mathbf{B}_2 \cdot \mathit{circshift}(\mathbf{I}_{100}, 1) \quad (47)$$

$$\mathbf{A}_2(i, j) = \mathbf{A}_1(i, j) + \mathbf{B}_3 \cdot \mathit{circshift}(\mathbf{I}_{100}, 0) \quad (48)$$

$$\mathbf{A}_3(i, j) = \mathbf{A}_2(i, j) + \mathbf{B}_4 \cdot \mathit{circshift}(\mathbf{I}_{100}, -1) \quad (49)$$

$$\mathbf{A}_4(i, j) = \mathbf{A}_3(i, j) + \mathbf{B}_5 \cdot \mathit{circshift}(\mathbf{I}_{100}, -2) \quad (50)$$

Por fim obtemos a matriz final da força interna:

$$\mathbf{S}(i, j) = (\mathbf{A}_4(i, j) + \gamma \cdot \mathbf{I}_{100})^{-1} \quad (51)$$

Onde i e j representa a linha e coluna, respetivamente da matriz identidade.

Movimento do SNAKE

São atribuídos valores a três variáveis, que são parâmetros ajustáveis contidos no algoritmo:

$$\gamma = 1$$

$$\kappa = 2$$

$$\delta = 0.1$$

Os 100 pontos iniciais que temos em forma de “balão”, calculados na secção denominada de “escolha dos quatro pontos”, vão ter os seus valores alterados para encontrar os contornos dos objetos através de várias iterações, neste caso serão 600 iterações, valor atribuído pelo autor.

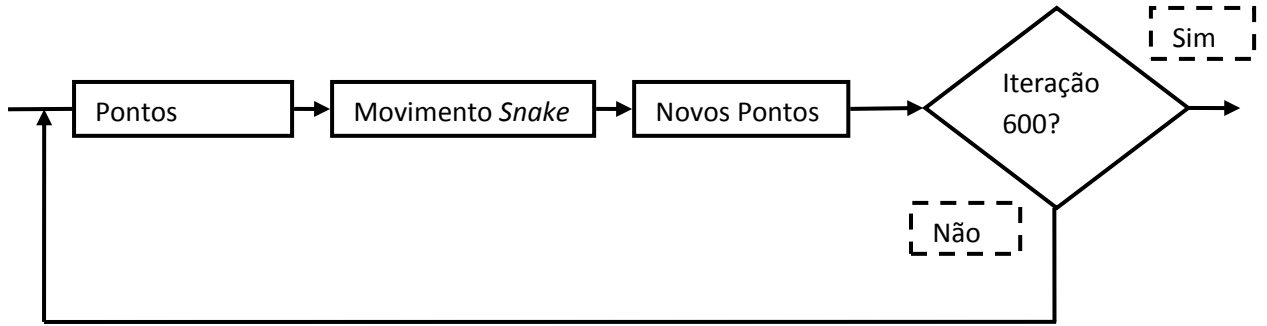


Figura 16- Ilustração do ciclo de cálculo das iterações do movimento SNAKE numa segunda fase do processo.

Os pontos iniciais são:

$$P_{(x_i, y_i)} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 \\ x_2 & y_2 \\ \vdots & \vdots \\ x_{100} & y_{100} \end{bmatrix}$$

Onde:

$$P_x = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_{100} \end{bmatrix} \quad \text{e} \quad P_y = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_{100} \end{bmatrix}$$

Usando a função do *Matlab* chamada de *interp2* (V, Xa, Ya) que devolve os valores interpolados de funções de duas variáveis onde V é a matriz inicial, Xa corresponde aos valores da primeira variável e Ya aos da segunda variável.

$$F_{ext1}(i) = \kappa \cdot \text{interp2}(u_{novo}, P_x, P_y) \quad (52)$$

$$F_{ext2}(i) = \kappa \cdot \text{interp2}(v_{novo}, P_x, P_y) \quad (53)$$

Onde u_{novo} e v_{novo} são os valores já calculados no passo do *GVF* e $i = 1, 2, \dots, 100$.

São criados dois vetores de tamanho 100 com os seguintes valores:

$$\mathbf{f}_{(u)} = \begin{bmatrix} 5 \\ 6 \\ 7 \\ \vdots \\ 100 \\ 1 \\ 2 \\ 3 \\ 4 \end{bmatrix} \quad \text{e} \quad \mathbf{b}_{(u)} = \begin{bmatrix} -3 \\ -2 \\ -1 \\ 0 \\ 1 \\ 2 \\ \vdots \\ 95 \\ 96 \end{bmatrix}$$

E para cada posição de \mathbf{u} são calculados os seguintes valores:

$$\mathbf{d}_{x(u)} = \mathbf{P}_x(\mathbf{f}_{(u)}) - \mathbf{P}_x(\mathbf{b}_{(u)}) \quad (54)$$

$$\mathbf{d}_{y(u)} = \mathbf{P}_y(\mathbf{f}_{(u)}) - \mathbf{P}_y(\mathbf{b}_{(u)}) \quad (55)$$

Para cada posição de \mathbf{u} é feita uma normalização dos pontos anteriormente calculados

$$L_{(u)} = \sqrt{\mathbf{d}_{x(u)}^2 + \mathbf{d}_{y(u)}^2} \quad (56)$$

$$N_x(\mathbf{u}) = -\frac{\mathbf{d}_{y(u)}}{L_{(u)}} \quad (57)$$

$$N_y(\mathbf{u}) = \frac{\mathbf{d}_{x(u)}}{L_{(u)}} \quad (58)$$

Onde:

$$\mathbf{u} = 1, 2 \dots 100$$

De seguida criam-se quatro equações:

$$\mathbf{F}_{ext3}(\mathbf{u}) = \delta \cdot N_x(\mathbf{u}) \quad (59)$$

$$\mathbf{F}_{ext4}(\mathbf{u}) = \delta \cdot N_y(\mathbf{u}) \quad (60)$$

$$ssx(\mathbf{u}) = \gamma \cdot \mathbf{P}_x(\mathbf{u}) + \mathbf{F}_{ext1}(\mathbf{u}) + \mathbf{F}_{ext3}(\mathbf{u}) \quad (61)$$

$$ssy(\mathbf{u}) = \gamma \cdot \mathbf{P}_y(\mathbf{u}) + \mathbf{F}_{ext2}(\mathbf{u}) + \mathbf{F}_{ext4}(\mathbf{u}) \quad (62)$$

Por fim os pontos são atualizados

$$P_{x_{novo}}(\mathbf{u}) = \mathbf{S}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) \cdot \mathbf{ssx}(\mathbf{u}) \quad (63)$$

$$P_{y_{novo}}(\mathbf{u}) = \mathbf{S}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) \cdot \mathbf{ssy}(\mathbf{u}) \quad (64)$$

Onde $\mathbf{S}(\mathbf{i}, \mathbf{j})$ é a matriz da força interna \mathbf{i}, \mathbf{j} e \mathbf{u} variam de 1 a 100 de 1 em 1.

Este processo é repetido várias vezes até que o contorno seja encontrado, como podemos ver no exemplo a seguir em que o processo foi repetido 600 vezes:

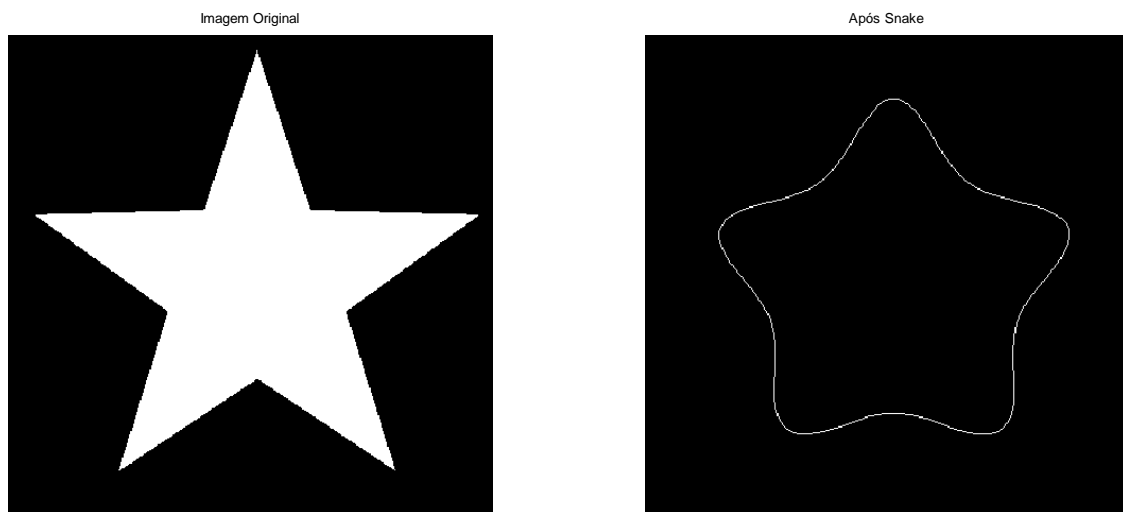


Figura 17-Exemplo do funcionamento do método SNAKE, imagem original lado esquerdo, contornos detetados pelo SNAKE lado esquerdo após 600 iterações.

2.3.2.3 Algoritmo de Nuno Fernandes

Este método de procura do osso foi proposto pelo Nuno Fernandes [11], para a deteção de ossos longos em imagem de ultrassom, após a imagem ter sido filtrado pelo *SSR*. O algoritmo é fundamentalmente constituído pelos seguintes passos:

1. Estabelecer um limite que delimite se os píxeis são brancos ou pretos, eliminando ou alterando os píxeis cinzentos.
2. Fazer atuar o algoritmo de preenchimento, para que se possa unir píxeis brancos próximos quando entre estes exista alguns píxeis pretos.

3. Calcular o histograma da imagem para conhecer quantos píxeis brancos existem por linha da matriz representativa da imagem.
4. Percorrer a sequência de píxeis brancos para encontrar a linha óssea.

Descrevem-se de seguida cada um destes passos.

Threshold (limite)

O estabelecimento do *threshold* permite controlar o brilho que se assume permissível na visualização do osso na imagem em estudo. Os píxeis cuja intensidade seja acima do *threshold* estabelecido são considerados brancos e valores abaixo são considerados pretos.

Monotone

Corresponde a verificar-se as descontinuidades entre píxeis brancos. Devido ao passo anterior, alguns píxeis que possam conter informação poderão ter sido apagados quer na vertical ou na horizontal. Procede-se então da seguinte forma: caso entre dois píxeis brancos haja um número pequeno de píxeis pretos, estes são substituídos por píxeis brancos. A atuação desta substituição depende de se estar a considerar linhas ou colunas: se a análise for feita por linhas, ou seja, na horizontal, então o número máximo de píxeis pretos entre os brancos é 15; contudo se a análise for na vertical, apenas se permite um máximo de 3 píxeis pretos entre os píxeis brancos.

Histograma

Neste passo, é feito um histograma que dará a quantidade de píxeis por linha, querendo isto indicar que, se determinada linha tiver grande número de píxeis brancos, o osso passará por essa linha, ao que a pesquisa pelo osso deve ser iniciada por essa linha. Na *Figura 18* pode ver-se um exemplo: o máximo de intensidade do histograma verifica-se na linha 170 da imagem em estudo, no caso uma imagem de ultrassom de fratura de tibia, logo existe uma forte probabilidade do osso passar por essa linha.

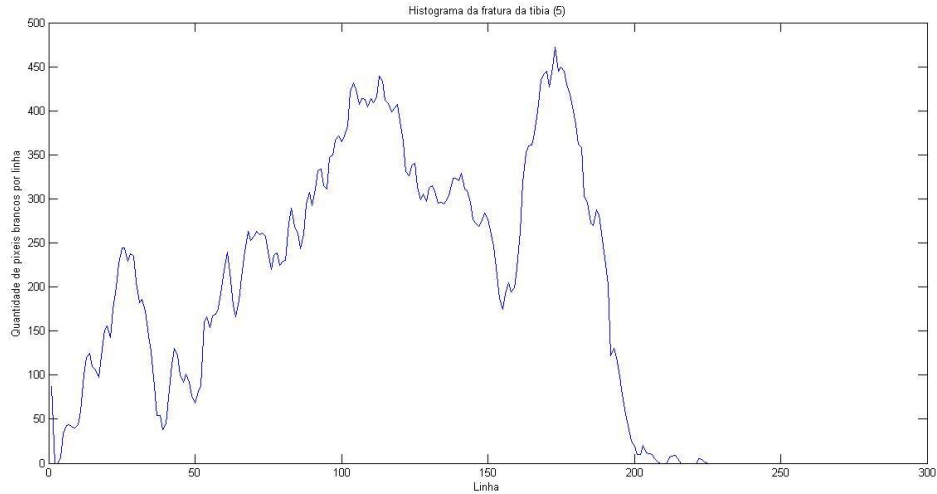


Figura 18-Histograma de imagem filtrada referente á fratura na tíbia (5).

Procura do osso

Depois de determinada a linha inicial de pesquisa de osso para prosseguir a linha de osso é iniciada uma busca na primeira coluna de cima para baixo, até que numa determinada linha seja encontrado o píxel branco. Caso não seja encontrado, a pesquisa segue para a coluna seguinte. Assim que o píxel é encontrado, o passo seguinte é verificar se o píxel imediatamente á direita desse também é branco, se for, o processo repete-se para a direita. A imagem seguinte, demonstra esse processo em que as setas a cinzento indicam o píxel onde começou a pesquisa do caminho, a estrela a negro indica qual o píxel em análise e a seta a negro indica o sentido de pesquisa do próximo píxel

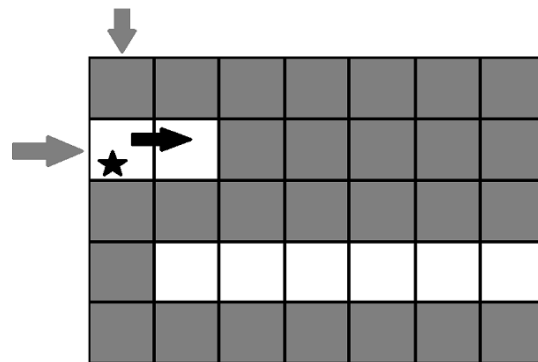


Figura 19-Processo de pesquisa da linha de osso: Procura segue para a direita.

Caso o píxel à direita não seja branco é verificado o píxel acima, se for branco a pesquisa prossegue para cima como se pode ver na ilustração seguinte (Figura 20) onde

se mostra que a procura segue para cima uma vez que não há continuidade à direita do píxel assinalado com a estrela.

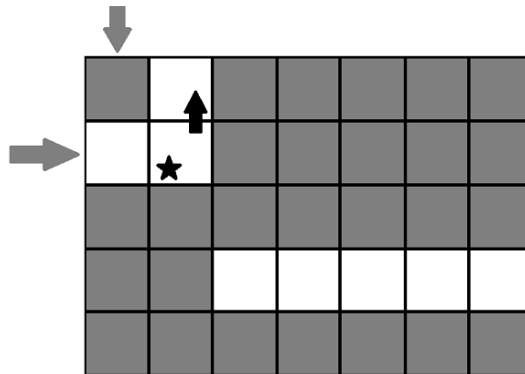


Figura 20- Processo de pesquisa da linha de osso: Procura segue para cima.

Se não for nem à direita nem acima é verificado o píxel abaixo. Se este for branco a pesquisa continua para baixo. Podemos ver na imagem seguinte uma ilustração da procura que segue para baixo visto que o píxel em análise não tem continuidade nem à direita (primeiro), nem para cima (depois).

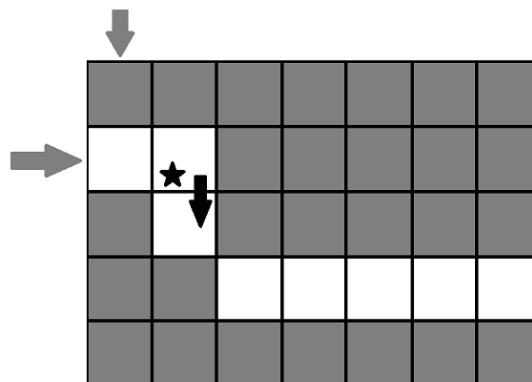


Figura 21- Processo de pesquisa da linha de osso: Procura segue para baixo.

Quando se está perante um píxel isolado, ou seja, um píxel em que não tem mais caminho para nenhum dos sentidos a não ser para trás, ou ele próprio (Figura 22), é feita a contagem da dimensão do caminho percorrido e, se esse for o maior caminho até ao momento, o caminho é guardado num vetor bidimensional temporário, contendo as coordenadas de cada píxel de caminho.

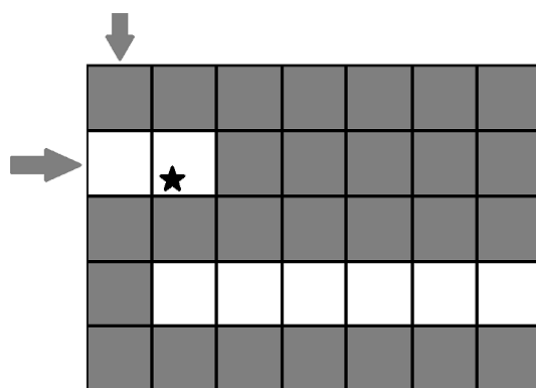


Figura 22- Processo de pesquisa da linha de osso: Píxel em análise é um píxel isolado.

No final são apresentados todos os caminhos encontrados, que permitem a visualização da linha do osso encontrada, como se pode observar na imagem seguinte.

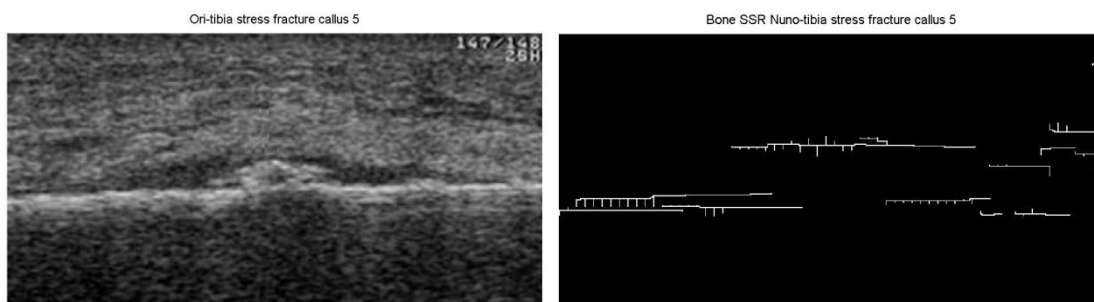


Figura 23-Imagem original (lado direito), linha do osso encontrada (lado esquerdo).

2.4 Conclusão

Neste capítulo apresentou-se uma breve explicação da história do ultrassom, o processo pelo qual o mesmo é formado e a criação das imagens de ultrassom, sendo depois descrito o problema do *speckle noise* que degrada as imagens US.

São apresentados depois métodos para remover o *speckle noise* recorrendo a filtros espaciais. Deu-se preferência aos filtros espaciais pois estes apresentam uma matemática simples e por consequência uma computação rápida. São classificados na literatura atual como sendo os melhores filtros para a remoção do ruído *speckle*. Os filtros descritos neste capítulo foram: *Simple Speckle Removal (SSR)*, apresentado pelo Nuno Fernandes da sua tese de mestrado, filtro em que o procedimento base parte de uma generalização do processo de remoção de ruído pelo que, para imagens que não satisfaçam essas condições de generalização, a sua performance não é a mais desejada.

O *Mean Filter*, um filtro que calcula o valor médio da intensidade de todos os píxeis da imagem e retira esse valor a todos os píxeis da mesma, motivo pelo qual pode ocorrer a remoção de informação que seja importante. O filtro designado por *Median Filter*, em que a máscara criada irá percorrer toda a imagem retirando os valores de maior intensidade contidos na máscara. Por fim, o *Gamma Filter*, um filtro espacial onde se estabelecem dois limites, um superior e um inferior, em que somente os valores de intensidade compreendidos entre os dois limites são alterados.

Após esses métodos de remoção de ruído terem sido apresentados, são descritos três métodos possíveis para encontrar a linha ou o contorno do osso. O método de Canny, desenvolvido para encontrar fronteiras em imagens, encontra todas as fronteiras numa imagem mas poderá encontrar mais que o osso em imagens de US, visto que o ruído do tipo ‘*speckle*’ nunca é totalmente removido. O modelo ativo de contornos designado por método de *SNAKE*, em que se preferêcia a busca de contornos fechados de um determinado objeto, motivo pelo qual a procura da linha de osso pode falhar caso esta não comece próximo da localização do osso. O último método considerado foi o método de procura de ossos longos criado de Nuno Fernandes, um método rápido e de fácil computação mas que pode falhar caso os ossos nas imagens US não sejam longos.

No capítulo seguinte expõe-se a metodologia proposta nesta tese para a identificação da linha de osso e possível fratura em imagens clínicas de ultrassom.

3 Capítulo 3-Metodologia proposta para identificação de fratura na linha de osso

3.1 Introdução

Neste capítulo são propostos três métodos de procura da linha do osso. Depois da imagem já filtrada por um dos algoritmos de remoção de ruído a imagem é filtrada de novo por um segundo “filtro” (já explicado num capítulo anterior), designado nesta tese por filtro de energia externa. Depois a imagem já filtrada pelos dois filtros, é posta na sua forma matricial, e é somado todos os valores existentes em cada linha dessa matriz. Sendo de seguida apresentados três métodos de procura da linha do osso: *Leftright*, *Middle* e *3split+middle*. Também é proposto um método para encontrar e identificar a fratura que tem em conta a grossura de cada tipo de osso para a sua procura. Por fim, é descrito um sistema de apoio ao utilizador desenvolvido para a escolha do osso.

3.2 Energia externa

A Energia Externa é um “filtro” que é usado para outro tipo de filtragem chamada de *The Active Contour Model* (Modelo ativo de contorno ou *SNAKE*), usada para determinar contornos de objetos em imagens, conforme explicado no capítulo 2. A energia externa é definida como o gradiente negativo da imagem, permitindo aumentar o contraste da imagem. Aqui é relembrada a fórmula matemática da energia externa:

$$I_{\text{Eexterna}}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) = \mathbf{W}_{\text{line}} \times \mathbf{E}_{\text{line}}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) - \mathbf{W}_{\text{edge}} \times \mathbf{E}_{\text{edge}}(\mathbf{i}, \mathbf{j}) - \mathbf{W}_{\text{term}} \times \mathbf{E}_{\text{term}}(\mathbf{i}, \mathbf{j})$$

Em que \mathbf{E}_{term} , \mathbf{E}_{edge} e \mathbf{E}_{line} são parâmetros já definidos anteriormente e \mathbf{W}_{line} , \mathbf{W}_{edge} e \mathbf{W}_{term} são parâmetros ajustáveis. Após vários testes com as imagens clínicas usadas neste trabalho conclui-se que os melhores resultados foram obtidos com os seguintes valores:

$$\mathbf{W}_{\text{line}} = 0,24$$

$$\mathbf{W}_{\text{edge}} = 2$$

$$\mathbf{W}_{\text{term}} = 0,01$$

3.3 Determinação da linha inicial de pesquisa de osso

Depois de serem aplicados os filtros (*Mean*, *SSR*, *Median* ou *Gamma*) e o filtro da energia externa é feito um somatório dos píxeis de cada linha. Para melhor exemplificar o procedimento analise-se o gráfico da *Figura 24* em que as ordenadas representam o número de linhas da imagem e as abcissas o valor da soma dos píxeis de cada linha.

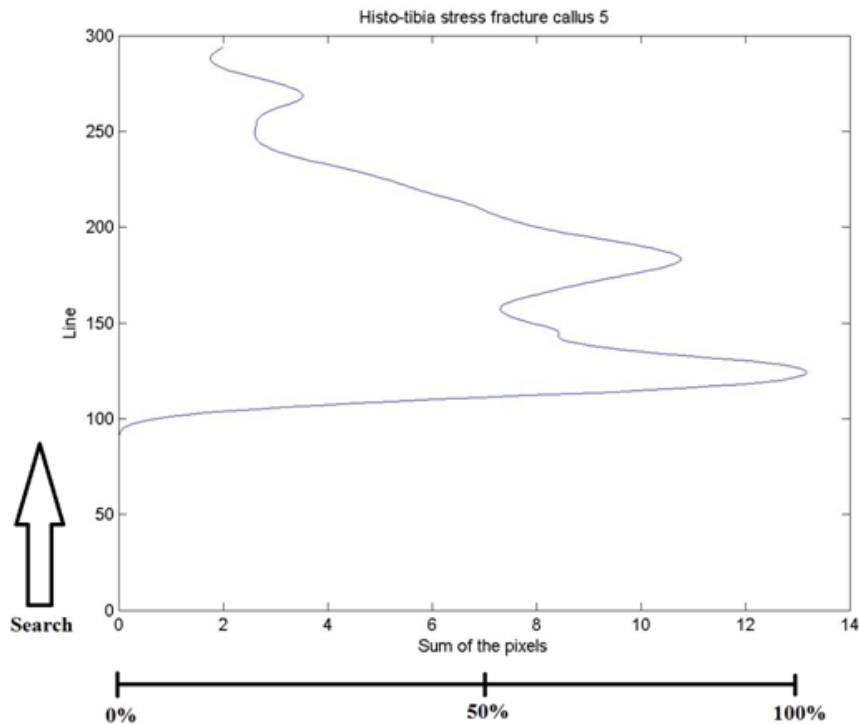


Figura 24-Exemplo de uma procura num gráfico de somatório de píxeis.

Nesta representação considera-se a numeração das linhas da imagem em estudo do canto inferior esquerdo para o canto superior esquerdo, fazendo corresponder ao canto inferior esquerdo a linha 1 e ao canto superior esquerdo a linha 300.

A determinação da linha de início da pesquisa da linha de osso faz-se percorrendo esta representação da imagem (patente na *Figura 24*) da linha 0 até à linha 300 para identificar o número da linha a que corresponde um valor de intensidade que se encontre dentro de uma certa percentagem, denominada *isline*. Basicamente procura-se identificar a linha que nos indique a proximidade do osso. Por exemplo, imagina-se que se estabelece um valor de *isline*=50%; começando a pesquisa de baixo para cima, irá encontrar-se uma linha perto da linha número 100 indicando que se deve iniciar o processo de identificação do osso a partir da linha 100.

3.4 Tipos de pesquisa de osso

Depois de identificada a linha da matriz da imagem US onde se prevê encontrar o osso dá-se início à pesquisa da linha do osso. São propostos três tipos de procura de osso:

- Procura simples da esquerda para a direita (*leftright*)
- Procura simples começando no meio da imagem e depois para os lados, esquerda e direita (*middle*)
- Procura em que a imagem considerada é dividida em três partes e é aplicada a metodologia de procura pelo meio (*3split+middle*)

Antes de começar a procura da linha de osso é preciso primeiro definir uma variável L que indica a área em que irá ser feita a procura. O valor de L deve corresponder a uma linha que esteja situada acima da linha escolhida para iniciar a pesquisa (identificada anteriormente pela análise do somatório dos píxeis), como podemos ver na ilustração seguinte:



Figura 25-Ilustração de localização da variável L na imagem em estudo.

Os motivos pelo qual se alarga a zona de procura da linha do osso são devidos ao facto de por vezes a percentagem escolhida não corresponde exatamente ao osso, mas sim a ruído, ou, por a pesquisa pela linha identificada não permitir o acompanhamento de curvatura que o osso possa eventualmente demonstrar. Os valores da variável L e da variável *isline* atribuídos para os casos em estudo nesta tese serão descritos mais adiante.

3.4.1 Pesquisa *leftright*

A procura inicia-se no lado esquerdo da imagem, isto é na primeira coluna, e nessa primeira coluna após termos a linha inicial e o valor de L é procurado o valor máximo de intensidade pixel dentro dessa “área” L e marcado o local; essa “área” e valor de L são descartados depois. De seguida é procurada na coluna seguinte o valor de intensidade máximo nos três píxeis adjacentes (pixel da mesma linha, linha acima e linha abaixo) repetindo-se este procedimento até ao fim da imagem. Caso as intensidades dos píxeis em análise forem iguais a pesquisa continua para o lado direito, caso as intensidades dos píxeis em análise sejam iguais na linha acima e abaixo o valor escolhido é o da linha abaixo (pois para baixo temos menos probabilidade da procura se perder no ruído). Se o valor dos três píxeis em análise forem simultaneamente zero o valor é descartado e a pesquisa passa para a coluna seguinte, seguindo-se a metodologia atrás descrita. Esquemáticamente podemos acompanhar a pesquisa conforme as setas indicadas na *Figura 26*.

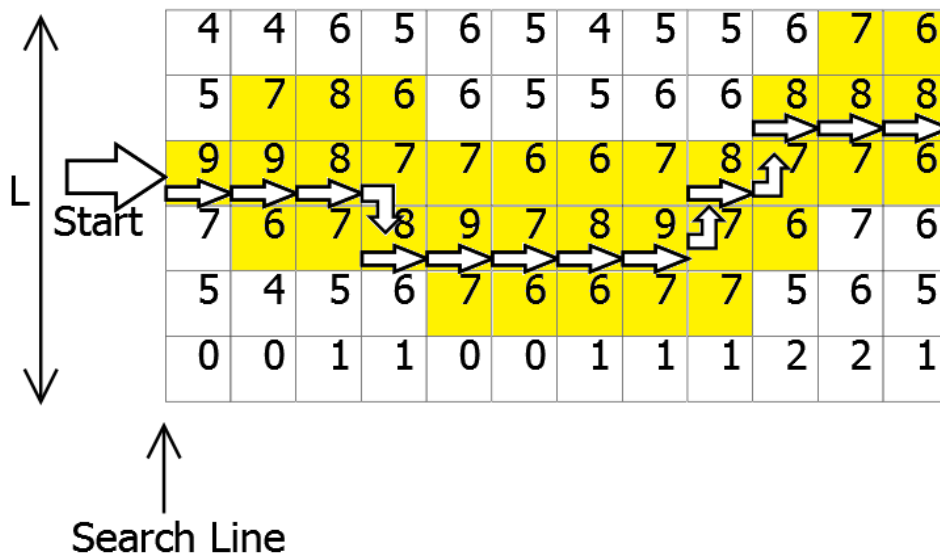


Figura 26-Exemplo de uma procura simples da esquerda para a direita.

3.4.2 Pesquisa *middle*

Neste caso a metodologia de pesquisa de linha de osso é a mesma do caso anterior quanto a identificação da direção do varrimento da imagem apenas diferindo no processo inicial sendo que agora a primeira coluna a ser considerada é a coluna

correspondente ao meio da matriz da imagem. A metodologia anterior é aplicada para a esquerda e direita dessa linha média.

Se tivermos uma imagem com um número de colunas par (por exemplo 100) a coluna escolhida para iniciar o processo é a mais a esquerda do meio (coluna 49). Denotar que por testes se verificou que o resultado obtido era sempre o mesmo, independente da coluna escolhida para iniciar o processo ser a da esquerda ou a da direita. A descrição acima pode ser visualizada no diagrama da *Figura 27*.

Ao que no final iremos ter algo assim:

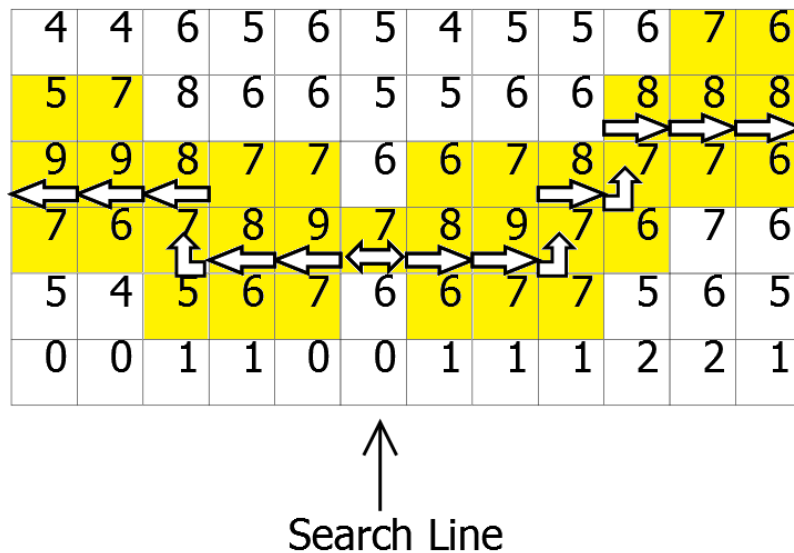


Figura 27-Exemplo de uma procura simples começando do meio e depois para os lados.

3.4.3 Pesquisa 3split+middle

Primeiro é feita a divisão da imagem em três partes, caso a imagem não seja divisível por três, as duas primeiras partes terão o mesmo tamanho de colunas e a terceira parte terá as restantes colunas, esta escolha deve-se à verificação por experimentação prática que, independente do número de colunas em cada uma das partes, desde que haja uma distribuição uniforme pelas três partes da imagem os resultados obtidos serão os mesmos.

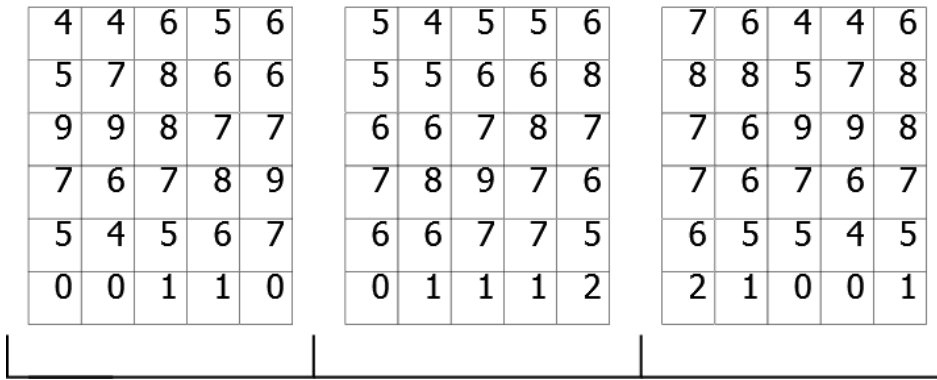


Figura 28-Exemplo de uma imagem partida em três.

De seguida aplica-se o somatório dos píxeis a cada uma das partes da imagem, e por fim aplica-se a procura simples começando no meio e depois para os lados, esquerda e direita (procura *middle*), métodos já explicados anteriormente e esquematicamente representados na Figura 29.

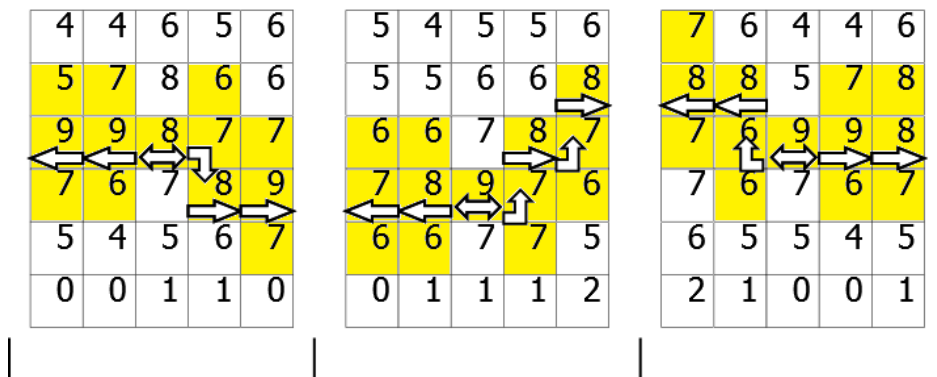


Figura 29-Aplicação do método 3split+middle às três partes da imagem original conforme o exemplo da Figura 28.

E por fim é só juntar novamente as imagens:

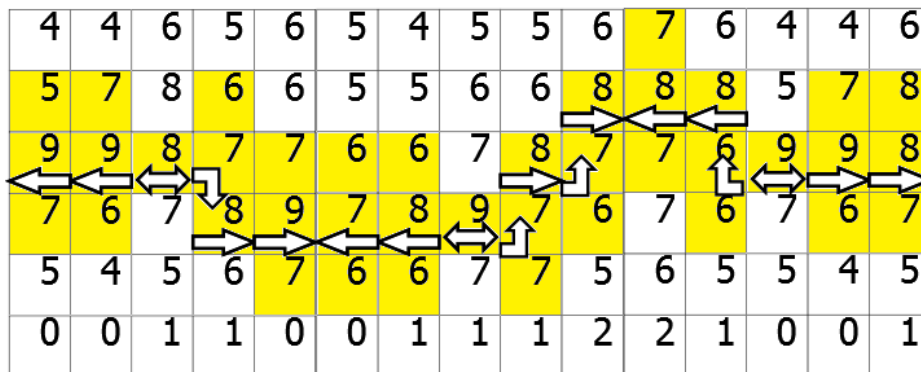


Figura 30-Exemplo da aplicação do passo final da metodologia 3split+middle.

3.5 Identificação da fratura

A linha de osso calculada por uma das três metodologias anteriormente descritas corresponde a uma sequência de píxeis numa linha e numa coluna da matriz representativa da imagem. Para a visualização desta linha de osso vai considerar-se a mesma sobreposta à imagem original filtrada por um dos filtros espaciais. Deixou pois de ser considerada aqui a versão de imagem filtrada pela energia externa. Na *Figura 31* é apresentado um exemplo de uma fratura da tíbia, onde uma linha a branco (linha de osso calculada) é sobreposta à imagem filtrada por um dos filtros espaciais.

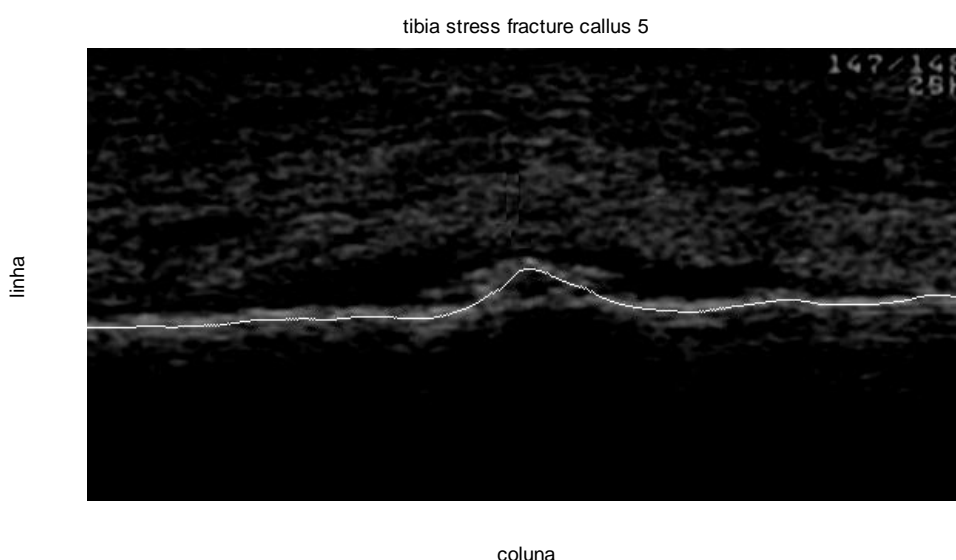


Figura 31- Exemplo da sobreposição da linha do osso encontrada na imagem original filtrada por um filtro espacial.

Conforme se pode verificar na *Figura 31*, a linha branca é traçada a meio do que se visualiza ser o osso na imagem de ultrassom. Testada esta metodologia nas outras imagens, verificou-se o mesmo tipo de localização. Uma vez que há alguns píxeis à volta da linha branca que se assumem pertencer a contornos irregulares do osso, decidiu-se ‘alargar’ a linha branca mediante adição de valores acima e abaixo da mesma. A quantidade de valores a adicionar depende do tipo de osso em análise sendo os valores estipulados para cada osso apresentados mais adiante nesta tese. O resultado do ‘alargamento’ da linha de osso da *Figura 31* está patente na *Figura 32*.

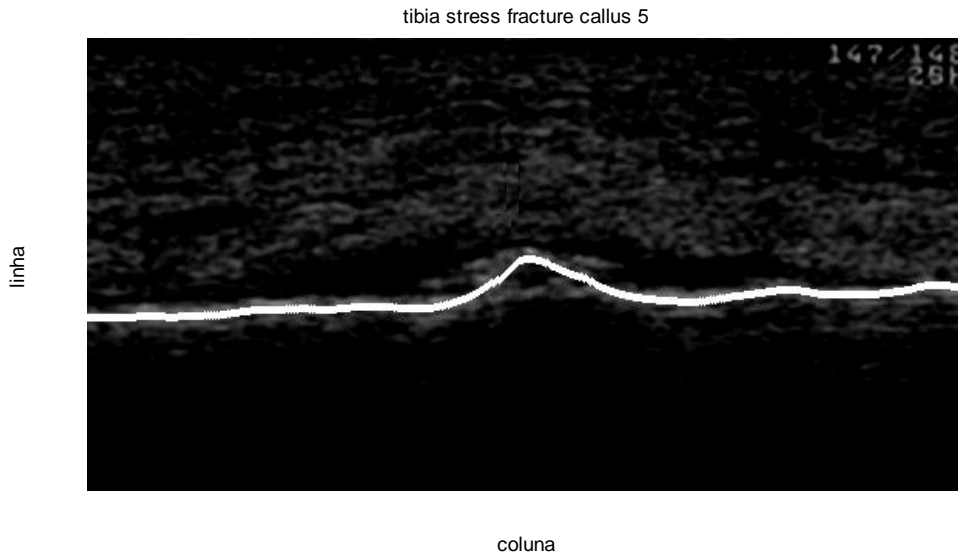


Figura 32- Alargamento da linha de osso representada na Figura 31.

Com a linha de osso totalmente calculada procede-se à soma dos valores de píxeis dessa linha de osso para cada coluna e é feita uma representação gráfica com os resultados. Podemos ver como exemplo, a figura seguinte que soma todos os píxeis da linha de osso para cada coluna da *Figura 32*.

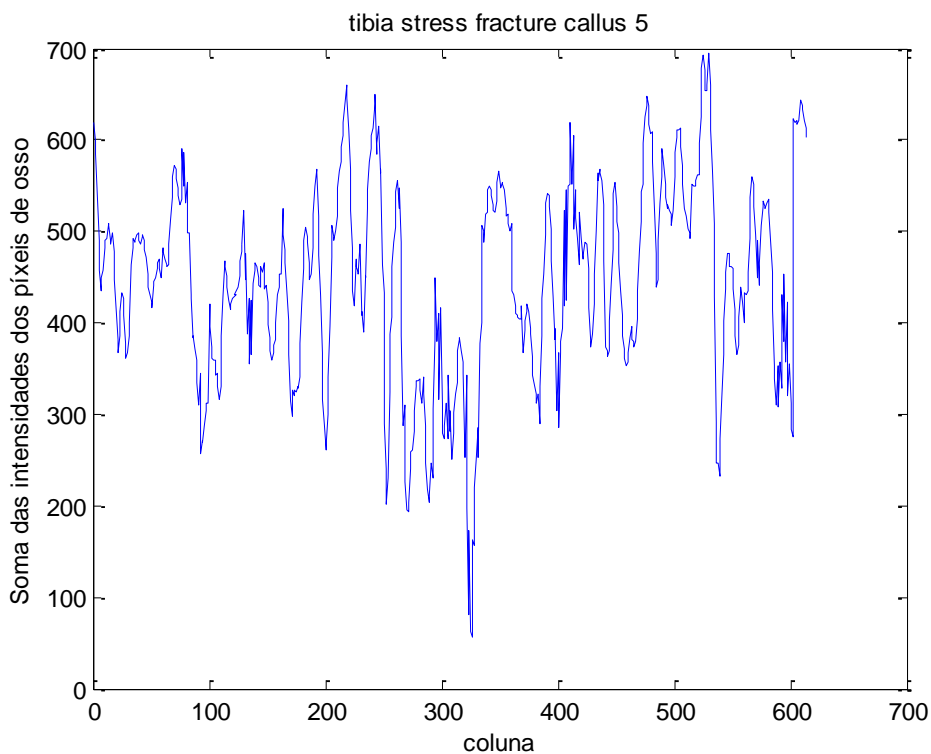


Figura 33- Representação gráfica da soma por coluna das intensidades dos píxeis da linha de osso do exemplo da Figura 32.

Podemos ver pelo exemplo da *Figura 33*, que perto da coluna 310, existe um mínimo, que poderá significar que naquela coluna existirá uma fratura, no entanto poderá ser simplesmente um valor baixo de intensidades dos píxeis. Para eliminar esta ambiguidade calcula-se a média de todos píxeis de osso existentes e abaixo dessa média é escolhida uma percentagem, denominada *isfract*. Considera-se então que só os mínimos abaixo desse valor são considerados uma fratura óssea. A *Figura 34* exemplifica a aplicação do valor *isfract*. A linha de cima indica o valor médio dos píxeis da linha de osso e a linha de baixo o valor a partir do qual é considerado a existência de fratura.

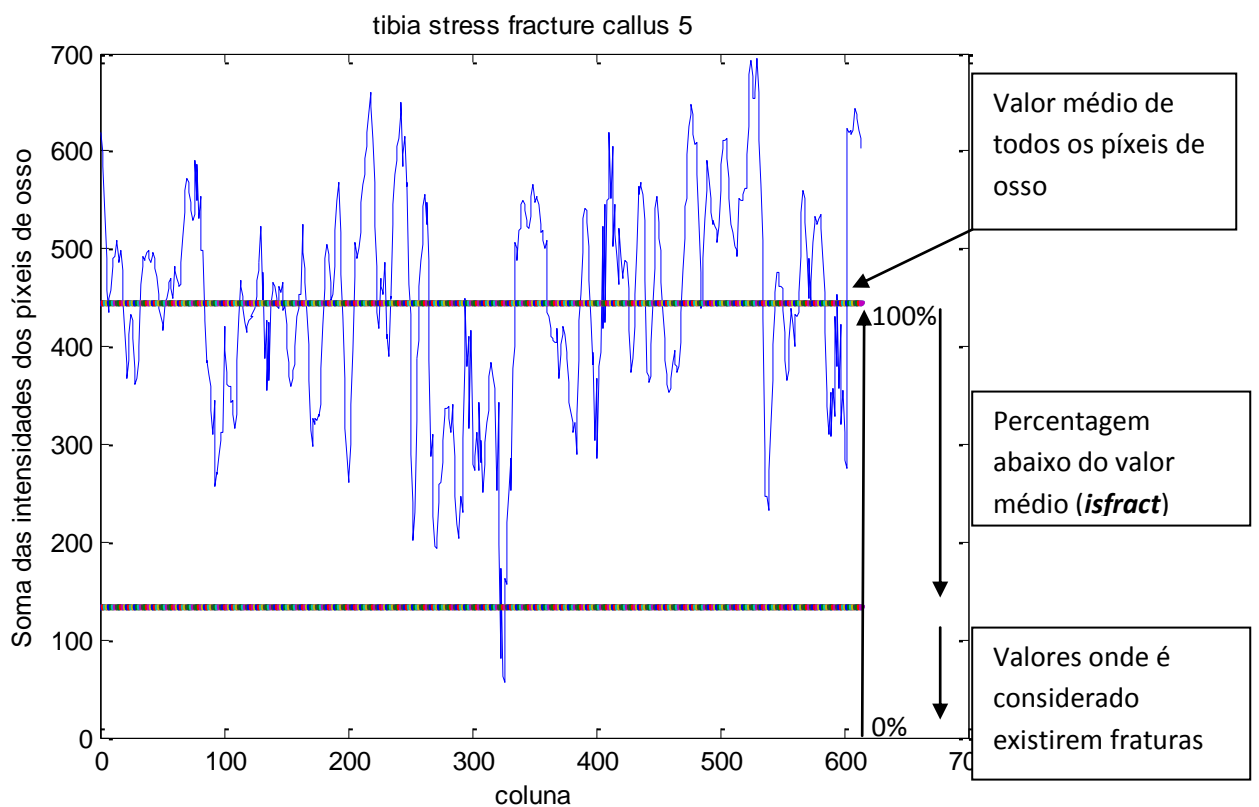


Figura 34-Apresentação das linhas do valor médio e da linha isfract.

Uma das condições para que exista uma fratura é que esta esteja contida na linha de osso. Logo quando é encontrado um mínimo pesquisam-se os valores à esquerda e à direita desse mínimo para verificar se os mesmos apresentam valores na média de valores. Caso tal não aconteça esse mínimo é descartado e pesquisa-se um novo mínimo abaixo da linha *isfract*. A *Figura 35* exemplifica a existência de um mínimo que significa a existência de uma possível fratura.

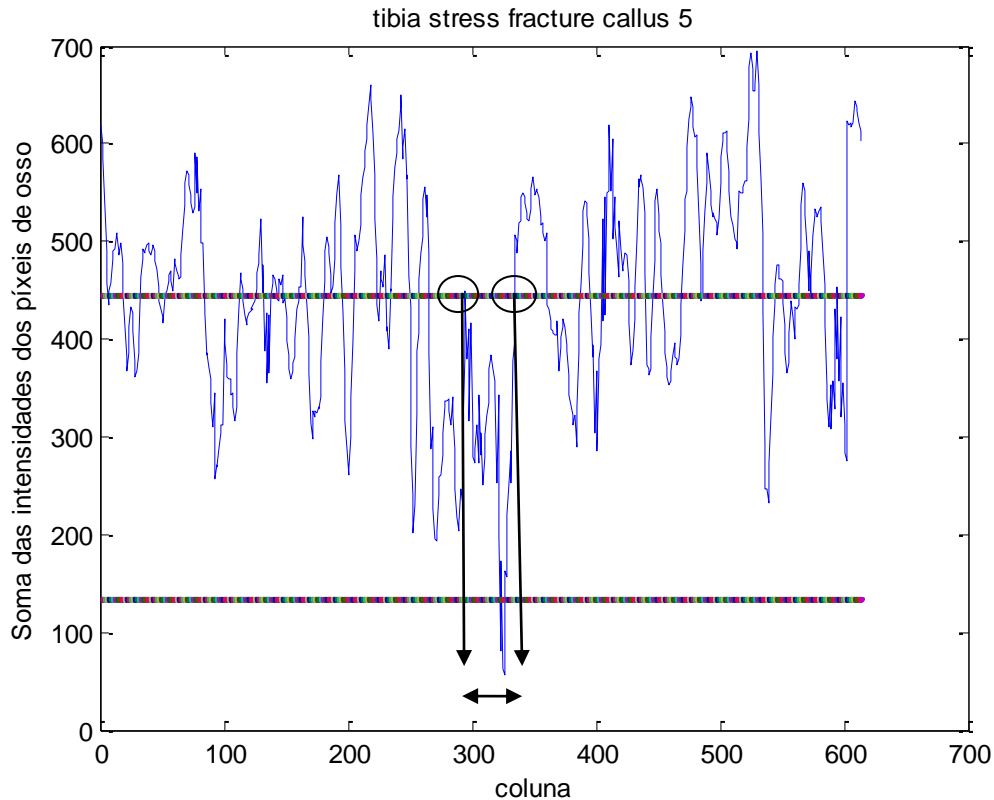


Figura 35- Exemplificação de um mínimo encontrado entre o valor médio da linha de osso.

Nesta figura é possível verificar que este mínimo está entre o osso, é marcado o local, e todos os valores à esquerda e à direita do mínimo são descartados (incluindo o próprio mínimo). É feita uma nova procura de mínimo abaixo da linha *isfract* (uma vez que poderá haver múltiplas fraturas numa imagem de ultrassom de osso). Para que haja uma distinção entre as fraturas, o valor mais baixo abaixo da linha *isfract* é marcado com uma bola na imagem original, o imediatamente a seguir com um quadrado e por fim os restantes com uma cruz. Os vários símbolos têm o seguinte significado:

- Bola- existe uma probabilidade alta de ser uma fratura simples
- Quadrado- existe uma probabilidade média que seja uma fratura
- Cruz- existe uma probabilidade baixa que seja uma fratura

Podemos ver na imagem seguinte a continuação do exemplo da *Figura 35* onde é marcado na imagem original onde se encontra a fratura.

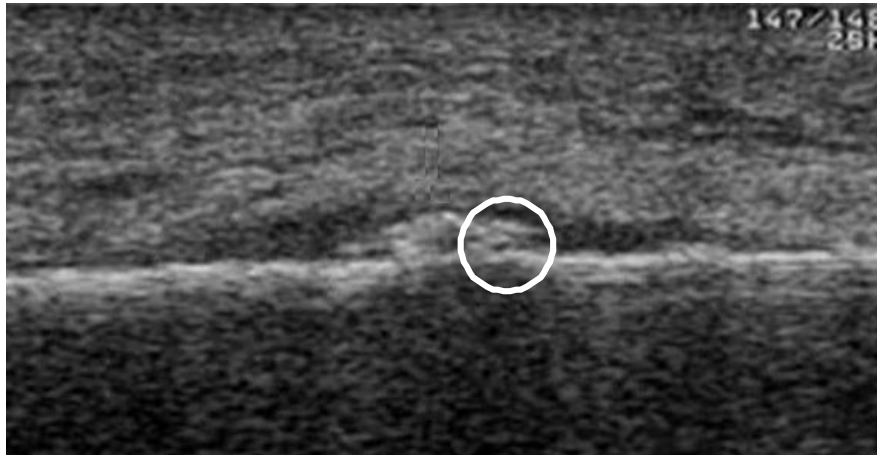


Figura 36-Imagem original com a fratura identificada.

3.6 Visão geral do algoritmo

O algoritmo geral para a detecção do osso combina os métodos anteriormente referidos. Uma vez introduzida a imagem de ultrassom para análise e o tipo de osso no diagrama auxiliar do corpo humano existente no sistema de apoio ao diagnóstico (adiante descrito), é removido o ruído por aplicação do *SSR*, *Mean Filter*, *Median Filter* ou *Gamma Filter*, e temporariamente a aplicação de filtros de energia (conforme anteriormente explicado). Passa-se então à pesquisa da localização do osso. Após testes exaustivos foram identificados os valores das sucessivas variáveis dos algoritmos, sendo estes parte integrante do algoritmo final. Para melhor compreensão da sequência de passos do algoritmo completo observe-se a *Figura 37*.

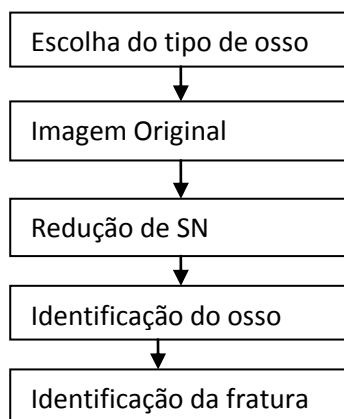


Figura 37-Visão geral do algoritmo de detecção de fraturas ósseas em imagens de ultrassom.

3.7 Sistema de apoio ao utilizador

Durante o desenvolvimento e teste das diferentes metodologias de remoção de ruído, pesquisa da linha de osso e identificação de fratura ósseas verificou-se não justificar a escolha de uma metodologia única para cada uma das etapas face ao benefício de desempenho que se poderia ter se essas metodologias fossem escolhidas de acordo com o tipo de osso em estudo. Assim sendo, foi desenvolvido um sistema de apoio ao utilizador. Ao correr o programa é apresentada uma imagem com as instruções de utilização, conforme exemplificado na figura seguinte:

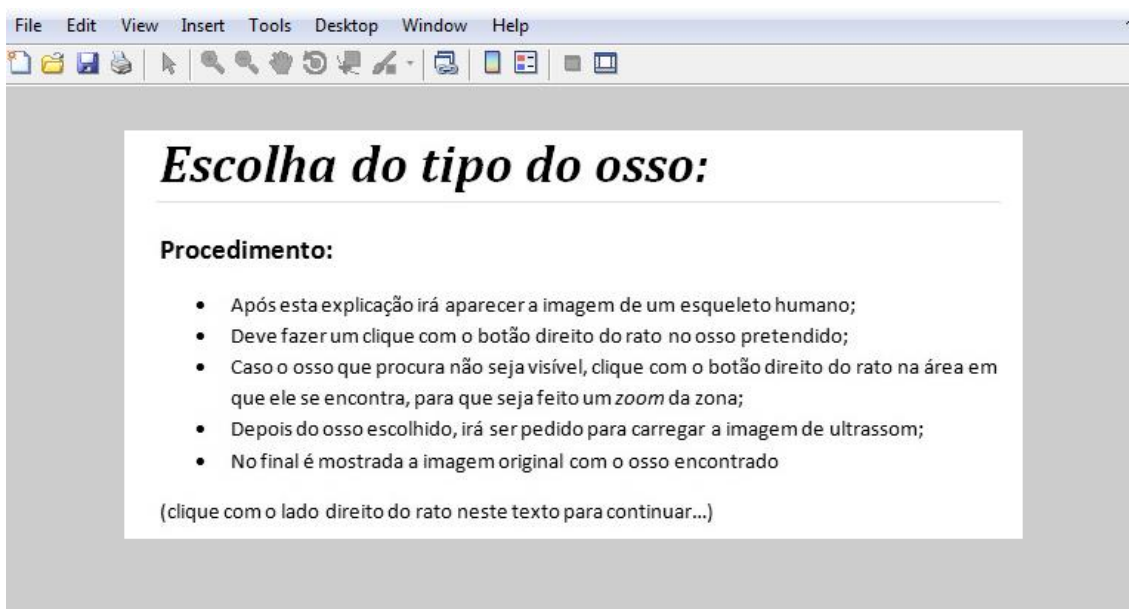


Figura 38- Janela inicial do programa de apoio ao utilizador.

Após o clique com o lado direito do rato no texto, o utilizador tem de localizar no diagrama do esqueleto humano o tipo de osso que pretende analisar clicando na zona do esqueleto a localização do osso em estudo. Caso a zona identificada inclua mais do que um osso o sistema apresenta um *zoom* na área onde esse osso se encontra, apresentando ao utilizador outra imagem com os tipos de ossos encontrados; Sobre esta imagem o utilizador especifica qual o osso em estudo. A *Figura 39* mostra um exemplo de utilização dessa interface.

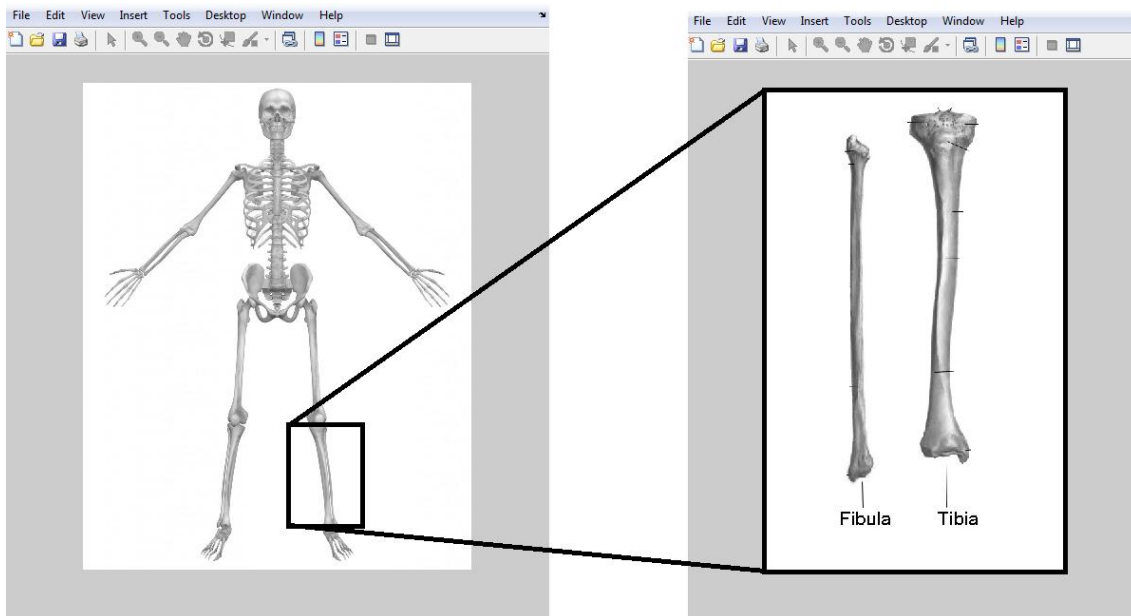


Figura 39-Exemplo de utilização do zoom no sistema de apoio ao utilizador para diferenciação do osso em análise.

Depois de identificado o tipo de osso a analisar, os algoritmos específicos e a sua parametrização são automaticamente estabelecidos para dar continuidade ao programa.

De seguida é pedido ao utilizador que carregue a imagem pretendida a ser analisada.

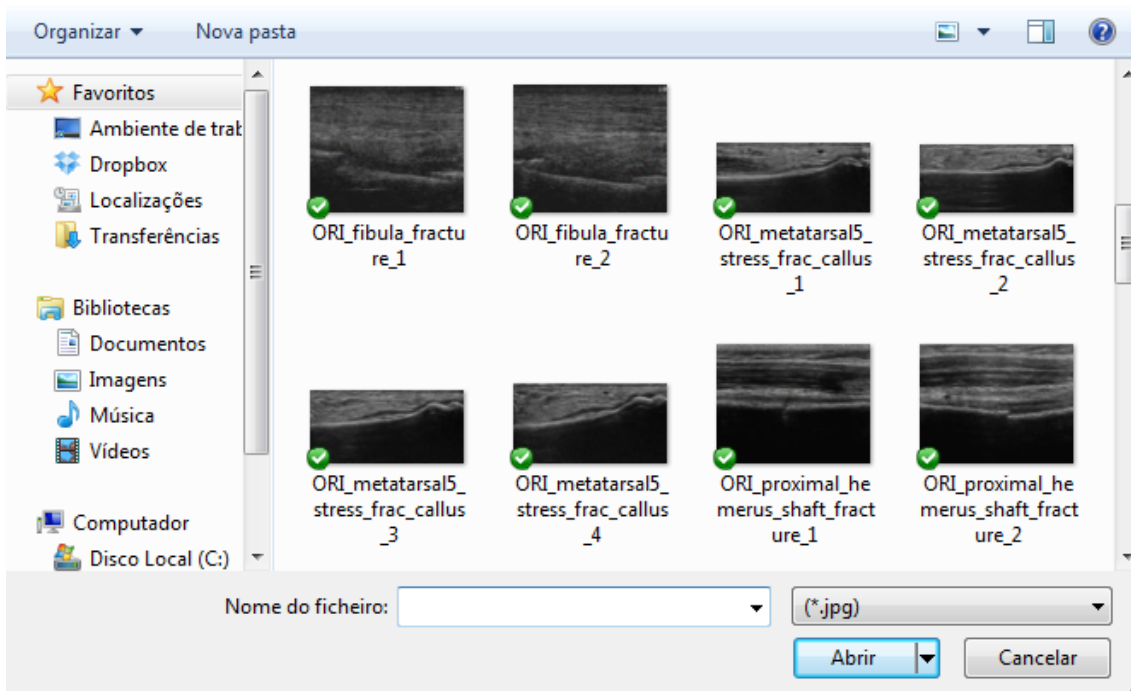


Figura 40- Visualização da caixa de carregamento da imagem US no sistema de apoio ao utilizador.

E no final é apresentado ao utilizador a imagem já com o osso e a fratura identificados. Na figura seguinte podemos ver o diagrama esquemático da implementação do sistema de apoio ao utilizador.

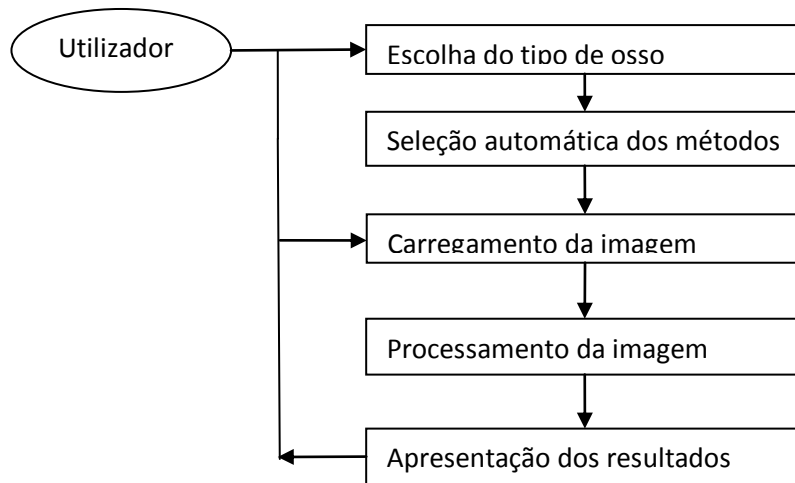


Figura 41-Diagrama esquemático do funcionamento do sistema de apoio ao utilizador.

3.8 Conclusões

Neste capítulo foram apresentados os métodos propostos para a identificação de fraturas ósseas em imagens de ultrassom e a sequência de aplicação dos mesmos. A imagem a analisar é inicialmente processada para remover o ruído do tipo *speckle*, recorrendo-se aos filtros *SSR*, *Mean Filter*, *Median Filter* ou *Gamma Filter*. Como auxiliar da determinação da linha inicial de pesquisa da linha de osso é aplicado temporariamente um filtro de energia externa. A pesquisa da linha de osso na matriz representativa da imagem ultrassónica é feita recorrendo a 3 métodos: pesquisa *leftright*, *middle* e *3split+middle*. Uma vez encontrada a linha de osso, esta é percorrida analisando a soma por coluna das intensidades dos píxeis para encontrar a possível fratura. A fratura pode ser detetada pela interrupção única da linha de osso, ou, pode ocorrer a deteção da zona de fratura caso esta não seja única.

Para facilitar a comunicação do utilizador com o programa de deteção de fraturas foi desenvolvido um sistema de apoio ao utilizador, descrito neste capítulo, o qual contém já os valores dos parâmetros dos diversos algoritmos que provaram ter melhor desempenho em cada tipo de osso. Estes parâmetros serão especificados no capítulo seguinte.

4 Capítulo 4-Procedimento experimental e análise de resultados

4.1 Introdução

A metodologia e os algoritmos desenvolvidos e/ou utilizados nesta tese e descritos nos capítulos anteriores foram testados em imagens retiradas de bases de dados on-line e de livre utilização. O tipo de imagens utilizadas e a sua proveniência são explicados neste capítulo.

Os testes das metodologias e algoritmos efetuados são igualmente descritos neste capítulo, especificamente os testes realizados para cada tipo de filtro de remoção de *speckle noise* sendo apresentados os resultados obtidos com as seis metodologias implementadas para a pesquisa da linha osso. De seguida apresentam-se os resultados obtidos com o método de identificação de fratura. Apresentam-se também diferentes valores de parametrização dos métodos por forma a elucidar as decisões tomadas para escolha dos métodos a integrar o algoritmo global.

4.2 Imagens de ultrassom utilizadas para teste

Todas as imagens de ultrassom utilizadas nesta tese foram retiradas de duas bases de dados públicas, “ultrasound-images.com” e “ultrasoundcases.info” [37] [38]. Estas bases de dados contêm uma grande variedade de imagens US, de várias partes do corpo humano, incluindo ossos. Todas as imagens retiradas são imagens em que o seu método de obtenção é obtido através de um varrimento longitudinal através do eixo sagital. Foram escolhidas as imagens de US de ossos de vários tamanhos e de vários tipos de fratura que contivessem indicação explícita do local da fratura e do tipo de classificação clínica da fratura em causa.

Assim, foram selecionadas quarenta e quatro imagens de ultrassom para testar a metodologia de identificação de fratura óssea em imagens de US. Por forma a permitir o teste do algoritmo em imagens variadas, selecionaram-se as imagens sumariadas na *Tabela 2*, dando-se indicação dos diferentes tipos de osso e respetivos tipos de patologias. A coluna da direita desta tabela indica o número de imagens de cada tipo que foram selecionadas para uso nesta tese.

Tipo de osso e patologia	Número de imagens
Fratura de costela com interrupção da cortical	8
Fratura de costela com formação de calo ósseo	2
Hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical	4
Hematoma subperiosteal do fêmur	2
Hematoma subperiosteal calcificado do fêmur	2
Fratura de stress no perônio (fíbula) distal	2
Fratura cominutiva do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea	2
Fratura de stress da tibia distal com calo periosteal	7
Fratura da diáfise proximal do úmero	4
Fratura de stress do terceiro metatársico com formação de calo ósseo	4
Fratura de stress do quinto metatársico com calo periosteal	4
Fratura da extremidade distal do cruris com formação de calo ósseo	3
	Total: 44

Tabela 2-Tipos de osso, patologia e número de imagens.

De notar que 8 das 44 imagens não têm fratura mas apresentam patologias do tecido cortical.

Procedeu-se ao agrupamento destas imagens por tipo de osso, conforme se indica na tabela seguinte (*Tabela 3*):

Tipo de osso	Número de imagens
Costela	10
Crânio	4
Fêmur	4
Perônio (fíbula)	4
Tibia	7
Diáfise proximal do úmero	4
Terceiro metatársico	4
Quinto metatársico	4
Cruis	3

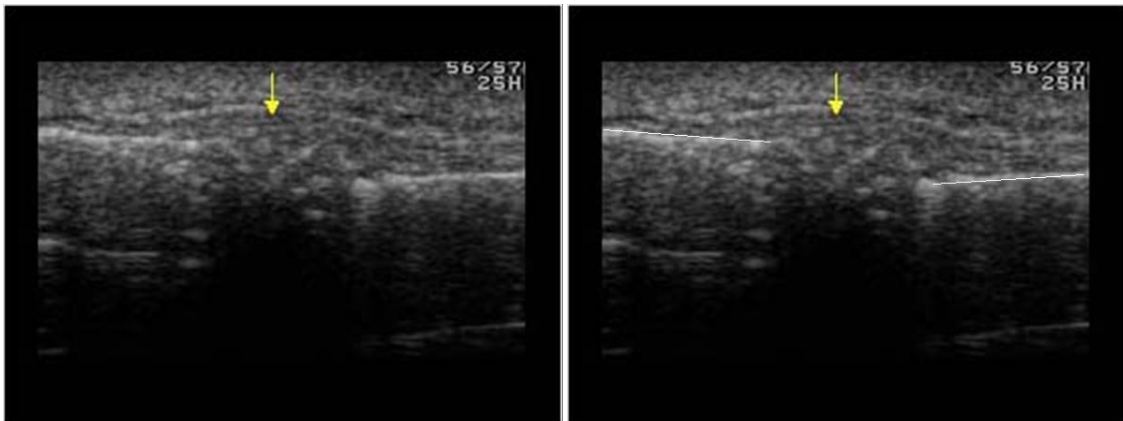
Tabela 3-Número de imagens por cada tipo de osso.

Visto ser uma quantidade considerável de imagens decidiu-se incluir nesta tese apenas algumas das imagens representativas da problemática associada ao processamento das mesmas, sendo remetido para anexo os resultados obtidos na globalidade das imagens.

Assim sendo, foram escolhidas as seguintes imagens:

- Uma com hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical
- Uma com fratura de stress da tibia distal com calo periosteal
- Uma com fratura cominutiva do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea
- Uma com fratura de costela com interrupção da cortical

Algumas das imagens recolhidas da base de dados continham uma seta a apontar para o local da fratura/patologia, para as que não continham seta foi possível identificar a fratura/patologia pelo texto explicativo de onde foram retiradas e por exemplos semelhantes da imagem em questão. Por forma a dispor de uma imagem de referência para avaliar o desempenho dos métodos em estudo, foi traçado, à mão, uma linha delimitativa da linha de osso (linha a branco em cima da imagem original). As figuras seguintes são elucidativas deste processo manual efetuado para posterior avaliação dos métodos, em que a imagem do lado esquerdo corresponde à retirada da base de dados e a imagem do lado direito da figura corresponde à imagem original com a linha do osso traçada à mão. Essas imagens da *Figura 42*, a contar de cima para baixo, correspondem a hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical, a fratura de stress da tibia distal com calo periosteal, a fratura cominutiva do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea e a fratura de costela com interrupção da cortical, respetivamente.



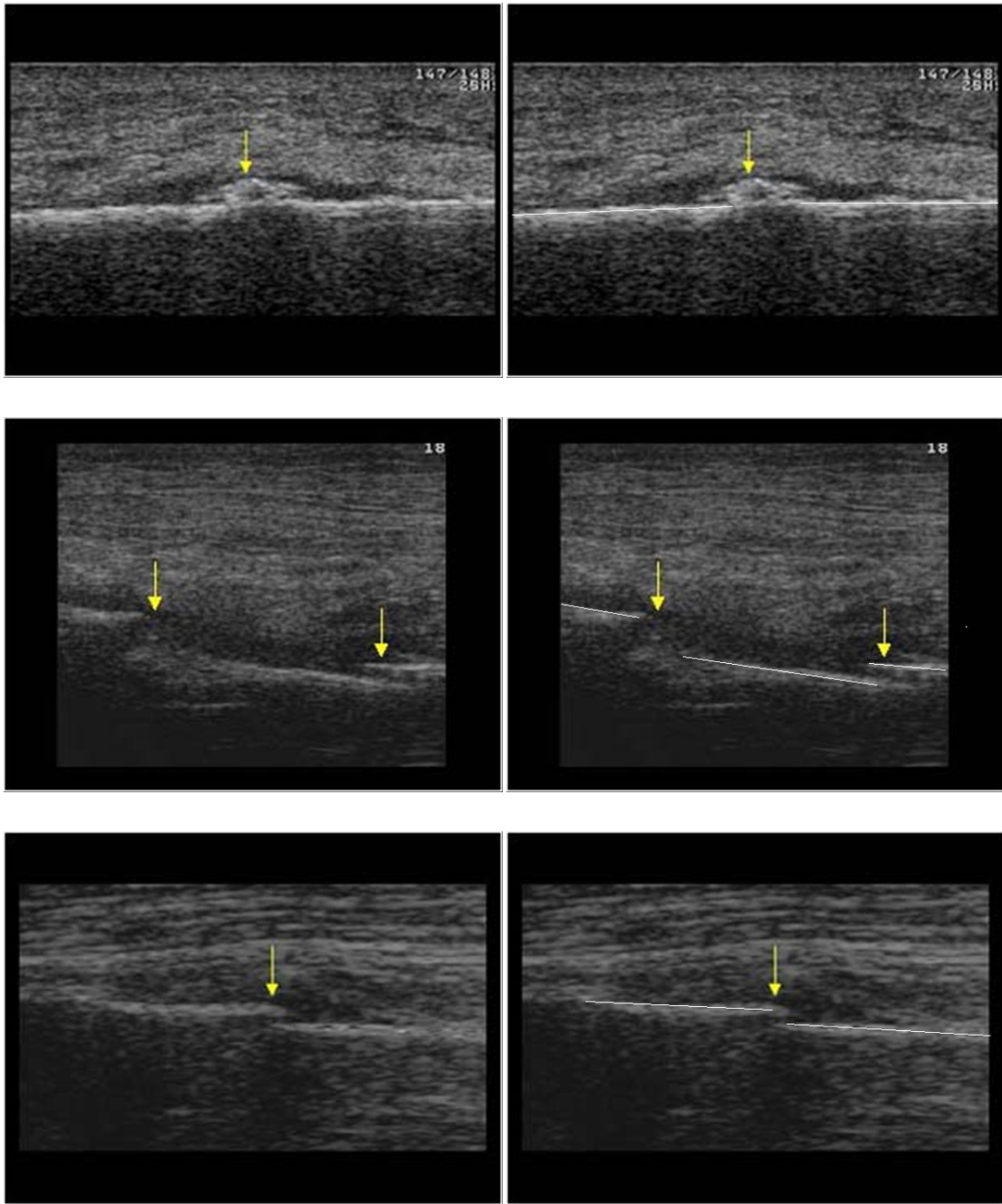


Figura 42-Imagens originais (lado esquerdo) com as setas a apontar para a fratura e imagens com o osso traçado a mão (lado direito), correspondentes a, de cima para baixo: hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical, a fratura de stress da tíbia distal com calo periosteal, a fratura cominutiva do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea e a fratura de costela com interrupção da cortical, respetivamente.

Como pré-processamento das imagens das bases de dados, foram retiradas as setas das imagens originais bem como as molduras a preto à volta da imagem. As setas foram eliminadas usando uma cópia dos valores à volta das mesmas, tendo-se produzidos cópias das originais de acordo com as imagens de referência da *Figura 42* agora apresentadas na *Figura 43*.

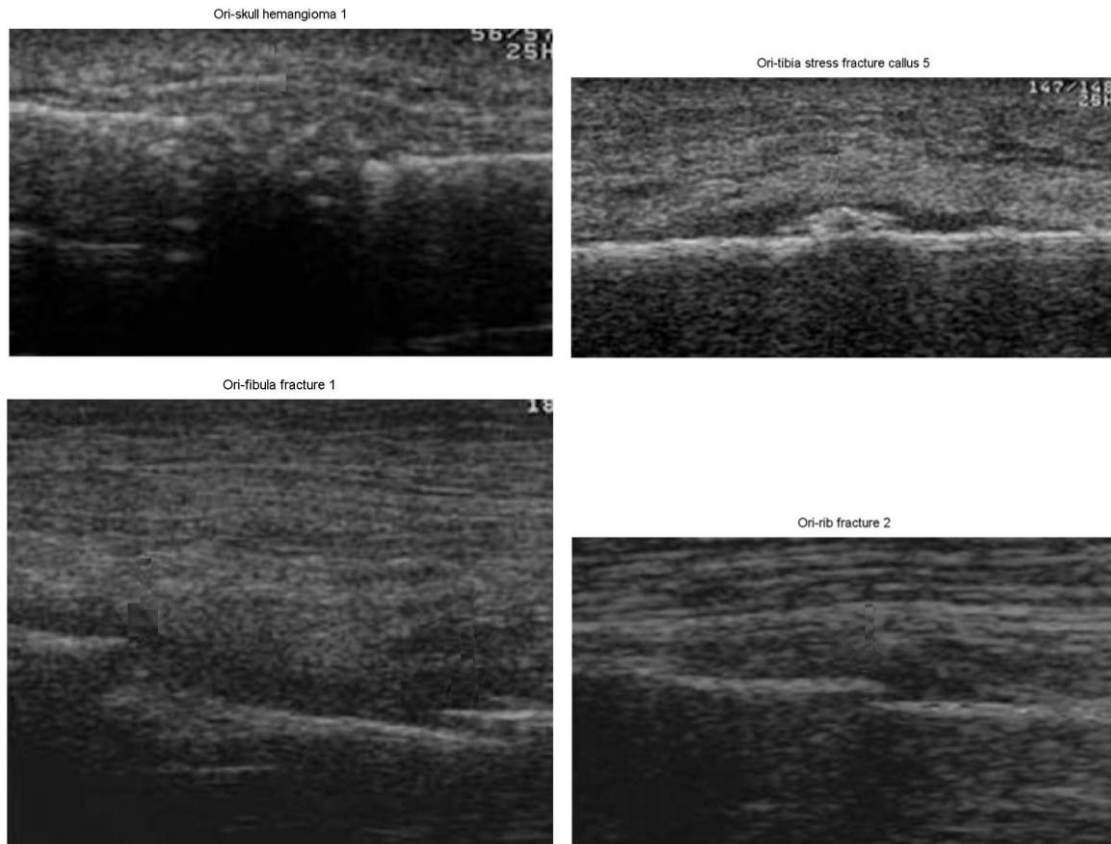


Figura 43-Cópia das quatro imagens originais (lado esquerdo da Figura 42) após remoção dos marcadores de utilizador.

4.3 Visão geral dos testes efetuados

No diagrama seguinte (*Figura 44*) é apresentado o procedimento seguido para testar os diversos métodos utilizados neste trabalho para a deteção do osso. Para cada tipo de osso foi aplicado um dos filtros de remoção de ruído e, para cada imagem US após a filtragem foi aplicado um dos métodos de pesquisa de contornos: o método de Canny tendo-se testado vários limites, o método de *SNAKE* tendo-se testado vários pontos iniciais, o método do Nuno Fernandes, e, os três novos métodos *Leftright*, *Middle* e

3split+middle, tendo-se verificado para cada um deles variações nos valores da variável *isline* e no valor da variável **L** a selecionar.

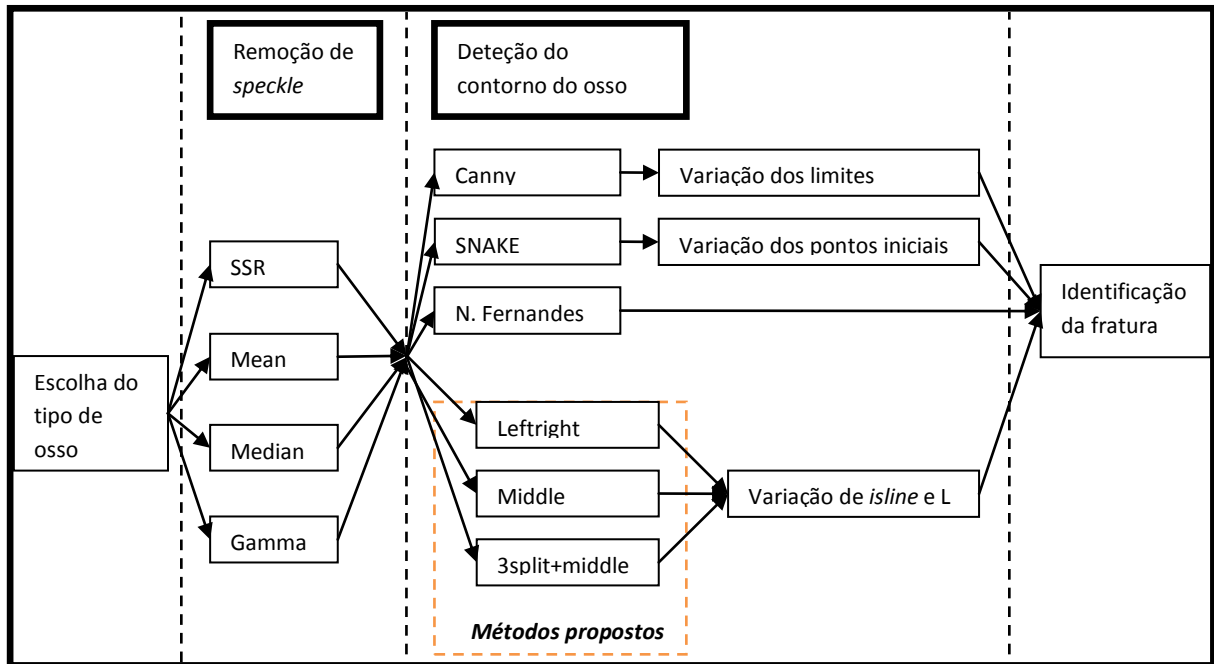
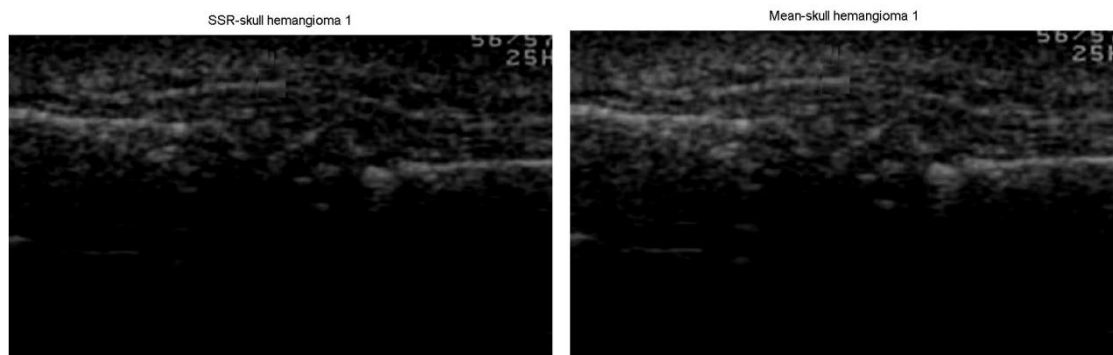


Figura 44-Visão geral do procedimento de teste efetuado

4.4 Remoção do ruído *speckle noise*

As figuras seguintes apresentam, respetivamente, a aplicação dos filtros para remoção do ruído *SSR*, *Mean*, *Median* e *Gamma*.



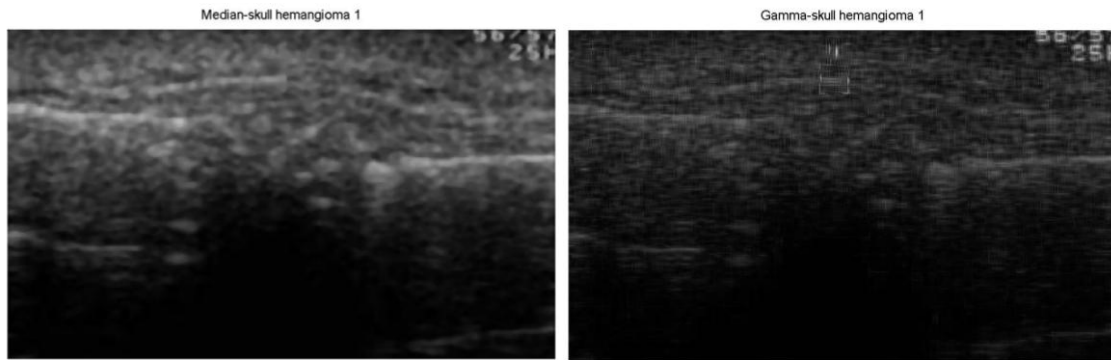


Figura 45- Imagem de ultrassom do hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical após a aplicação dos filtros: SSR (canto superior esquerdo), Mean (canto superior direito), Median (canto inferior esquerdo) e Gamma (canto inferior direito).

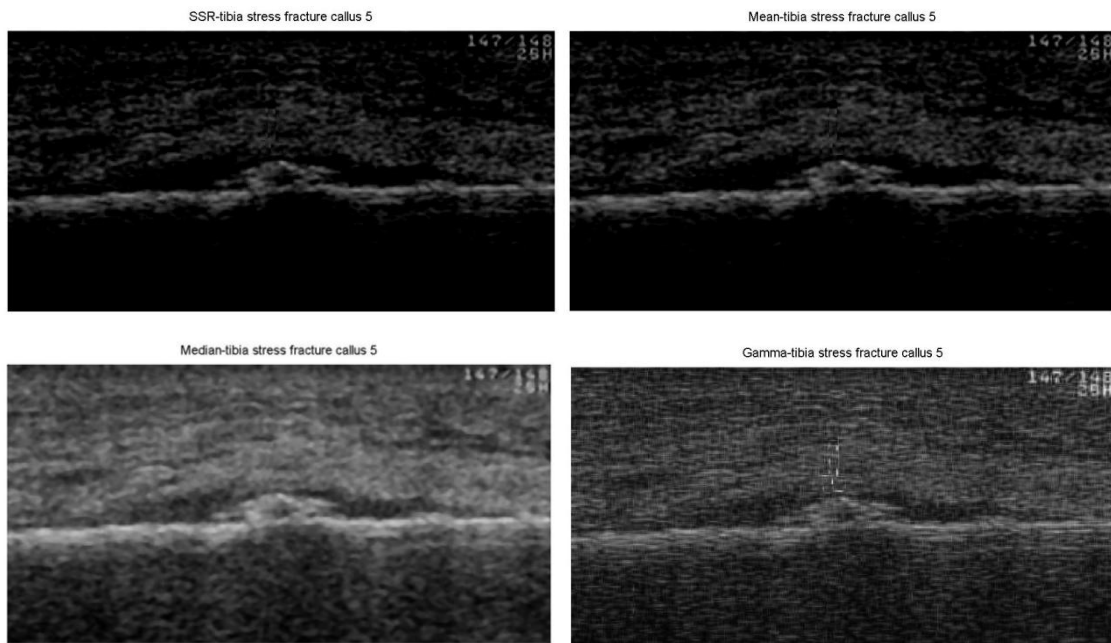


Figura 46-Imagem de ultrassom da fratura de stress da tíbia distal com calo periosteal após a aplicação dos filtros: SSR (canto superior esquerdo), Mean (canto superior direito), Median (canto inferior esquerdo) e Gamma (canto inferior direito).

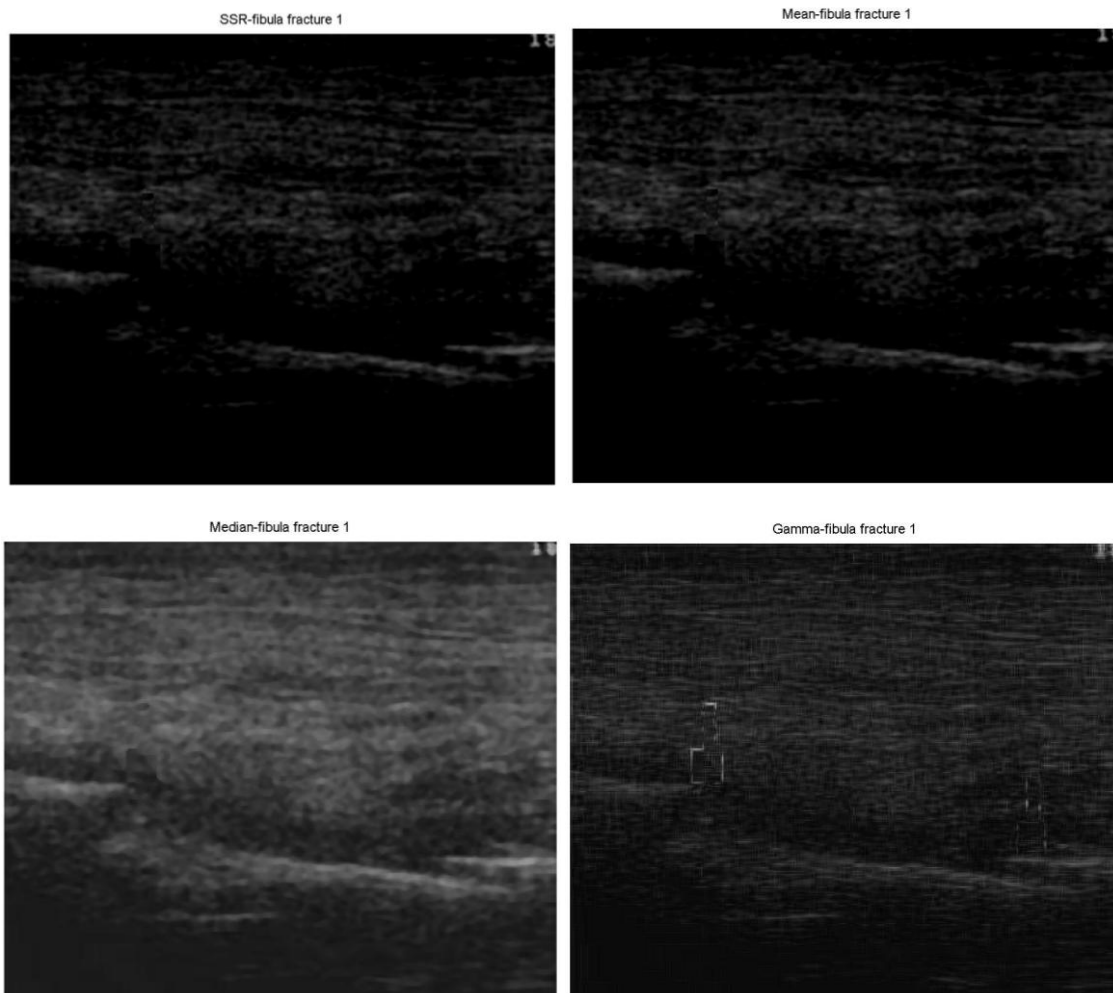
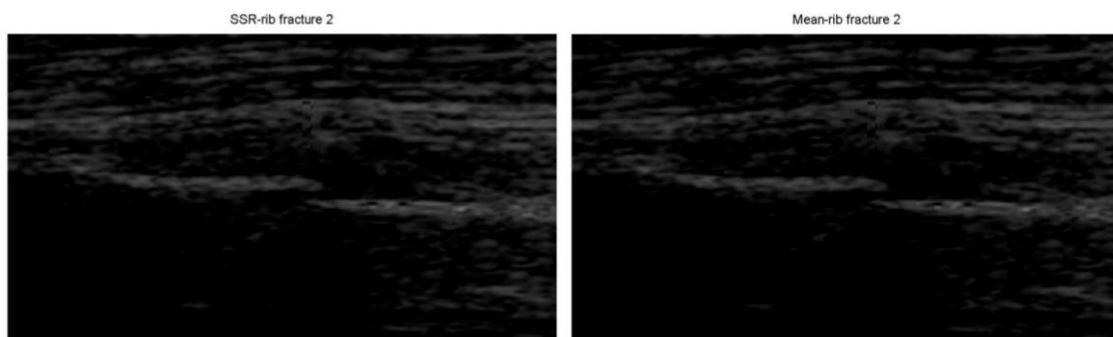


Figura 47- Imagem de ultrassom da fratura cominutiva do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea após a aplicação dos filtros: SSR (canto superior esquerdo), Mean (canto superior direito), Median (canto inferior esquerdo) e Gamma (canto inferior direito).



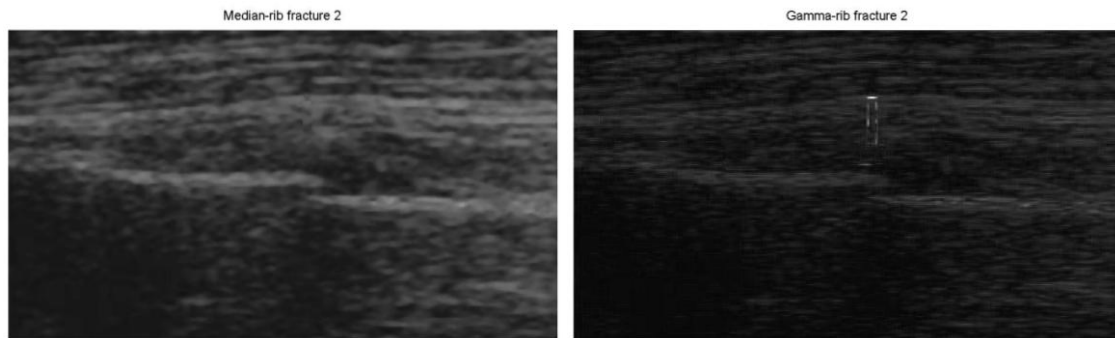


Figura 48- Imagem de ultrassom da fratura de costela com interrupção da cortical após a aplicação dos filtros: SSR (canto superior esquerdo), Mean (canto superior direito), Median (canto inferior esquerdo) e Gamma (canto inferior direito).

Comparando os resultados obtidos da aplicação do método SSR nos quatro tipos de ossos referenciais pode observar-se que filtro o SSR consegue remover bem o ruído *speckle*, no entanto quando o processo de generalização aplicado não está adaptado à imagem em causa é possível observar algum ruído ainda na parte inferior da imagem, conforme comprova a imagem de ultrassom da costela (canto superior esquerdo da Figura 48). O filtro *Mean* produziu resultados semelhantes ao SSR, no entanto é possível ver que no caso da imagem de costela este método distingue-se do SSR, pois visualmente foi removido mais ruído. O filtro *Median* removeu muito pouco ruído, e até desfocou um pouco qualquer uma destas imagens de referência. O filtro *Gamma* aparenta ter sido o que mais ruído removeu nas quatro imagens apresentadas, no entanto na imagem da tibia pouco efeito teve na remoção do ruído.

Foram também calculados os tempos de execução computacional para cada filtro remover o ruído de cada uma das imagens originais, fazendo-se uma média do tempo consumido para as 44 imagens a serem processadas pelo algoritmo específico. Conforme a Tabela 4 pode verificar-se que o filtro com mais rápido processamento foi o filtro *Mean* e o mais lento foi o filtro *Gamma*.

Filtro	SSR	Mean	Median	Gamma
Tempo médio (milissegundos)	67,45	0,05	91,62	647,8

Tabela 4- Tempo médio de processamento para cada tipo de filtro.

4.5 Pesquisa da linha de osso, recorrendo a métodos da literatura

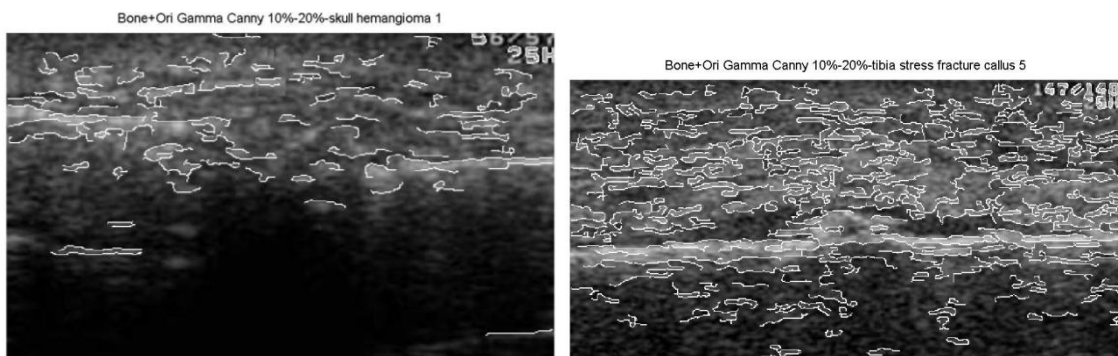
4.5.1 Procura da linha do osso usando o método de *Canny*

Como foi referindo, um dos possíveis métodos de encontrar a linha do osso era o método de deteção de fronteiras de Canny (descrito no *capítulo 2*). Também foi referido nessa secção que o método de Canny usa dois limites, um inferior e um superior para a deteção de fronteiras, ao que nos testes que foram efetuados, esses limites foram testados com três valores diferentes para identificar qual o que corresponderia a uma maior precisão na procura do osso. Após alguns testes iniciais resolveu considerar-se como representativos os seguintes limites:

- 10% inferior e 20% superior
- 10% inferior e 40% superior
- 10% inferior e 60% superior

O limite inferior nunca é alterado pois, após os testes preliminarmente efetuados verificou-se que se esse limite fosse alterado para um valor superior perder-se-ia muita informação em alguns píxeis de baixo valor que estavam junto a píxeis com elevado valor de intensidade e, por outro lado, se fosse alterado para um valor inferior a 10% não havia alteração na imagem em questão. O limite superior é considerado em três valores para que se possa contemplar a situação em que alguns píxeis pudessem ser suprimidos se não estivessem juntos a píxeis fortes, basicamente para permitir a remoção de píxeis que não seriam parte do osso.

Nas figuras seguintes são apresentados alguns dos resultados obtidos para as quatro imagens de seleção, filtradas com o filtro *Gamma* e com os limites a variar, em que o suposto osso encontrado está apresentado com uma cor branca na imagem original.



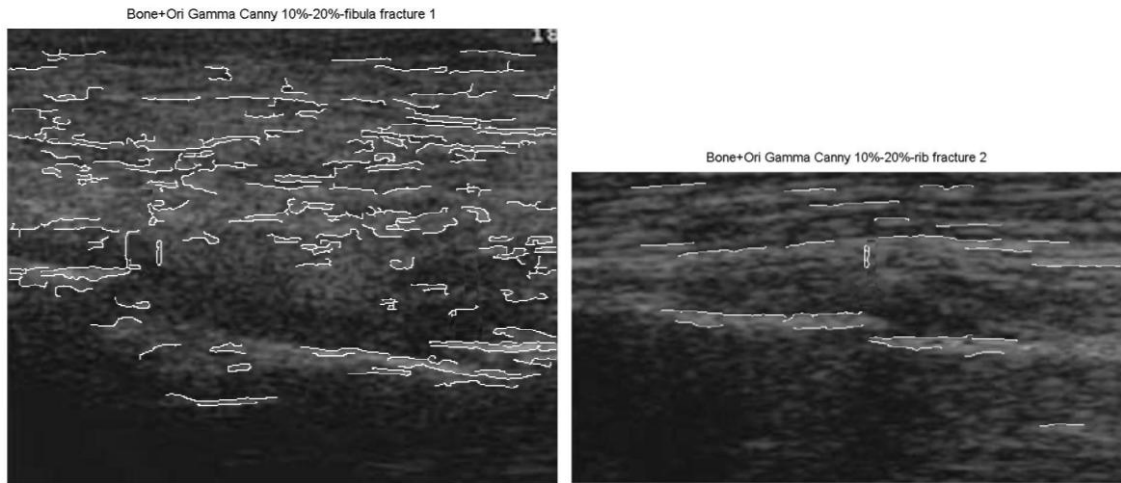


Figura 49- Método Canny, com os limites 10%-20%, aplicado à imagem filtrada pelo método Gamma (imagens da Figura 43).

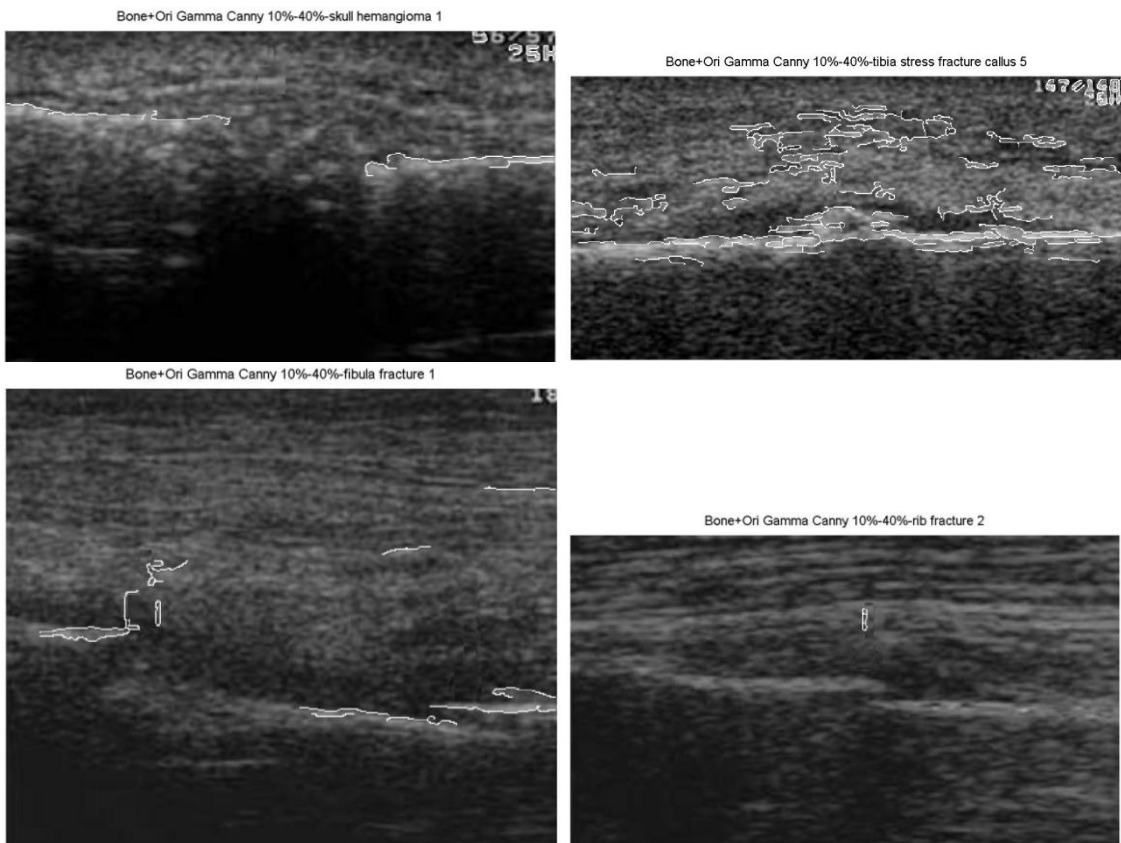


Figura 50- Método Canny, com os limites 10%-40%, aplicado à imagem filtrada pelo método Gamma (imagens da Figura 43).

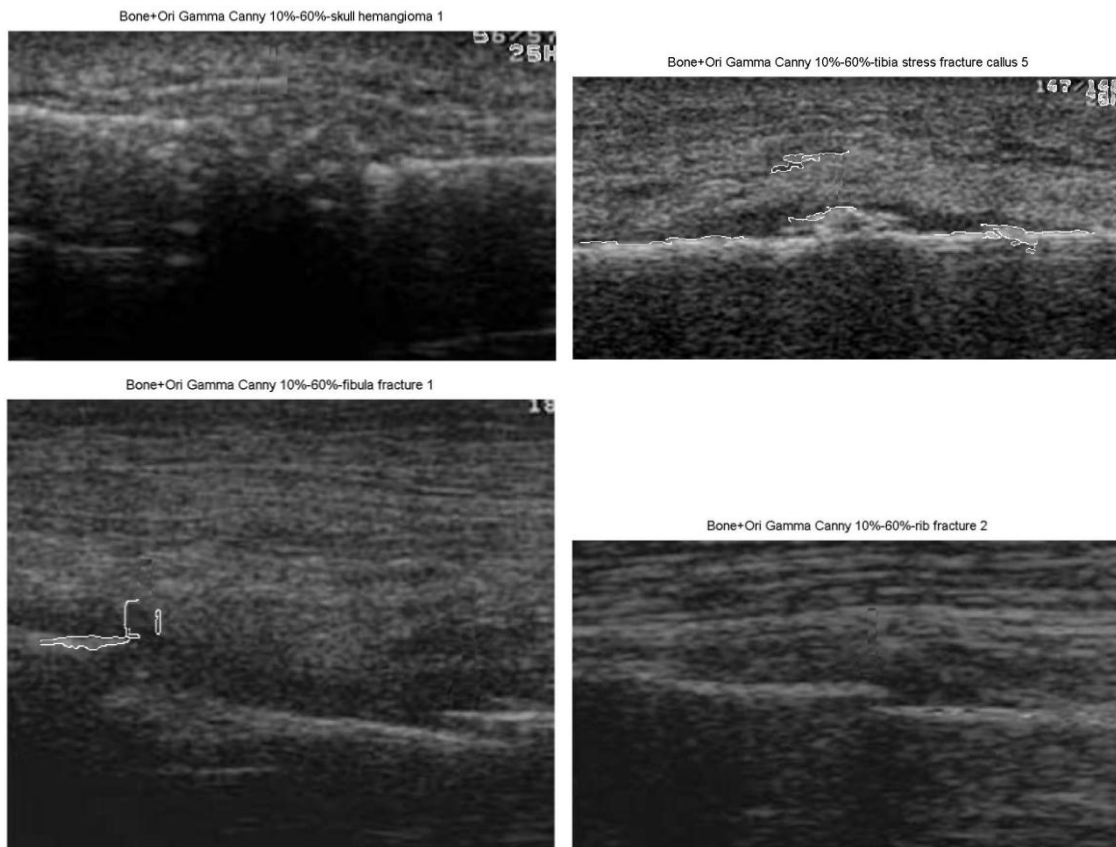


Figura 51- Método Canny, com os limites 10%-60%, aplicado à imagem filtrada pelo método Gamma (imagens da Figura 43).

Da análise destas figuras pode ver-se que quanto maior o limite superior, mais ruído é eliminado, no entanto também é perdida a informação sobre o osso. Nos limites 10%-20%, o método encontra todas as fronteiras demarcando também muito ruído, logo estes valores de limites não são viáveis. Nos limites 10%-40% pode ver-se que se encontra corretamente o osso na imagem de crânio e, no caso da fratura da fíbula, a detecção é muito aproximada, no entanto ainda é demarcado muito ruído na imagem da tíbia e não é encontrada a linha da costela. Nos limites 10%-60%, pode ver-se que se está perto de encontrar o osso na tíbia, mas não se encontra nada nos outros.

A razão de não se estarem a considerar nesta tese outros valores de limites prende-se com o fato de em alguns tipos de osso se dispor de muitas imagens ainda com muito ruído e no entanto haver outras imagens que já haviam perdido totalmente a informação útil, como seja por exemplo nas imagens de costelas, que nos limites 10%-40%, já se tinham perdido a informação por completo.

A tabela seguinte mostra o número de vezes que o osso é encontrado na totalidade de imagens disponíveis para esse tipo de osso, variando-se os limites inferior e superior do método de Canny e tendo em consideração os quatro métodos de remoção de ruído anteriormente descritos.

Limites	10%-20%				10%-40%				10%-60%			
	SSR	Mean	Median	Gamma	SSR	Mean	Median	Gamma	SSR	Mean	Median	Gamma
Costela	0/10	0/10	0/10	0/10	0/10	0/10	0/10	0/10	0/10	0/10	0/10	0/10
Crânio	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	1/4	0/4	1/4	1/4	0/4
Fémur	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	2/4	2/4	0/4
Perónio (fíbula)	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	1/4	0/4	1/4	1/4	1/4	0/4
Tíbia	0/7	0/7	0/7	0/7	0/7	0/7	1/7	0/7	3/7	3/7	2/7	0/7
Diáfise proximal do úmero	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	1/4
Terceiro metatársico	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4
Quinto metatársico	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	2/4	0/4
Cruirís	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3
Total	0/44	0/44	0/44	0/44	0/44	0/44	2/44	1/44	4/44	7/44	5/44	1/44

Tabela 5- Identificação da linha de osso pelo método Canny.

Na tabela as células a sombreado foram as combinações com melhores resultados para cada tipo de osso. Verifica-se que no crânio, fíbula e diáfise proximal do úmero no máximo foi encontrado um dos quatro ossos, no quinto metatársico foram encontrados no máximo dois dos quatro ossos. Na tíbia foi onde houve os melhores resultados em que três ossos foram localizados dos sete possíveis. No entanto podemos ver que para o tipo de osso, costela, terceiro metatársico e cruiris não se encontrou vez alguma o osso. No total o máximo de imagens encontradas foram sete das quarenta e quatro na combinação filtro *Mean* com o método de Canny usando os limites 10%-60%.

Também foi calculado o tempo médio que o método de Canny necessitou para processar cada imagem, recorrendo à média aritmética dos tempos de computação de cada imagem:

$$t_{canny} = 117,92 \text{ milissegundos}$$

4.5.2 Procura da linha do osso usando o método SNAKE

No método *SNAKE* (no capítulo 2) é referida a escolha dos quatro pontos iniciais para começar a procura dos contornos. Inicialmente foi testado se esses pontos poderiam ser as arestas da imagem US, ao que não foram obtidos resultados satisfatórios. Foram então introduzidos manualmente os pontos, localizando-os junto ao osso, para testar se com uma procura mais próxima do contorno desejável seria possível utilizar este algoritmo para encontrar o osso.

Nas figuras seguintes são mostrados alguns resultados obtidos para as quatro imagens de seleção (imagens da *Figura 43*), em que se recorreu ao filtro *Median*. Na *Figura 52* considera-se que os quatro pontos são as arestas da imagem US, e na *Figura 53* os quatro pontos são marcados manualmente próximos do osso. O suposto osso encontrado está apresentado com uma cor branca na imagem original.

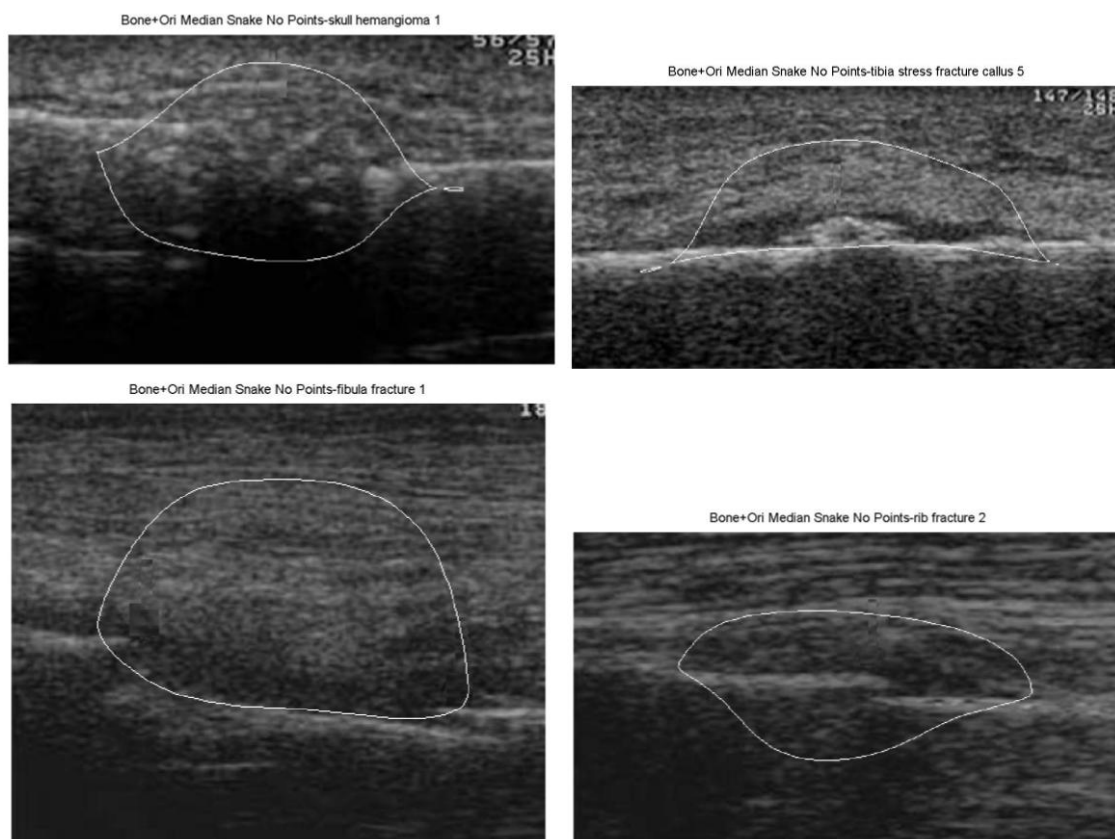


Figura 52- Aplicação do método SNAKE às imagens da Figura 43 mediante a filtragem com o filtro Median com pontos de partida correspondentes às arestas da imagem.

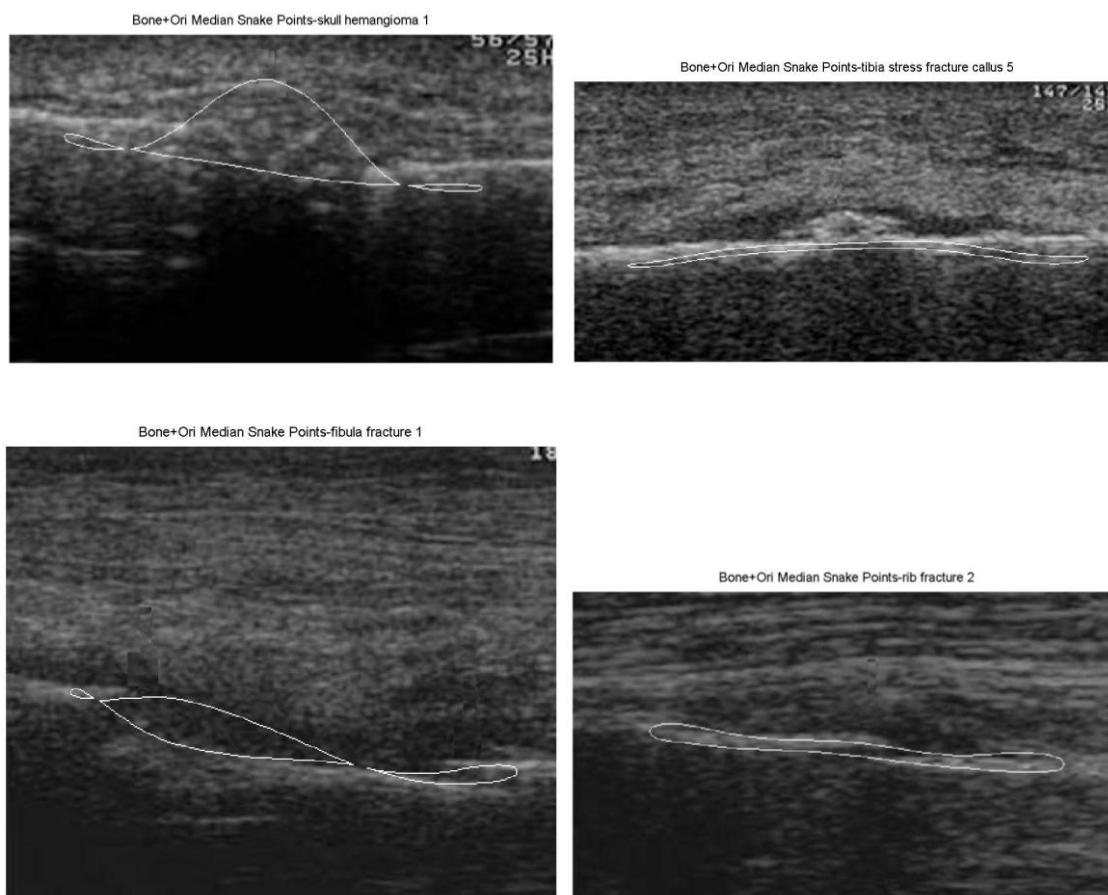


Figura 53- Aplicação do método SNAKE às imagens da Figura 43 filtradas pelo filtro Median com os pontos escolhidos manualmente.

Claramente no caso em que se consideram os pontos iniciais coincidentes com as arestas da imagem US, a procura *SNAKE* “perde-se” no meio de tanto ruído, delineando os contornos do osso como sendo a parte superior da imagem, devido ao ruído ser mais abundante nessa região. Quando os quatro pontos escolhidos estão perto do osso, podemos ver um melhoramento na delimitação do osso, encontrando por exemplo o osso da costela com sucesso, mas no entanto falhando na procura de outros ossos.

Na *Tabela 6* são mostrados o número de sucessos (osso delineado) obtidos para as quarenta e quatro imagens para cada tipo de filtro aplicado considerando o caso dos pontos iniciais coincidirem com as arestas da imagem e o caso dos pontos serem inseridos manualmente. Tal como na tabela anterior assinalam-se as células a sombreado correspondentes ao melhor resultado obtido face ao número total de imagens existentes para esse tipo de osso.

Pontos	Pontos nas arestas				Pontos inseridos manualmente			
	SSR	Mean	Median	Gamma	SSR	Mean	Median	Gamma
Tipo de osso\filtros								
Costela	0/10	0/10	0/10	0/10	3/10	1/10	2/10	1/10
Crânio	0/4	0/4	0/4	0/4	1/4	0/4	0/4	0/4
Fêmur	0/4	0/4	0/4	0/4	3/4	2/4	2/4	2/4
Perônio(fíbula)	0/4	0/4	0/4	0/4	2/4	2/4	0/4	0/4
Tíbia	0/7	0/7	0/7	0/7	5/7	4/7	4/7	1/7
Diáfise proximal do úmero	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4
Terceiro metatársico	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4	0/4
Quinto metatársico	0/4	0/4	0/4	0/4	1/4	0/4	0/4	0/4
Cruiris	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3	0/3
Total	0/44	0/44	0/44	0/44	15/44	9/44	8/44	4/44

Tabela 6- Identificação da linha de osso pelo método SNAKE.

Como era de esperar, quando os quatro pontos iniciais são as arestas da imagem US, dificilmente é encontrado algo, mesmo depois da aplicação do filtro ainda existe muito ruído por onde o algoritmo SNAKE se possa “perder”. Quando os quatro pontos são escolhidos manualmente foram encontrados bastantes contornos de ossos, em vários tipos de osso. Na costela e no fêmur foram encontrados no máximo três contornos de osso com sucesso, na fíbula só foram encontrados no máximo dois, a procura falha nos ossos diáfise proximal do úmero, no terceiro metatársico e no cruiris. O melhor resultado foi obtido na tíbia em que foram encontrados com sucesso no máximo cinco contornos de osso.

Fazendo uma análise global da aplicação deste método a todas as imagens a melhor combinação de método de remoção de *speckle noise* e pontos inseridos permitiu encontrar a linha de osso em no máximo quinze das quarenta e quatro imagens, correspondendo esta combinação à da aplicação do filtro SSR com os quatro pontos inseridos manualmente.

Também foi calculado o tempo médio que o método necessitou para processar cada imagem usando o mesmo processo que no caso do método Canny:

$$t_{snake} = 59,64 \text{ segundos}$$

4.5.3 Procura da linha do osso usando o método do Nuno Fernandes

Como foi descrito no *capítulo 2 secção 2.3.2.3*, um dos métodos para encontrar a linha do osso, foi especialmente desenvolvida para ossos longos, ao que foi testado para os vários tipos de osso disponíveis nesta tese. Nas figuras seguintes são mostrados alguns dos resultados obtidos com as quatro imagens selecionadas (imagens da *Figura 43*) das quarenta e quatro, usando o filtro *SSR*. Também na *Figura 54* se assinala a linha de osso encontrada com uma cor branca sobre imagem original.

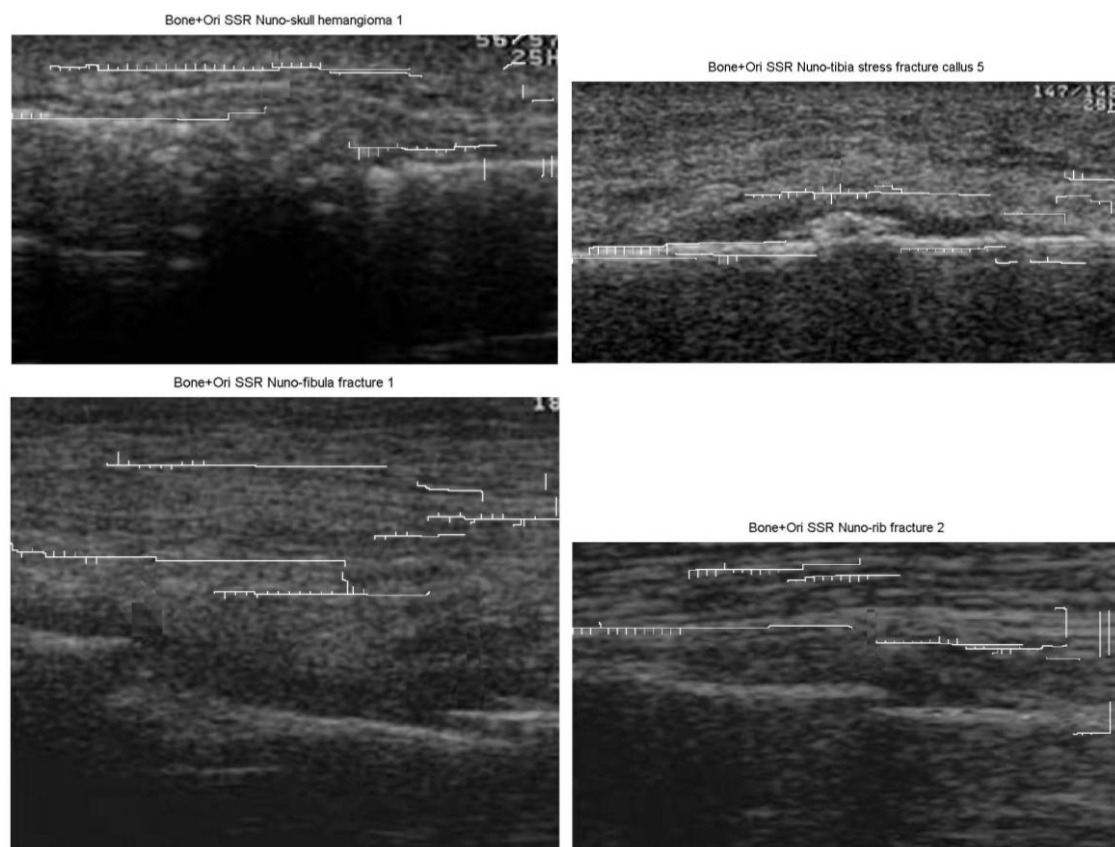


Figura 54- Aplicação do método de procura de osso do Nuno Fernandes nas imagens da Figura 43.

Como era de esperar o melhor resultado foi obtido para a imagem de fratura da tibia (um osso longo), mas para a imagem relativa ao crânio podemos ver que está perto de encontrar o osso detetando mesmo assim um pouco de ruído contido na imagem. Para a imagem de fratura de fíbula, um osso longo também, devido á complexidade desta imagem US, o algoritmo não encontra o osso com sucesso. No caso da imagem de fratura de costela, como era de esperar, o algoritmo também não encontra o osso, quer

devido ao fato de se tratar de um osso de dimensões médias como também por ser uma das imagens com bastante ruído acima e abaixo do osso.

Na tabela seguinte são mostrados os resultados obtidos com este método para cada um dos filtros previamente aplicados.

Tipo de osso\filtros	SSR	Mean	Median	Gamma
Costela	2/10	2/10	1/10	0/10
Crânio	0/4	0/4	0/4	0/4
Fémur	0/4	0/4	1/4	0/4
Perónio(fíbula)	1/4	1/4	0/4	0/4
Tíbia	2/7	0/7	0/7	0/7
Diáfise proximal do úmero	0/4	0/4	0/4	0/4
Terceiro metatársico	1/4	0/4	0/4	0/4
Quinto metatársico	0/4	0/4	0/4	0/4
Cruiris	0/3	0/3	0/3	0/3
Total	6/44	3/44	2/44	0/44

Tabela 7-Resultados obtidos com o método do Nuno Fernandes para detecção da linha de osso.

As células a sombreado na tabela indicam uma vez mais os melhores resultados para cada tipo de osso. Nas imagens de costela e tíbia foram encontradas no máximo duas linhas de osso. Nas imagens de fémur, da fíbula e do terceiro metatársico, para qualquer tipo de filtro de remoção de *speckle noise*, foram encontrados no máximo uma linha de osso; este método falha nos ossos do crânio, diáfise proximal do úmero, no quinto metatársico e no cruiris. O melhor resultado foi obtido pela combinação do filtro SSR em que foram encontrados seis linhas de ossos do total de quarenta e quatro.

Também foi calculado o tempo médio que o método consumiu a processar cada imagem, sendo esse valor de:

$$t_{nuno} = 25,78 \text{ segundos}$$

4.6 Procedimento proposto para identificação da linha de osso e detecção de fraturas ósseas

Remoção do ruído

No *capítulo 2* foram apresentados quatro métodos de remoção de ruído tendo-se verificado experimentalmente que o seu uso para cada tipo de osso está dependente do método de pesquisa de linha de osso.

Pesquisa da linha de osso

No *capítulo 3* foram apresentados três métodos de procura da linha do osso, *leftright*, *middle* e *3split+middle*. Estes métodos dependem do estabelecimento de duas variáveis, a variável *isline* (*capítulo 3 secção 3.4*) e uma variável L , que após conhecida a linha inicial, permite definir uma área acima da linha encontrada para iniciar a procura.

O procedimento para teste dos algoritmos pode delinear-se nos seguintes passos:

1. Selecionar de entre os vários tipos de osso (nove categorias - *Tabela 3*) de um determinado tipo;
2. Dentro desse conjunto de imagens, por exemplo com x imagens de um dado tipo de osso;
3. Seleciona 1 dos 4 filtros (*SSR, Mean Filter, Median Filter ou Gamma Filter*);
4. Seleciona 1 dos 3 tipos de procura (*leftright, middle e 3split+middle*);
5. Seleciona um valor para a variável *isline*;
6. Ir testando a aplicação de diferentes valores de L até ao número máximo de linhas da matriz representativa de cada uma das imagens desse conjunto;
7. Identificar o valor de L que permitiu o reconhecimento de maior número de linhas de osso nas x imagens em teste;
8. Alterar o valor de *isline* no ponto 5 repetindo os passos 6 e 7;
9. Alterar o tipo de procura no ponto 4 repetindo os passos 5,6,7 e 8;
10. Alterar o tipo de filtro no ponto 3 repetindo os passos 4,5,6,7,8 e 9;
11. Memorizar no programa os valores de *isline* e de L que correspondam à combinação de tipo de procura e filtro que identifique o maior número de linhas de osso em imagens US no tipo de osso selecionada no ponto 2;
12. Selecionar outro tipo de osso no passo 1 e repetir os passos 2 a 11.

Devido ao vasto número de testes efetuados, serão só apresentados os valores dos parâmetros para os quais foram obtidos os melhores resultados, tendo para tal sido estabelecidos os seguintes critérios:

- Quando vários métodos de pesquisa de osso atingem o mesmo nível de desempenho tendo a imagem sido filtrada por vários tipos de filtros, dá-se preferência à combinação de processos em que o filtro *Mean* tenha sido usado: este critério foi estabelecido tendo em conta que o filtro *Mean* apresentou, em média, os menores tempos de execução. Logo pela *Tabela 4* podemos ver que quando é encontrada a linha de osso para diferentes tipos de filtro o escolhido é o que tem menor tempo de processamento;
- Quando os três tipos de procura tiverem identificado a linha de osso com igual performance, dá-se preferência ao método *leftright* ou *middle*; se apenas estes dois últimos tiverem melhor desempenho, e idêntico, a preferência de seleção vai para o método *middle*. O primeiro critério é baseado no fato de, por repetidas experiências, se ter verificado que os métodos *leftright* e *middle* apresentam um tempo de computação idêntico e mais baixo que o do método *3split+middle*. O segundo critério baseia-se na suposição de que, o método *middle* terá melhor desempenho em qualquer outra imagem que se venha a considerar neste sistema de detecção automática de fraturas ósseas;
- Quando para vários valores de percentagens na variável *isline* se identifique a linha de osso com idêntico desempenho, então a decisão recairá sobre o valor de percentagem mais elevado. Tal critério surge para prevenir a inclusão de outras imagens no sistema desenvolvido que possam eventualmente apresentar maiores níveis de ruído na parte inferior da imagem (abaixo do osso) que os atualmente testados. No caso particular de análise de ossos longos, apesar de não ser forçosa a aplicação deste critério, o mesmo foi aplicado.
- Quando para vários valores da variável *L*, sejam encontradas todas as linhas de osso de um determinado tipo de osso, o valor de *L* escolhido será o menor; este critério permite restringir a pesquisa a uma área de imagem menor evitando que em futuras imagens a pesquisa se possa ‘perder’ em ruído, bem como, para minimizar o tempo de cálculo.

Na tabela seguinte são apresentadas as melhores combinações para encontrar a linha de osso nos vários tipos de osso.

Tipo de osso	Filtro	Islime (%)	L	Tipo de procura
Costela	<i>Mean Filter</i>	15	50	<i>middle</i>
Crânio	<i>SSR</i>	5	5	<i>middle</i>
Fémur	<i>Mean Filter</i>	20	50	<i>3split+middle</i>
Perónio(fíbula)	<i>SSR</i>	20	20	<i>3split+middle</i>
Tíbia	<i>SSR</i>	40	50	<i>leftright</i>
Diáfise proximal do úmero	<i>SSR</i>	10	20	<i>leftright</i>
Terceiro metatársico	<i>Mean Filter</i>	5	50	<i>3split+middle</i>
Quinto metatársico	<i>SSR</i>	5	20	<i>middle</i>
Cruiris	<i>Mean Filter</i>	10	20	<i>3split+middle</i>

Tabela 8-Tipo de ossos e as variáveis a aplicar aos algoritmos de pesquisa de linha de osso.

A *Tabela 9* sumaria o número total de linhas de osso encontradas para as combinações de métodos identificadas na *Tabela 8*:

Tipo de osso	Linhas de osso encontradas/ número total de imagens
Costela	8/10
Crânio	4/4
Fémur	4/4
Perónio (fíbula)	4/4
Tíbia	7/7
Diáfise proximal do úmero	4/4
Terceiro metatársico	4/4
Quinto metatársico	4/4
Cruiris	3/3
Total	42/44

Tabela 9- Número de linhas de osso encontradas com os métodos propostos face ao total de imagens desse tipo de osso.

Como se pode observar na *Tabela 9* foram obtidos muitos bons resultados, encontrando-se muitas mais linhas de osso do qualquer outro método acima descrito atuando isoladamente. Também foram registados os tempos médios que cada um dos algoritmos de pesquisa de linha de osso propostos consumiu para identificar o osso em cada imagem, sendo estes sumariados na *Tabela 10*:

Tipo de pesquisa	<i>Leftright</i>	<i>Middle</i>	<i>3split+middle</i>
Tempo (milissegundos)	292,57	283,34	383,45

Tabela 10-Tempo medido para cada um dos métodos de pesquisa de linha de osso propostos.

Como era de esperar o método que levou mais tempo de processamento foi o *3split+middle*, devido a ter que partir a imagem em três e aplicar a cada uma o método *middle*.

Identificação da fratura

Após a linha do osso ter sido identificada, passa-se então à identificação da fratura. Como foi explicado no capítulo 3.5, primeiro é aplicado um valor acima e abaixo da linha de osso para que todos os píxeis de osso sejam usados para identificação da fratura. Também é considerada uma percentagem abaixo da média de píxeis de osso (variável chamada de *isfract*), para que só valores acima dessa percentagem sejam considerados fratura. Após vários testes, os melhores valores para o número de píxeis para cima e para baixo da linha do osso a considerar e a percentagem abaixo da média dos píxeis de osso a ser tida em consideração foram os seguintes:

Tipo de osso	Número de píxeis abaixo da linha de osso	Número de píxeis acima da linha de osso	<i>Isfract</i> (percentagem abaixo da média dos píxeis de osso)
Costela	4	3	45
Crânio	2	2	5
Fémur	7	7	90
Perónio(fíbula)	2	2	40
Tíbia	2	2	30
Diáfise proximal do úmero	5	4	20
Terceiro metatársico	2	2	5
Quinto metatársico	1	0	5
Cruirís	1	0	10

Tabela 11- Parâmetros a usar no algoritmo de deteção de fratura proposto.

Foi referido que poderia haver múltiplas fraturas numa mesma linha de osso, tendo-se definido três tipos de formas geométricas para identificar uma fratura desta natureza:

- Bola- existe uma probabilidade alta de ser uma fratura simples
- Quadrado- existe uma probabilidade média que seja uma fratura
- Cruz- existe uma probabilidade baixa que seja uma fratura

Ao que no final foram obtidos os seguintes resultados para cada tipo de osso das quarenta e quatro imagens, em que o positivo e o negativo simbolizam se está na zona da fratura ou não tendo como referência a identificação existente nas imagens originais:

Tipo de osso	Bola		Quadrado		Cruz	
	Positivo	Negativo	Positivo	Negativo	Positivo	Negativo
Costela	8/10	2/10	0/10	4/10	2/10	1/10
Crânio	4/4	0/4	1/4	1/4	1/4	1/4
Fémur	2/4	2/4	2/4	1/4	1/4	1/4
Perónio(fíbula)	4/4	0/4	2/4	0/4	0/4	1/4
Tíbia	7/7	0/7	4/7	0/7	1/7	1/7
Diáfise proximal do úmero	3/4	1/4	0/4	2/4	0/4	0/4
Terceiro metatársico	4/4	0/4	3/4	0/4	2/4	0/4
Quinto metatársico	4/4	0/4	0/4	4/4	0/4	3/4
Cruiris	3/3	0/3	1/3	1/3	0/3	1/3
Total:	39/44	5/44	13/44	13/44	7/44	9/44

Tabela 12-Resultados obtidos na identificação de fraturas nas imagens dos diversos tipos de ossos considerados.

Podemos ver que a bola obteve mais resultados positivos, pois é a identificação com a probabilidade mais alta de ser fratura. As outras identificações mostram que ainda existe probabilidade de ocorrência de outra fratura, pois algumas imagens de ultrassom de ossos contêm duas fraturas. Por vezes as três identificações são assinaladas no local de uma fratura. Isto deve-se ao facto de, se na zona de fratura existirem vários fragmentos de osso partido, como foi estabelecida a regra que uma fratura está sempre localizada entre linhas de osso, a localização simultânea de identificação ocorre.

Também foi calculado o tempo que leva este método a processar e identificar cada fratura, como podemos ver na tabela seguinte.

Número de fraturas	Uma	Duas	Três
Tempo (milissegundos)	2,9	17,5	73

Tabela 13-Tempo para as identificações das fraturas.

Como era de esperar quando mais fraturas existirem, mais tempo leva o método a identifica-las.

4.6.1 Exemplos da aplicação do método proposto para identificação da fratura

Nesta secção são apresentados alguns exemplos da aplicação do método proposto para identificação de fraturas, usando as quatro imagens de seleção e os valores apresentados nas tabelas acima. Os resultados também são apresentados passo a passo para melhor compreensão.

4.6.1.1 Remoção do ruído

Recorde-se que as quatro imagens de seleção são:

- Uma hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical
- Uma fratura de stress da tibia distal com calo periosteal
- Uma fratura cominutiva do perónio (fíbula) com interrupção da cortical óssea
- Uma fratura de costela com interrupção da cortical

Em que os melhores resultados obtidos para a remoção do ruído para cada tipo osso podem ser vistos na *Tabela 8*, logo para o crânio, fíbula e tibia será o filtro *SSR* e para a costela será o *Mean Filter*. Podemos ver os resultados obtidos para as quatro imagens acima referidas nas figuras seguintes em que no lado esquerdo está a imagem original e no lado direito a imagem filtrada.

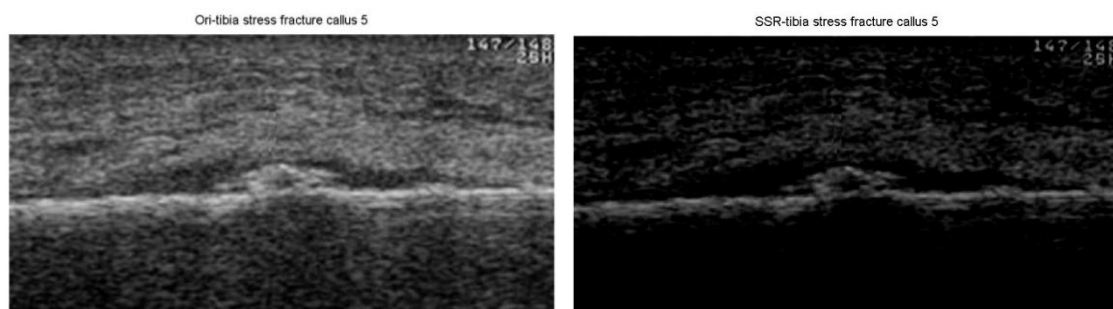


Figura 55-Imagem selecionada de fratura da tibia vs a mesma imagem filtrada pelo SSR.

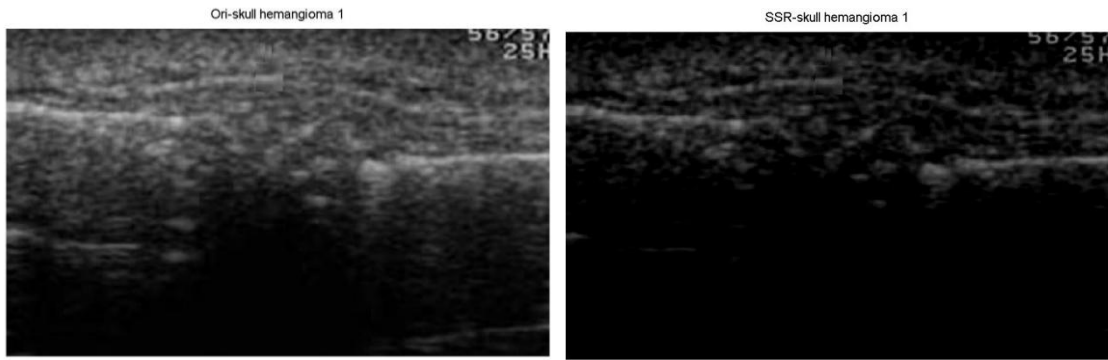


Figura 56-Imagem selecionada de fratura do crânio vs a mesma imagem filtrada pelo SSR.

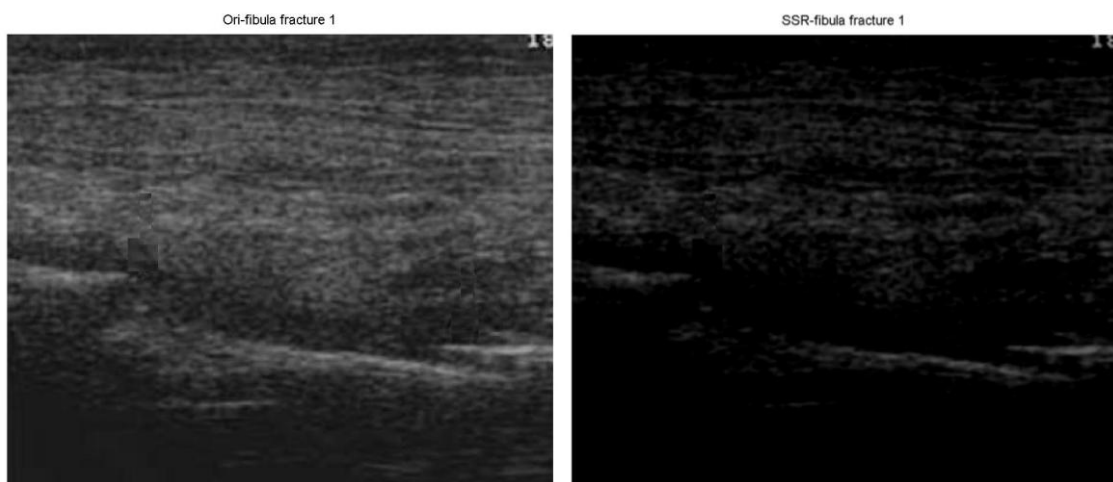


Figura 57-Imagem de seleção da fíbula vs imagem filtrada pelo SSR.

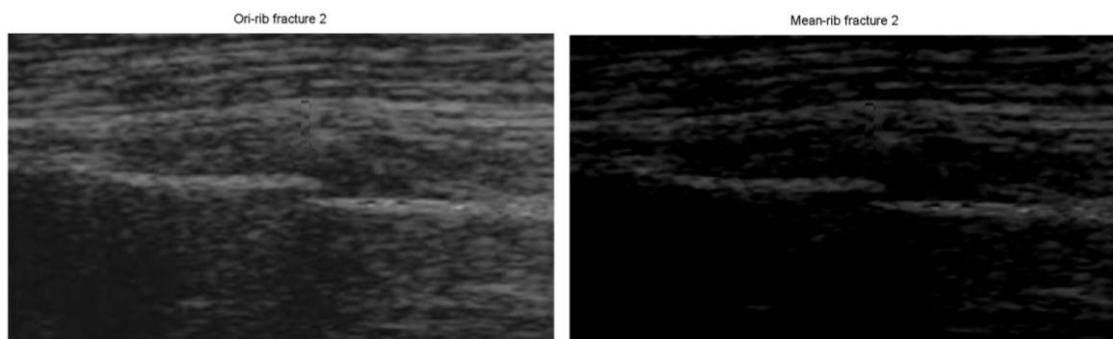


Figura 58-Imagem selecionada de fratura da costela vs a mesma imagem filtrada pelo Mean Filter.

4.6.1.2 Pesquisa da linha de osso

Exemplo de aplicação de pesquisa leftright

Das quatro imagens de seleção uma delas é da tíbia, que usa o filtro *SSR* e a procura *leftright* com os valores de 40% para a variável *isline* e 50 para o valor da variável *L*.

Após a filtragem pelo filtro é feita uma segunda filtragem pelo “filtro” da energia externa, ao que obtemos o seguinte resultado:

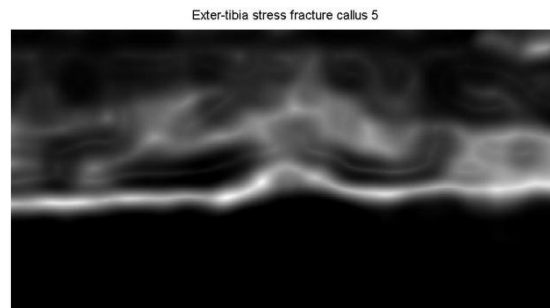


Figura 59-Imagem da Figura 55 após a passagem pelo “filtro” de energia externa.

O que se observa, após a aplicação do filtro da energia externa, é que os píxeis mais próximos de preto ficaram ainda mais pretos e os próximos de branco ficaram ainda mais próximos do branco, o que permite uma visão do osso clara e evidenciada. Em contrapartida outras estruturas circundantes também foram realçadas, facto que pode complicar a atuação da fase seguinte do algoritmo.

Já tendo aplicado o filtro da energia é feito agora o somatório dos píxeis em cada linha. No caso desta mesma imagem da tíbia obtêm-se o gráfico representado na Figura 60.

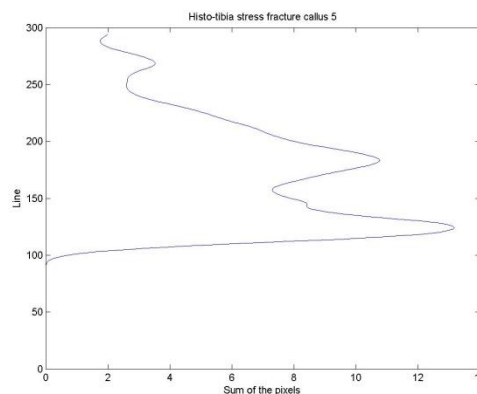


Figura 60-Somatório por linhas dos píxeis da imagem da Figura 59.

De seguida é feita a procura por linhas de baixo para cima assumindo uma certa percentagem (valor da variável *isline*) desse somatório. Para este caso aplicou-se 40%.

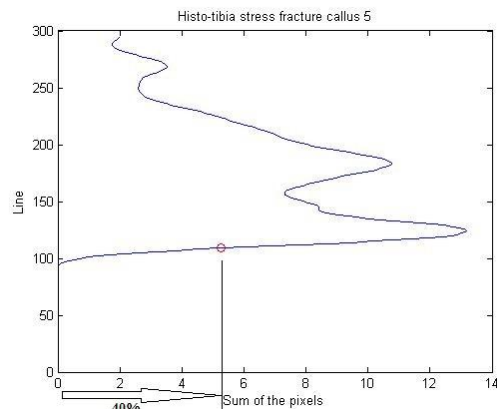
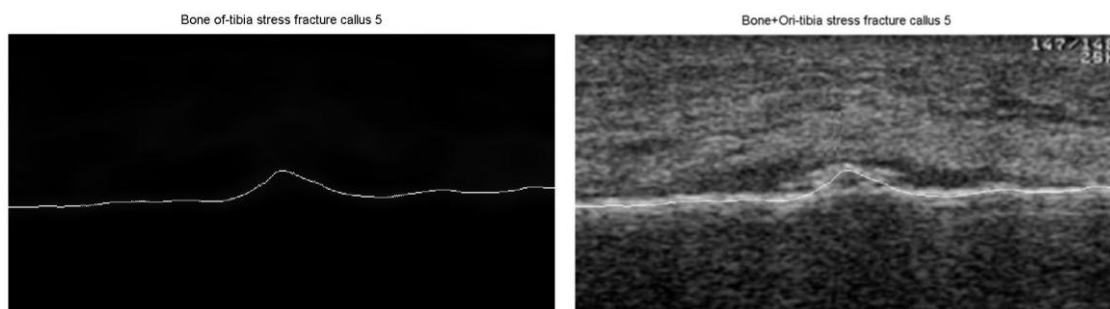


Figura 61-Somatório por linhas dos píxeis com a identificação da linha de início de pesquisa do osso na imagem da Figura 59 face a uma percentagem de 40%.

Após a linha inicial ter sido encontrada é aplicado o valor da variável *L*. Uma vez identificado o início da procura do osso, agora é aplicada a metodologia de procura *leftright* na imagem e identifica-se o caminho do osso. Como se pode verificar na *Figura 62*, este procedimento permite encontrar e delinear a linha de osso, sendo que do lado esquerdo se apresenta apenas a linha do osso encontrada e do lado direito se sobrepôs essa linha à imagem original.



*Figura 62-Caminho do osso encontrado da imagem da Figura 55 (lado esquerdo) utilizando a pesquisa *leftright* e a sua representação sobre a imagem original (lado direito).*

Pode observar-se que o osso foi corretamente encontrado podendo notar-se uma certa elevação no meio da imagem correspondente à fratura de stress da tibia com a formação de calo.

Exemplo de aplicação da pesquisa Middle

Das quatro imagens atrás identificadas como exemplificativas da aplicação deste método de pesquisa de osso, consideram-se as do crânio e da costela para exemplificar a aplicação do método de *middle*. A imagem de crânio apresenta melhor redução de *speckle noise* recorrendo ao filtro *SSR*, com o valor 5% na variável *isline* e o valor 5 na variável *L*. A imagem de costela apresenta melhor desempenho com o filtro *Mean*, e usando o valor 15% na variável *isline* e o valor 50 na variável *L*.

Após a filtragem pelo respetivo filtro é feita uma segunda filtragem pelo “filtro” da energia externa, ao que obtemos os resultados da *Figura 63*:

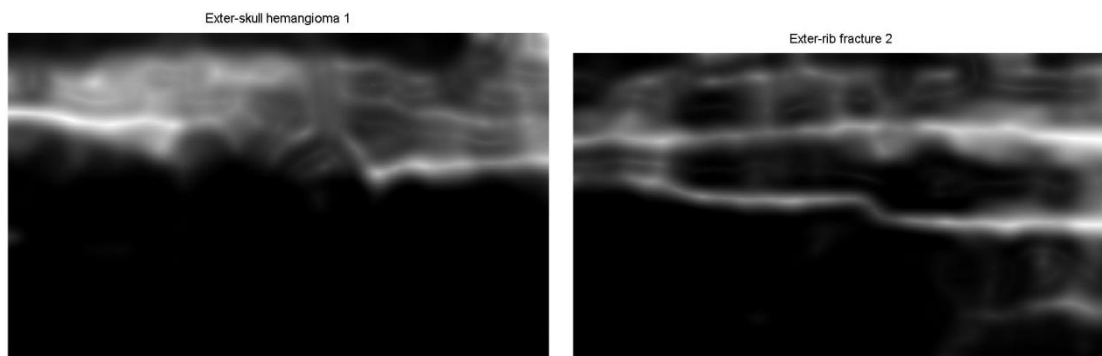


Figura 63- Imagens da Figura 56 e Figura 58 após a passagem pelo “filtro” de energia externa, imagem de crânio do lado esquerdo e de costela do lado direito.

Já tendo aplicado o filtro da energia é feito a o somatório dos píxeis em cada linha. Para as imagens anteriores obtém-se a *Figura 64*.

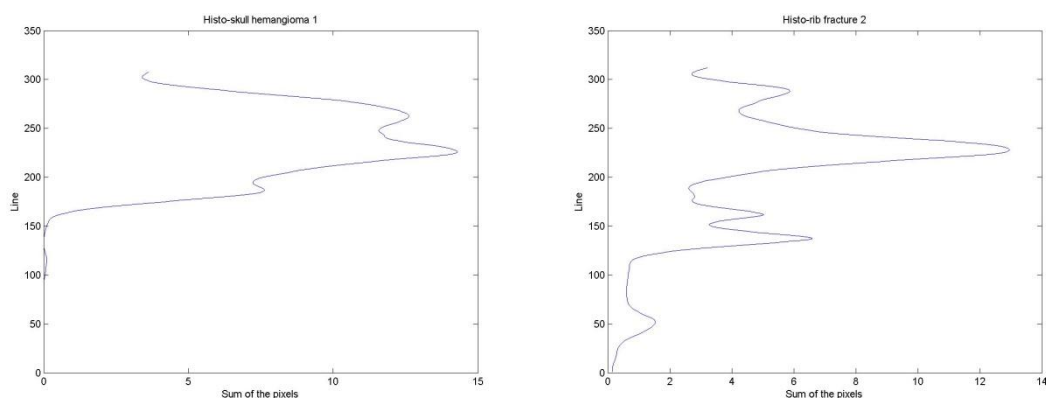


Figura 64- Somatório por linhas dos píxeis das imagens da Figura 63: imagem do crânio (esquerda) e imagem da costela (direita).

De seguida é feita a procura de baixo para cima da linha de início de pesquisa, considerando-se as seguintes percentagens da variável *isline*:

-Crânio - 5%

-Costela – 15%

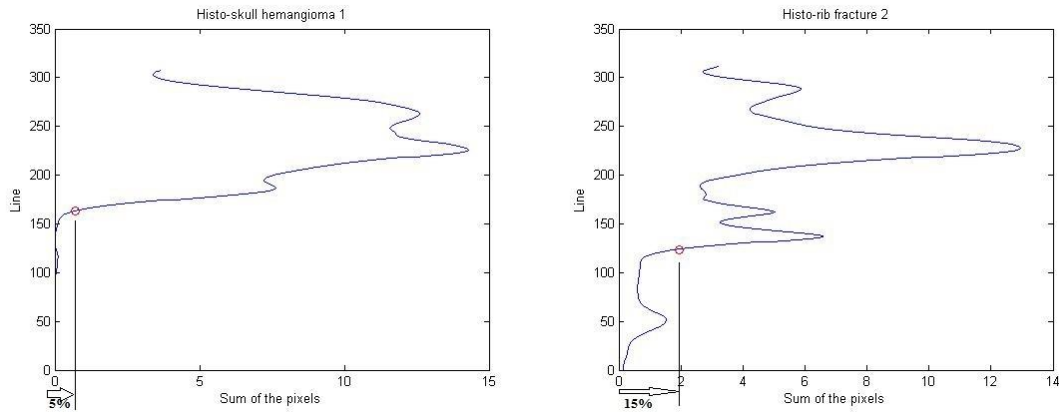
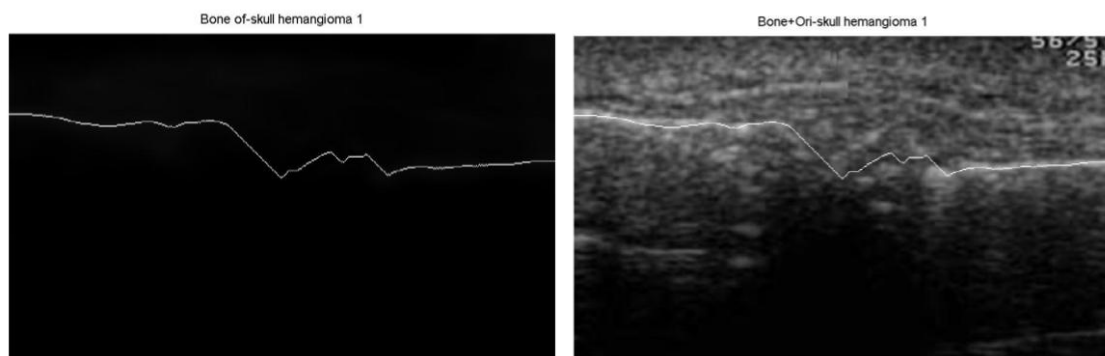


Figura 65- Somatório de píxeis com a identificação da linha de início de pesquisa do osso nas imagens da Figura 63 face às percentagens, de 5% para a imagem de crânio (esquerda) e de 15% para a imagem de costela (direita).

Após a linha inicial ter sido encontrada é aplicado o valor da variável *L* seguido da aplicação do procedimento *middle*. Os resultados estão expressos na *Figura 66*, sendo as imagens do topo correspondentes ao crânio e as de baixo a costela. Do lado esquerdo da figura apresentam-se os caminhos de osso calculado e do lado direito a sobreposição da linha de osso sobre a imagem original. Pode observar-se que o caminho do osso foi identificado corretamente em ambos os exemplos. No exemplo da imagem de crânio (imagens de topo da *Figura 66*) no centro não existe osso, mas sim o hemangioma, logo existe uma perda de caminho em que a linha de osso é confundida com a patologia devido aos “salpicos” de branco que existem na imagem.



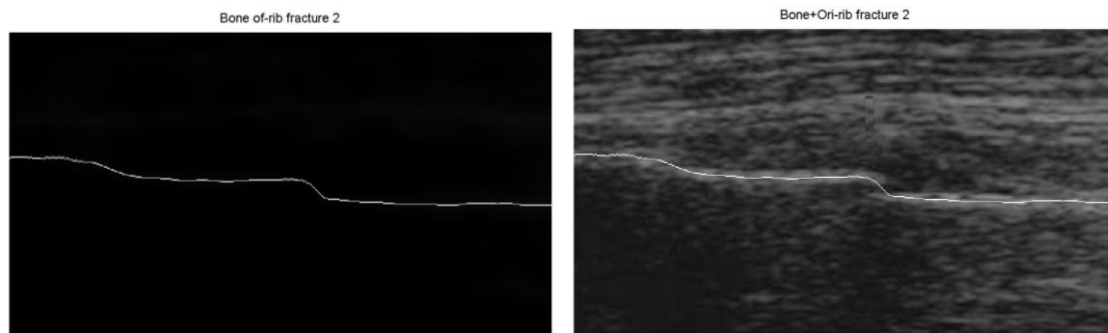


Figura 66- Caminho do osso encontrado das imagens da Figura 56 e Figura 58 utilizando a pesquisa middle.

Exemplo de aplicação da pesquisa 3split+middle

Das imagens seleccionadas escolhe-se para exemplificar a aplicação deste método a da fratura de fíbula. Utiliza-se o filtro *SSR*, com a procura *3split+middle* em que a variável *isline* assume o valor de 20 e o valor da variável *L* é 20.

Após a segunda filtragem pelo “filtro” da energia externa, obtêm-se a imagem da *Figura 67*.

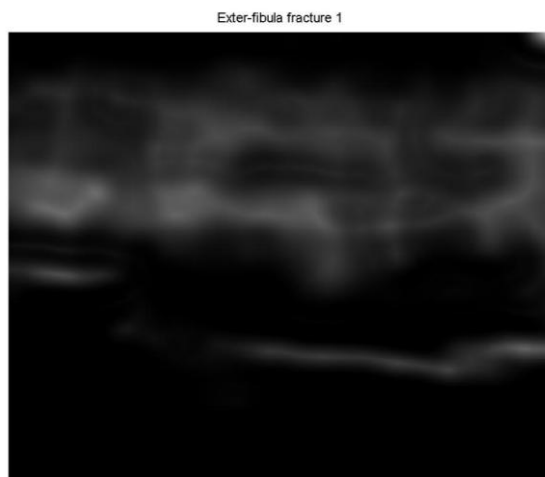


Figura 67- Imagem da Figura 57 após a passagem pelo “filtro” de energia externa.

Uma vez aplicado o ‘filtro de energia’, a imagem é segmentada em três partes como se indica na *Figura 68*.

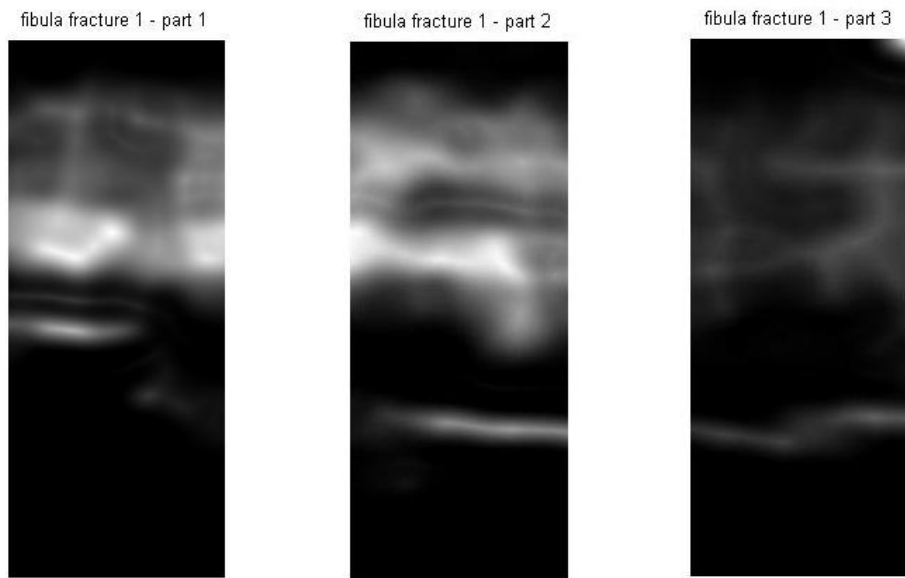


Figura 68- Imagem da Figura 67 após ser partida em três.

De seguida é feito o somatório por linha dos píxeis de cada uma das imagens.

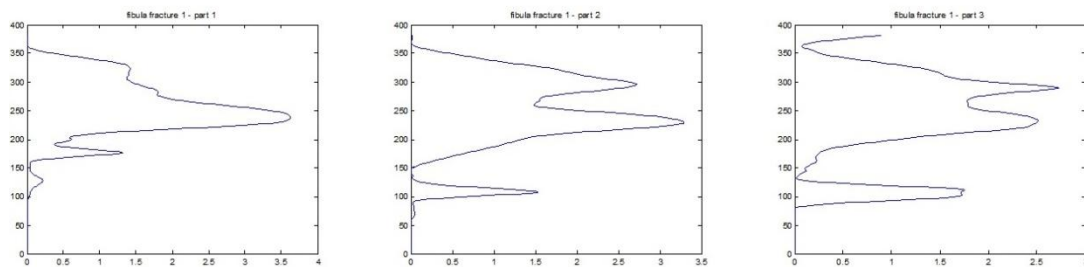


Figura 69- Somatório por linhas de píxeis da imagem da Figura 68, para cada uma das partes Figura 63.

Posto isto, é feita a procura de baixo para cima da linha de início de pesquisa em cada parte da imagem de US, tendo em conta que, neste caso, a percentagem da variável *isline* do somatório escolhida foi de 20%.

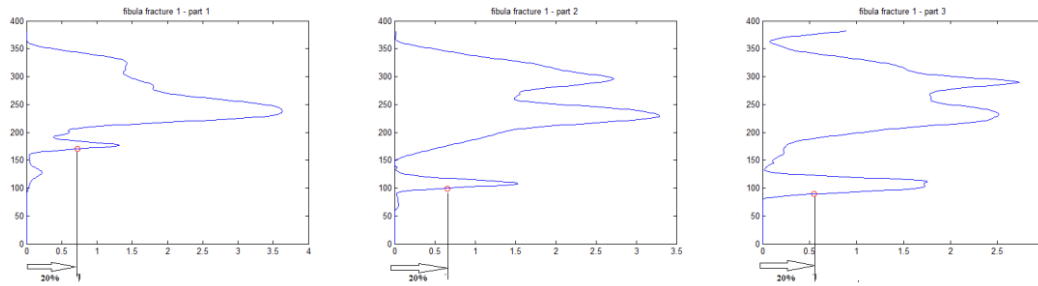


Figura 70- Somatório de píxeis com a identificação da linha de início de pesquisa do osso na imagem da Figura 68 para $isline = 20\%$.

Com a linha inicial encontrada, é aplicado então o valor da variável L . Uma vez identificado o início da procura do osso para cada parte da imagem, é aplicada a procura *middle* em cada imagem, definindo-se assim o caminho do osso para cada uma delas.

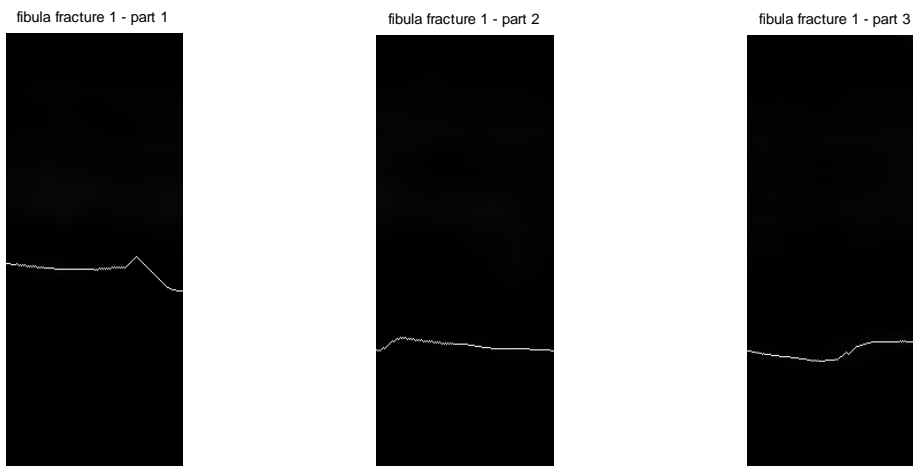


Figura 71-Caminho do osso encontrado nas imagens da Figura 68.

Por fim unem-se as três partes da imagem ficando com a linha de osso identificada. Como se pode ver na Figura 72 em que à esquerda se mostrado a linha do osso calculada e depois se sobrepõe esta à imagem original, há claramente uma interrupção da linha de osso, evidenciada na imagem da esquerda.

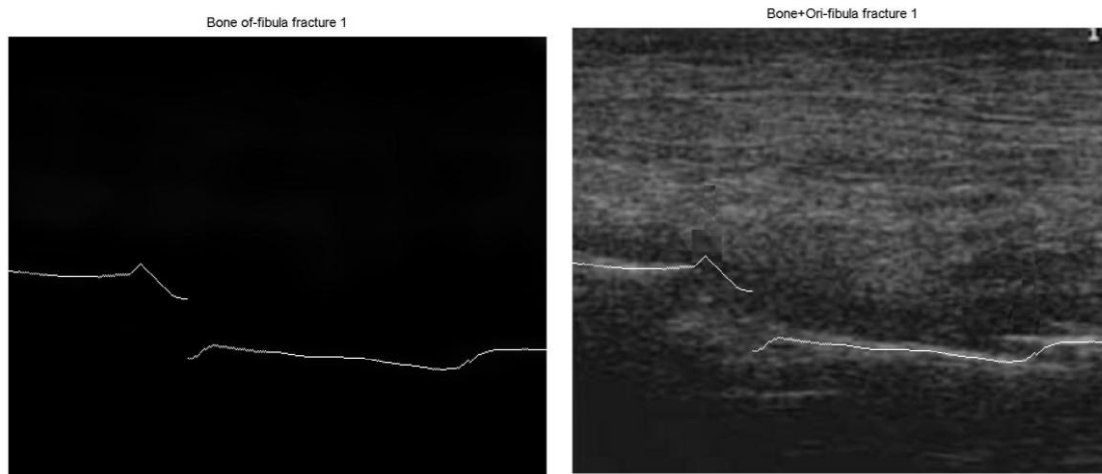


Figura 72- Caminho do osso encontrado da imagem da Figura 57 utilizando a pesquisa 3split+middle.

4.6.1.3 Identificação da fratura

Usando as quatro imagens anteriormente selecionadas, após a linha do osso ter sido encontrada, passa-se então à identificação de todos os píxeis de osso dando um número fixo de píxeis acima e abaixo da linha de osso, em que esse valor fixo depende do tipo de osso, Nestes quatro casos específicos os valores atribuídos estão expressos na Tabela 14.

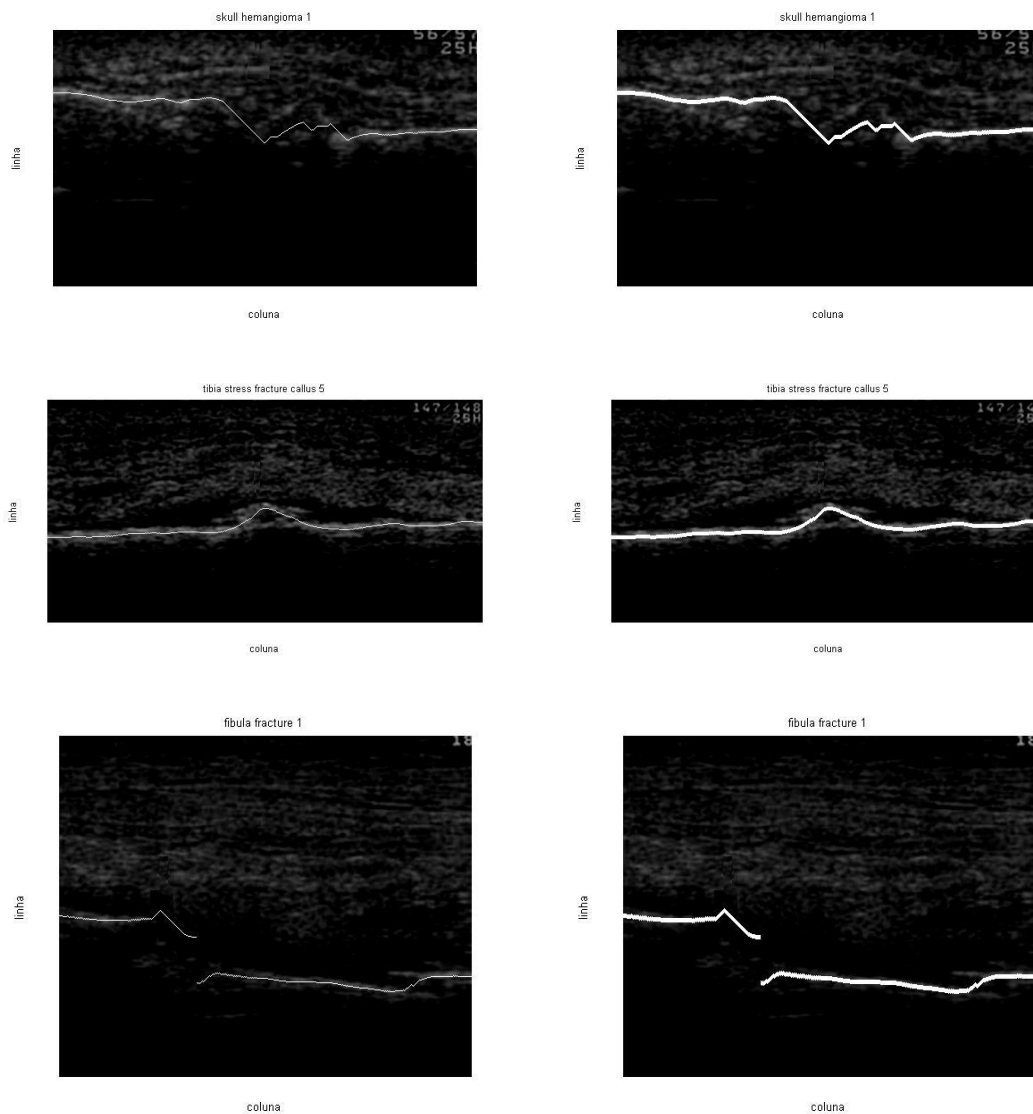
Tipo de osso	Número de píxeis abaixo da linha de osso	Número de píxeis acima da linha de osso
Costela	4	3
Crânio	2	2
Perónio(fíbula)	2	2
Tíbia	2	2

Tabela 14-Valores para o número de píxeis acima e abaixo da linha de osso para as 4 imagens de seleção na fase de identificação de fratura.

Na Figura 73 podemos ver no lado esquerdo a linha de osso encontrada sobreposta a uma imagem filtrada por um dos filtros espaciais e no lado direito podemos ver a linha do osso mais os píxeis de osso sobrepostos na imagem filtrada por um dos filtros espaciais.

Agora é feita a soma de todos os píxeis de osso para cada coluna e apresentado num gráfico, e no mesmo gráfico são apresentadas duas linhas: uma linha correspondente ao valor médio da soma de todos os píxeis de osso e a outra é um valor denominado *isfract* que é uma percentagem abaixo da linha da anterior.

Na *Figura 74* são apresentadas os gráficos para cada um dos exemplos apresentados da *Figura 73*, igualmente ordenados os tipos de osso do topo para baixo.



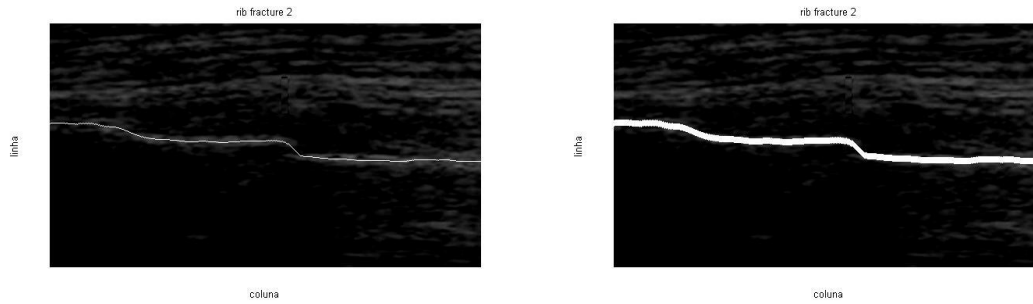
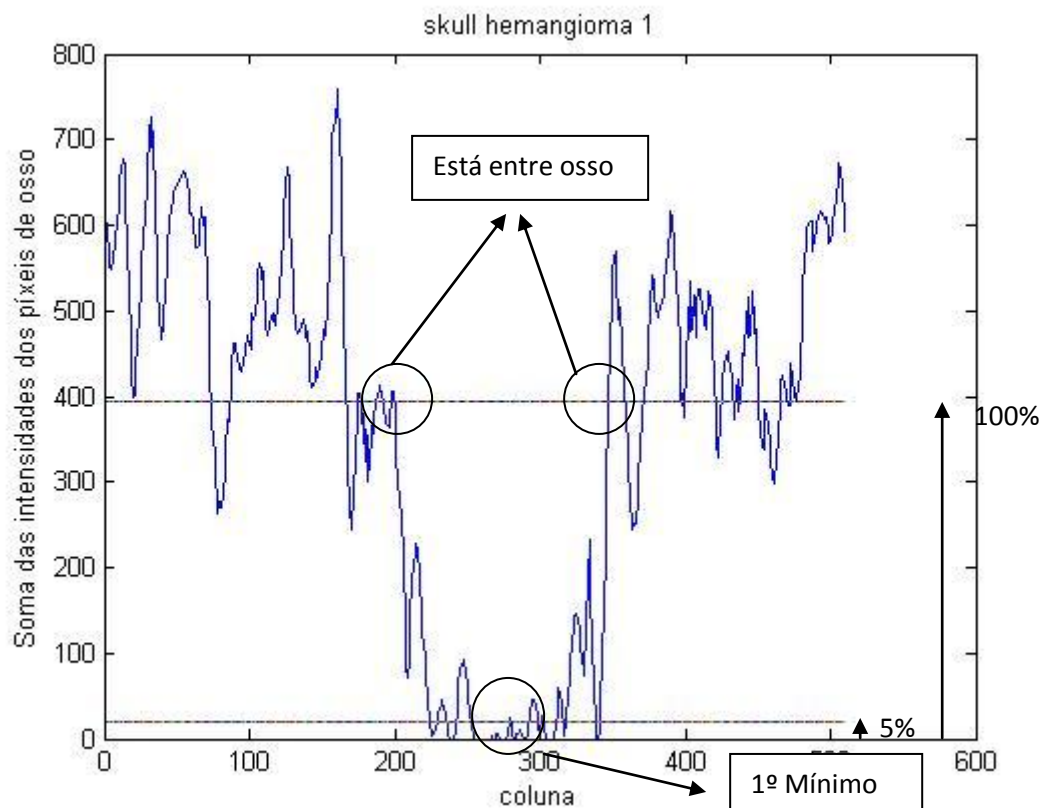
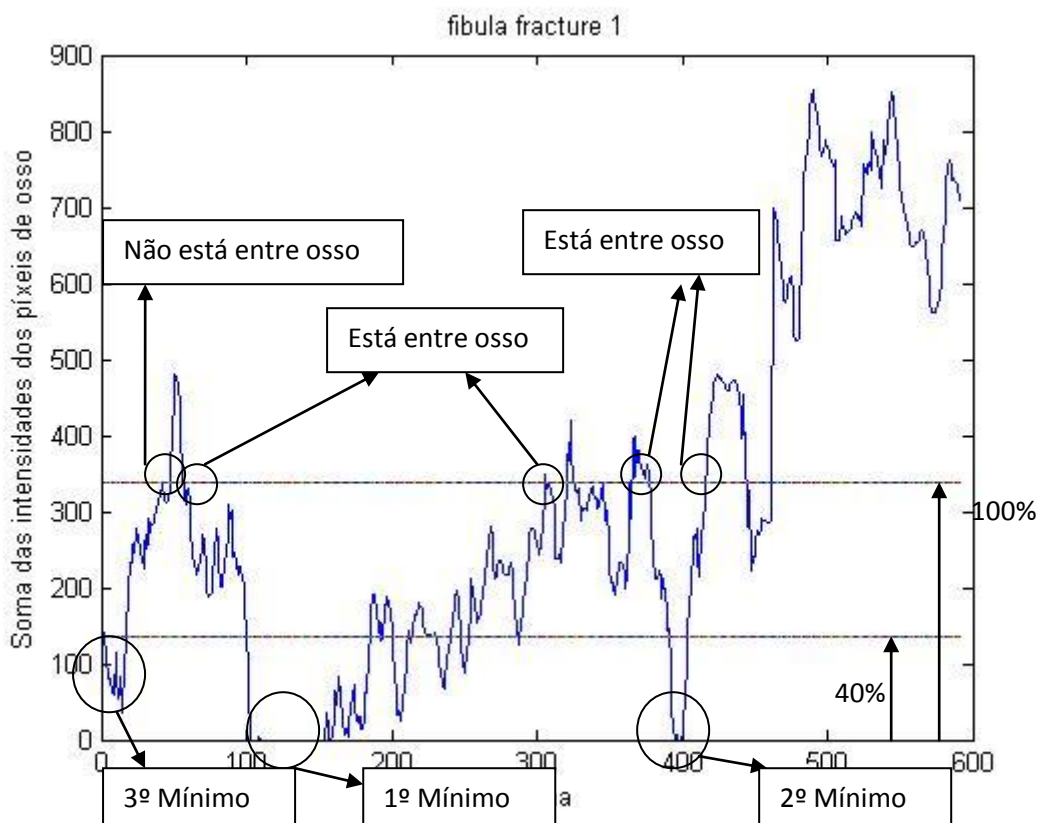
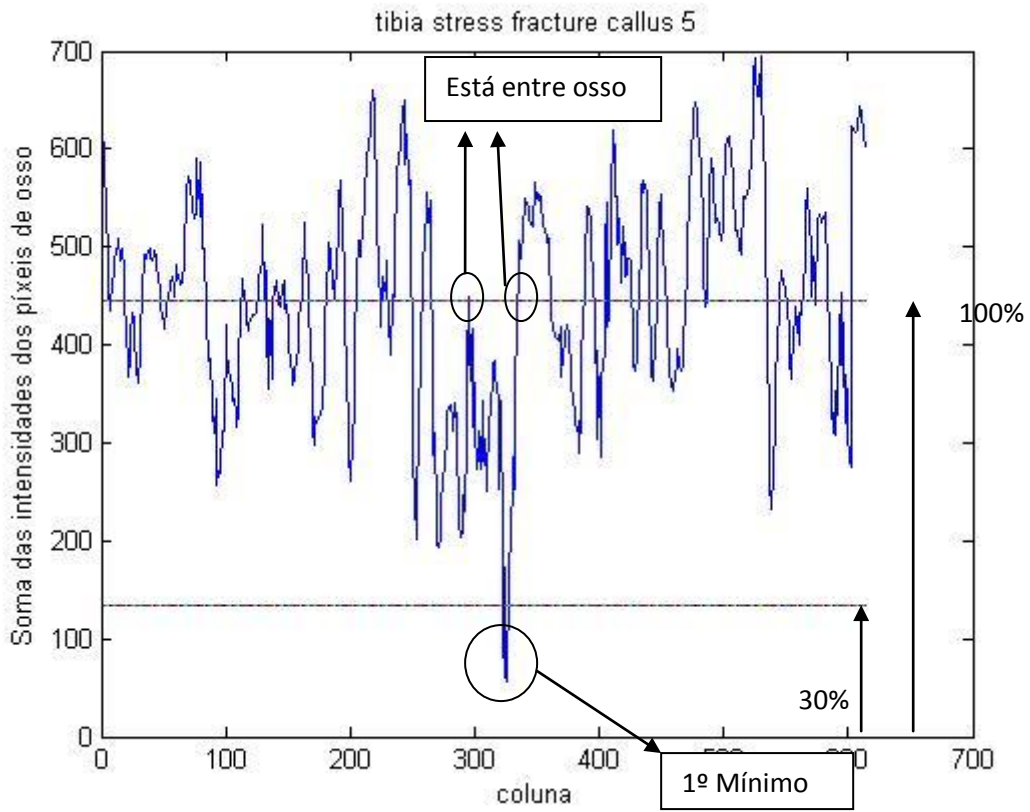


Figura 73-Imagens filtradas pelos filtros espaciais com a linha do osso (lado esquerdo) e a linha do osso mais os pixels de osso (lado direito); De cima para baixo representam-se as imagens de: hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical, fratura de stress da tibia distal com calo periosteal, fratura cominutiva do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea e fratura de costela com interrupção da cortical.





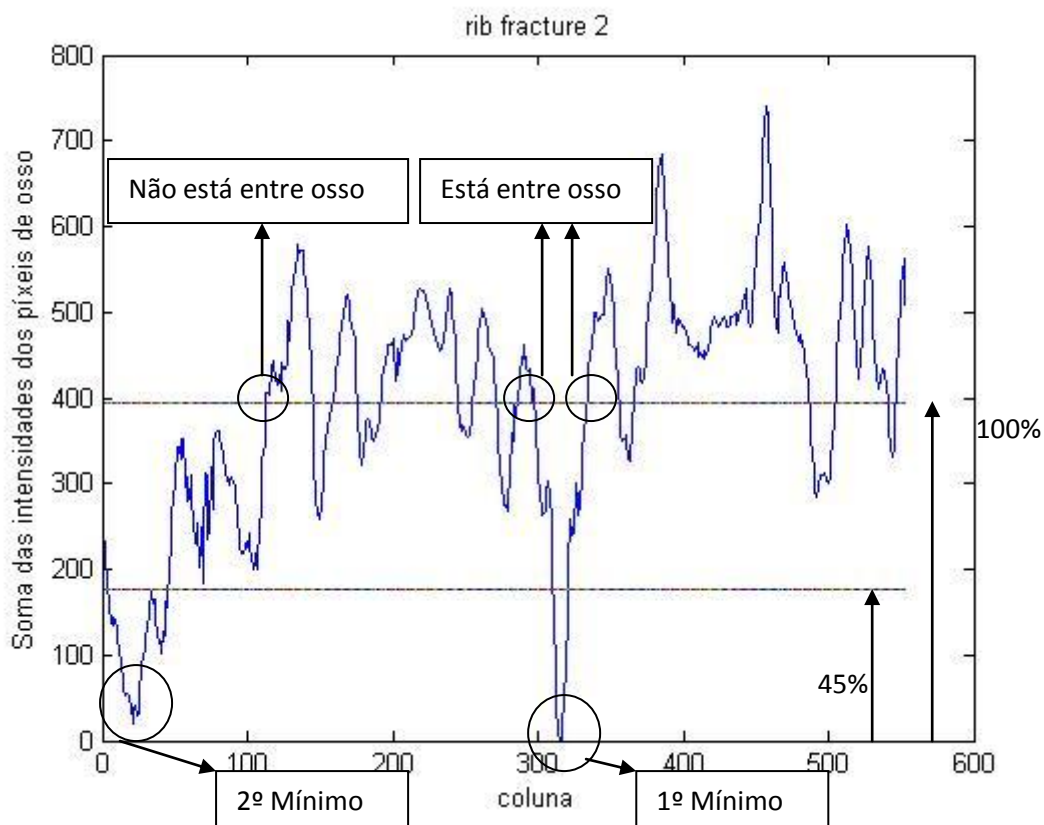


Figura 74- Apresentação dos gráficos das quatro imagens de seleção, para a identificação das fraturas; De cima para baixo representam-se as imagens de: hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical, fratura de stress da tibia distal com calo periosteal, fratura cominutiva do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea e fratura de costela com interrupção da cortical.

Podemos ver que nos gráficos da costela e da fíbula existem dois mínimos que não estão entre o osso, logo não são contabilizados como fratura, os outros mínimos são apresentados por ordem crescente na imagem original de acordo com o seu grau de probabilidade de serem fraturas (critério estabelecido na secção 3.5).

Na Figura 75 podemos ver os resultados obtidos na identificação das fraturas de cada uma das imagens consideradas.

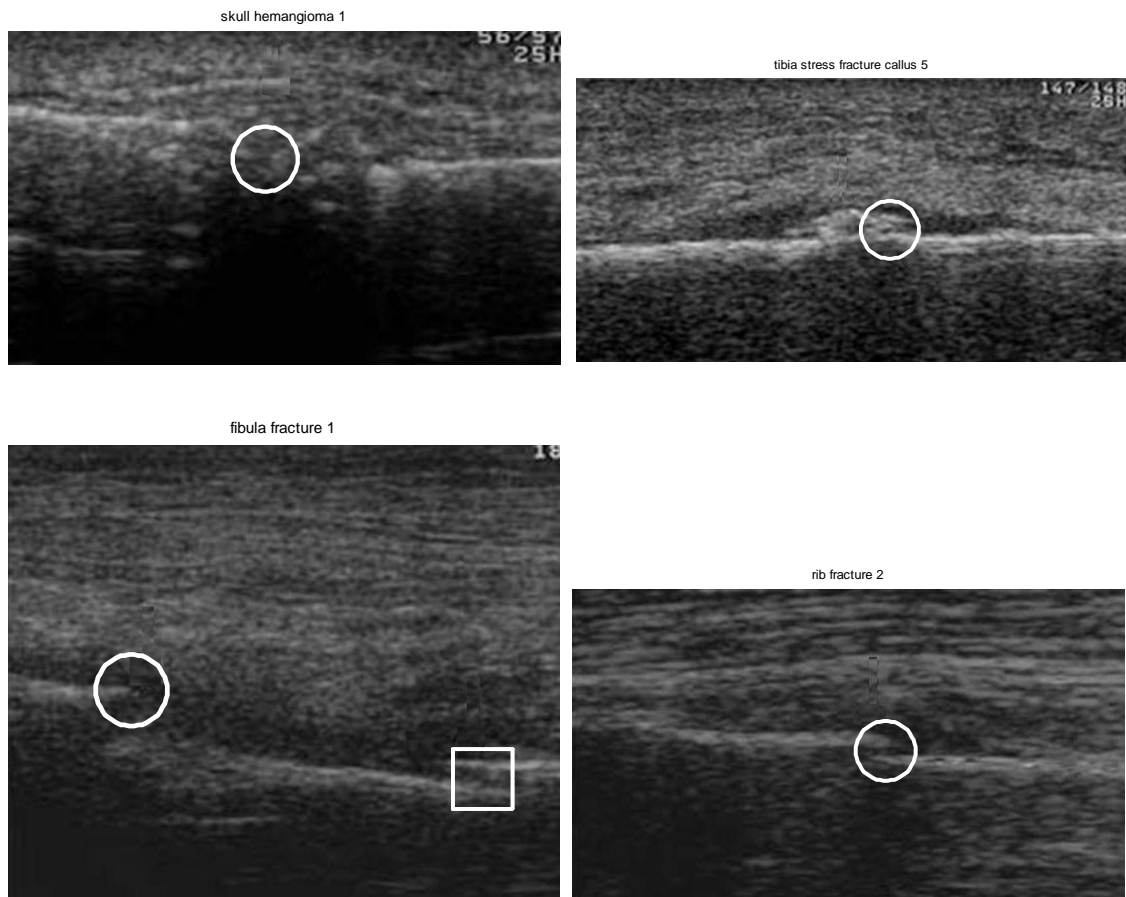


Figura 75- Identificação das fraturas nas quatro imagens de seleção. De cima para baixo da esquerda para a direita representam-se as imagens de: hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical, fratura de stress da tíbia distal com calo periosteal, fratura cominutiva do perónio (fíbula) com interrupção da cortical óssea e fratura de costela com interrupção da cortical.

Podemos comprovar que nestes quatro exemplos, foram identificadas bem as fraturas, estando mesmo no local da fratura ou muito perto. Todas as quarenta e quatro imagens originais com a fratura identificada podem ser encontradas no anexo B e para efeitos de comparação as imagens originais com a seta a indicar a localização da fratura/patologia retiradas dos *websites* estarão ao lado.

4.7 Conclusões

Neste capítulo foram apresentados os resultados obtidos pelo uso combinado dos quatro filtros (*SSR*, *Mean*, *Median* e *Gamma*) e pelos métodos de procura da linha do osso, sendo três deles métodos já existentes na literatura (método de procura de fronteiras de Canny, método de procura de contornos *SNAKE*, método de procura de osso de Nuno Fernandes), e os outros três desenvolvidos no âmbito desta tese: *leftright*, *middle* e *3split+middle*.

Os filtros recolhidos da literatura provaram que conseguem remover a maioria do ruído, mas nunca na sua totalidade, visto que o osso por vezes apresenta a mesma cor que o ruído. Apesar destes métodos terem sido descritos como os melhores para remoção de ruído *speckle noise*.

O método de procura de fronteiras de Canny, obteve bons resultados, encontrando bem a linha do osso, no entanto identificou também muito ruído o que faz dele um método não viável de procura de linha de osso, em imagens de US corrompidas com o ruído *speckle noise*.

O método de procura de contornos *SNAKE*, só atingiu bom desempenho quando eram escolhidos os pontos de início de pesquisa manualmente e perto do osso. No entanto, para além de não ter encontrado todos os ossos é um algoritmo que consome muito tempo de processamento devido a ter muitas iterações e, a sua aplicação neste trabalho obrigaria á colocação de uma janela de utilizador adicional para a identificação manual dos pontos de início de pesquisa, o que contraria o pressuposto base deste trabalho, ou seja, o de desenvolver um sistema que permita a identificação automática de fraturas ósseas em imagens de ultrassom.

O método de procura de ossos longos de Nuno Fernandes, encontrou a linha do osso nas imagens de ossos longos consideradas neste trabalho e ainda em imagens de ossos de menor comprimento. Devido a ser um algoritmo desenvolvido unicamente para ossos longos, este método não consegue encontrar o osso na maioria dos restantes casos.

Os melhores resultados foram obtidos com os métodos propostos nesta tese sendo de referir que, sumariando os resultados obtidos pelas três metodologias propostas se atingiu a identificação de quarenta e duas linhas de osso das quarenta e quatro imagens

US disponíveis. Os métodos propostos apresentam como desvantagem a necessidade de teste dos valores dos parâmetros que melhor desempenho produzem em imagens específicas mas o seu resultado comprova a sua utilidade. Todas as linhas de osso encontradas sobrepostas na imagem original podem ser encontradas no Anexo A desta tese.

O método de identificação de fratura também apresentou bons resultados, encontrando com maior probabilidade de fratura trinta e nove imagens, treze com um grau de probabilidade médio e sete com o grau de probabilidade baixa. Recorde-se que, das 44 imagens, 8 não continham fratura mas sim alteração do tecido cortical por hemangioma ou outro tipo de patologia.

5 Capítulo 5-Conclusões e trabalho futuro

5.1 Conclusões

De acordo com os resultados obtidos no capítulo anterior conclui-se que os objetivos propostos inicialmente foram alcançados. Ao comparar o máximo número de linhas de osso encontradas para cada tipo de osso e para cada método podemos ver que o algoritmo desenvolvido foi o que teve melhores resultados, conforme se pode comprovar pelos valores descritos na *Tabela 15*.

Tipo de osso método	Canny	SNAKE	Nuno	Métodos propostos
Costela	0/10	3/10	2/10	8/10
Crânio	1/10	1/4	0/4	4/4
Fémur	2/4	3/4	1/4	4/4
Perónio(fíbula)	1/4	2/4	1/4	4/4
Tíbia	3/4	5/7	2/7	7/7
Diáfise proximal do úmero	1/4	0/4	0/4	4/4
Terceiro metatársico	0/4	0/4	1/4	4/4
Quinto metatársico	2/4	1/4	0/4	4/4
Cruirís	0/3	0/3	0/3	3/3
Total	10/44	15/44	7/44	42/44

Tabela 15- Comparação de linhas de osso encontradas para cada método para cada tipo de osso. Valores indicativos de número de sucessos/ número de imagens desse tipo de osso e método.

Ao observar a tabela anterior podemos comprovar que o melhor método da literatura atual para encontrar linhas de osso é o algoritmo de *SNAKE*. Isto deve-se aos pontos iniciais terem sido localizados manualmente perto do osso, logo a procura da linha foi facilitada. Contudo o método proposto foi o que se obteve melhores resultados entre todos, encontrando quarenta e duas linhas de osso das quarenta e quatro imagens US. Apresenta duas falhas das dez imagens de costela, devido à diversidade de imagens existente sobre US de costelas, ao contrário dos outros tipos de osso, que parecem seguir um padrão de aquisição. Nas costelas parece não existir tal padrão, o que torna difícil definir as variáveis corretas para encontrar a linha do osso.

Ao comparar os tempos de processamento, *Tabela 16*, podemos comprovar que o método de Canny tem um rápido processamento, devido a ser um algoritmo simples de

implementação, ao contrário do método *SNAKE* que implica um processamento mais demorado devido a ser um algoritmo que contém várias iterações.

				Métodos propostos		
Método	Canny	SNAKE	Nuno	Leftright	Middle	3split+middle
Tempo (segundos)	0.11792	59.64816	25.77632	0.29257	0.28334	0.38345

Tabela 16-Tempos médios de computação para cada método de procura de linha de osso.

Para a identificação das fraturas e os seus graus de probabilidade de serem fraturas, podemos ver a *Tabela 17* que apresenta três colunas, sendo cada uma delas o grau de probabilidade de ser fratura. Dentro dessas colunas são incluídas mais duas colunas que mostram se o método encontrou positivamente a fratura ou não, ficando assim patente o número de casos em que os métodos não conclusivos.

Grau de probabilidade	Bola		Quadrado		Cruz	
Tempo (milissegundos)	2,9		17,5		73	
	Positivo	Negativo	Positivo	Negativo	Positivo	Negativo
	39/44	5/44	13/44	13/44	7/44	9/44

Tabela 17-Resultados finais para a identificação da fratura.

Uma das razões para que o tempo de execução aumente tanto para quantas mais fraturas existirem na imagem é porque o método tem que descartar todos os valores da fratura anterior, por exemplo quando é detetada uma segunda fratura (quadrado) tem que descartar todos os valores da fratura anterior (bola), e se haver uma terceira fratura tem que descartar os valores das duas anteriores (da bola e do quadrado).

Uma análise mais detalhada das imagens disponíveis neste estudo permite identificar que das 44 imagens consideradas 19 apresentam uma fratura simples, 17 contêm fratura de stress, 4 reportam a existência de hemangioma e 4 apresentam hematoma. Tendo em conta estes grupos de imagens a *Tabela 18* sumaria os resultados obtidos considerando apenas os resultados da identificação com maior probabilidade de ocorrência, ou seja, os casos em que o sistema identifica a forma geométrica bola nas imagens.

Conforme se pode observar na *Tabela 18*, o sistema proposto possibilitou a identificação correta (casos positivos) de 84% das fraturas simples, 100% das fraturas de stress, 100% dos hemangiomas e 50% dos hematomas. No geral foi possível

identificar a fratura ou patologia em 39 das 44 imagens de ultrassom em estudo, ou seja, o sistema de apoio ao diagnóstico automático de fraturas/patologias ósseas permitiu a identificação de 89% dos casos considerados neste estudo.

Tipo de patologia	Número de imagens disponível	Número de imagens com forte probabilidade de identificação
Fratura	19	16 (84%)
Fratura de stress	17	17 (100%)
Hemangioma	4	4 (100%)
Hematoma	4	2 (50%)
Total:	44	39 (89%)

Tabela 18- Resultados obtidos para identificação com forte probabilidade (identificação na imagem pela forma geométrica bola) de fratura/patologia

5.2 Trabalho futuro

Apesar de ter se ter chegado a resultados bastante positivos, existem aspetos do algoritmo que podem ser melhorados.

- A implementação de um método de remoção de ruído mais geral para imagens US, para a melhor deteção da linha do osso.
- Testar os métodos propostos para um leque mais variado de imagens US, e definir novos valores para as variáveis para os outros tipos de osso, a considerar seria ainda conveniente a implementação do algoritmo numa máquina em tempo real, para que a linha do osso pudesse ser detetada ao mesmo tempo que estivesse a ser visualizada pelo utilizador.

6 Bibliografia

- [1] Mathew Mercuri, Tej Sheth, Madhu K. Natarajan, "Radiation exposure from medical imaging: A silent harm?," CMAJ, 2011, p. 413:414.
- [2] Eugene C, Lin, "Radiation Risk From Medical Imaging," Mayo Clin Proc, 2010, pp. 1142-1146.
- [3] X.-O. Shul, F. Jin, M.S. Linet, W. Zheng, J. Clemens, J. Mills & Y.-T. Gaol; Br. J. Caiwer, "Diagnostic X-ray and ultrasound exposure and risk of childhood cancer," MacmiUan Press Ltd, 1994, pp. 531-536.
- [4] Shi-Ting Feng, Martin Wai-Ming Law, Bingsheng Huang, Sherry Ng, Zi-Ping Li, Quan-Fei Meng and Pek-Lan Khong, "Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: A phantom study," European Journal of Radiology, 2010. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.03.005>. [Acedido em 14 Fevereiro 2014].
- [5] McNeil CR, McManus J, Mehta S.; Prehosp Emerg Care, "The accuracy of portable ultrasonography to diagnose fractures in an austere environment", 2009.
- [6] McManus JG, Morton MJ, Crystal CS, McArthur TJ, Helphenstine JS, Masneri DA, Young SE, Miller MA, "Use of ultrasound to assess acute fracture reduction in emergency care settings", Am J Disaster Med., 2008.
- [7] Cross KP, Warkentine FH, Kim IK, Gracely E, Paul RI, "Bedside ultrasound diagnosis of clavicle fractures in the pediatric emergency department", Acad Emerg Med, 2010.
- [8] Haralick, Robert M.; Shanmugam, K.; Dinstein, Its'Hak, "Textural Features for Image Classification," Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on , vol.3, no.6, pp.610-621, 1973. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4309314&isnumber=4309300>. [Acedido em 14 Fevereiro 14].

- [9] Thomas H. Marshburn, Eric Legome, Ashot Sargsyan, Shannon M. James Li, Vicky Noble, Scott Dulchavsky, Carrie Sims and David Robinson, "Goal-Directed Ultrasound in the Detection of Long-Bone Fractures," *The Journal of Trauma Injury, Infection, and Critical Care*, 2004, pp. 329-332.
- [10] Jim Baun, "Sonographic Image Interpretation," Chapter 3 of *Physical Principles of General and Vascular Sonography*, 2009. [Online]. Available: <http://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cts=1331552659562&sqi=2&ved=0CDcQFjAA&url=http%3A%2F%2Foba.mikhaels.org%2Fcurrentconcepts%2Fultrasound%2Fpdf%2Fbasics.pdf&ei=PNddT97jEaGr0QW7-PTNDQ&usg=AFQjCNFiMHRLKsB94RXfWNAi8w2OgWJ8AA&sig2=>. [Acedido em 14 Fevereiro 2014].
- [11] Nuno Manuel da Costa Fernandes, "Detecção automática de fraturas ósseas em imagens ultrassónicas", Faro: Universidade do Algarve, 2013.
- [12] Dr. Alice MAN and Dr. Manoj K Karmakar, "A Brief History of Ultrasound," The Chinese University of Hong Kong, [Online]. Available: <http://www.usgraweb.hk/en/Pdf%20Slide%20Show/History%20of%20Ultrasound.pdf>. [Acedido em 17 Fevereiro 2014].
- [13] Franks Hospital Workshop, "Basics of Ultrasound," [Online]. Available: <http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ultrasonographs/background/Basics%20of%20Ultrasound.pdf>. [Acedido em 17 Fevereiro 2014].
- [14] John Edward DuChateau and Prof. Mark Hinders, "Using Ultrasound in Concealed Weapons Detection," NDE Lab, Department of Applied Science, College of William and Mary, 2005.
- [15] Jim Tsung, "History of Ultrasound and Technological Advances," Mount Sinai School of Medicine, New York, USA.
- [16] Tom Harris, "How X-rays Work," [Online]. Available: <http://science.howstuffworks.com/x-ray3.htm>. [Acedido em 17 Fevereiro 2014].

- [17] World Health Organization, "Manual of diagnostic ultrasound", Melanie Lauckner, 2011.
- [18] Kishore Pichamuthu , "Basic Physics of Ultrasound and the Doppler Phenomenon," 2009. [Online]. Available: <http://www.criticalecho.com/content/tutorial-1-basic-physics-ultrasound-and-doppler-phenomenon>. [Acedido em 17 Fevereiro 2014].
- [19] Aldrich, em *Crit Care Med*, Volume 35(5) Suppl, May 2007, pp. 131-137.
- [20] M. Ferreira Coelho , A. Pepe Cardoso , P. Bargão Santos, "Ultrassonografia Doppler em Andrologia," *Cadernos de Urologia do Hospital Fernando Fonseca* , Junho 2008.
- [21] Wikipedia, the free encyclopedia, "Medical ultrasonography," [Online]. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_ultrasonography. [Acedido em 17 Fevereiro 2014].
- [22] Dr. Carina Li, "Basic Physics of Ultrasound," University of Hong Kong, Hong Kong.
- [23] Mia Varra, "Ultrasound Basics; How to read an ultrasound image," 2012. [Online]. Available: <http://www.eimedical.com/blog/bid/76503/Ultrasound-Basics-How-to-read-an-ultrasound-image>. [Acedido em 17 Fevereiro 2014].
- [24] K. Bala Prakash,R.Venu Babu,B.VenuGopal, "Image Independent Filter for Removal of Speckle Noise", Visakhapatnam, Andhra Pradesh , India: IJCSI International Journal of Computer Science Issues, Vol. 8, Issue 5, No 3, 2011.
- [25] Milindkumar V. Sarode,Prashant R. Deshmukh, "Reduction of Speckle Noise and Image Enhancement of Images Using Filtering Technique", International Journal of Advancements in Technology, 2011.
- [26] "The University of Auckland," 5 25 2010. [Online]. Available: https://www.cs.auckland.ac.nz/courses/compsci373s1c/PatricesLectures/Image%20Filtering_2up.pdf. [Acedido em 24 Fevereiro 2014].

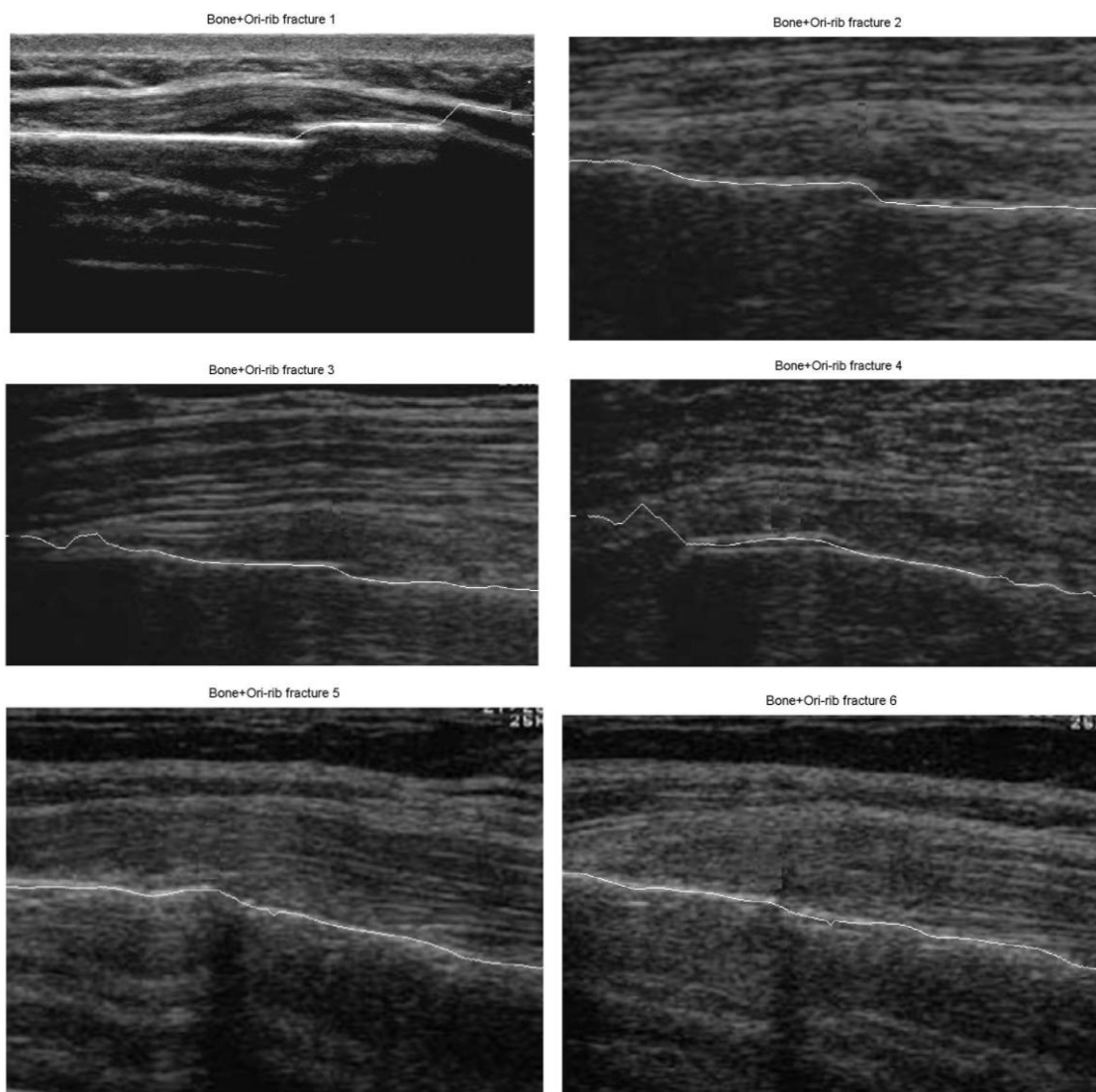
- [27] “Median Filtering, Mode Filtering, and Rank Leveling,” [Online]. Available: <http://medim.sth.kth.se/612872/F/F7-1.pdf>. [Acedido em 24 Fevereiro 2014].
- [28] R. Fisher, S. Perkins, A. Walker and E. Wolfart., “Median Filter,” [Online]. Available: <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/median.htm>. [Acedido em 24 Fevereiro 2014].
- [29] Carina Regina de Macedo, Igor Ogashawara, "Comparação de filtros adaptativos para redução do ruído speckle em imagens SAR", Foz do Iguaçu, PR, Brasil: Anais XVI Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto, 2013.
- [30] R. Sivakumar, M. K. Gayathri and D. Nedumaran, "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, 2010.
- [31] John Canny", "A Computational Approach to Edge Detection", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. PAMI-8, NO. 6, November, 1986.
- [32] D. Lowe, “Edge detection,” [Online]. Available: http://www.cs.illinois.edu/~slazebni/spring11/lec06_edge.pdf. [Acedido em 25 Fevereiro 2014].
- [33] Bharti Building, “Canny Edge Detection,” 2009. [Online]. Available: <http://www.cse.iitd.ernet.in/~pkalra/csl783/canny.pdf>. [Acedido em 25 Fevereiro 2014].
- [34] Jim Ivins & John Porrill, "Everything you always wanted to know about Snakes (but were afraid to ask)", England : Artificial Intelligence Vision Research Unit of University Of Sheffield, 2000.
- [35] C Tauber, H Batatia, G Morin, A Ayache, “Robust B-Spline Snakes for Ultrasound Image Segmentation,” [Online]. Available: Robust B-Spline Snakes for Ultrasound Image Segmentation. [Acedido em 26 Fevereiro 2014].

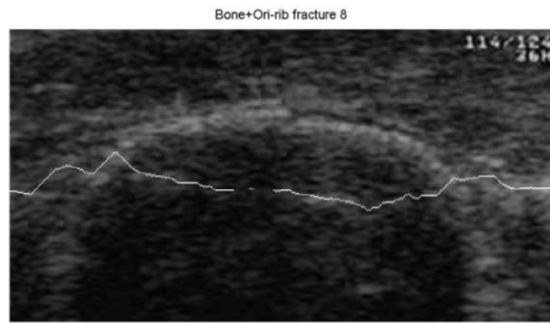
- [36] D.Kroon, "Snake : Active Contour," [Online]. Available: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/28149-snake-active-contour>. [Acedido em 26 Fevereiro 2014].
- [37] "ultrasound-images," [Online]. Available: <http://www.ultrasound-images.com/>. [Acedido em 04 Março 2014].
- [38] "ultrasoundcases," [Online]. Available: <http://www.ultrasoundcases.info/>. [Acedido em 04 Março 2014].
- [39] Raman Maini , Dr. Himanshu Aggarwal , "Study and Comparison of Various Image Edge Detection Techniques", international Journal of Image Processing (IJIP), Volume (3) : Issue (1).

Anexos

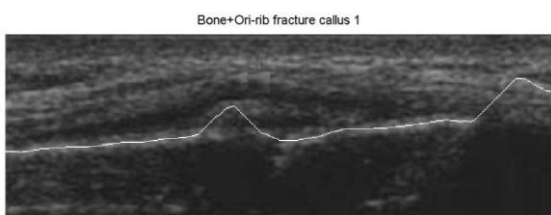
Anexo A

As quarenta e quatro imagens com a linha do osso sobreposto à imagem original, usando os métodos propostos.





Linha do osso em fratura de costela com interrupção da cortical.



Linha do osso em fratura de costela com formação de calo ósseo.

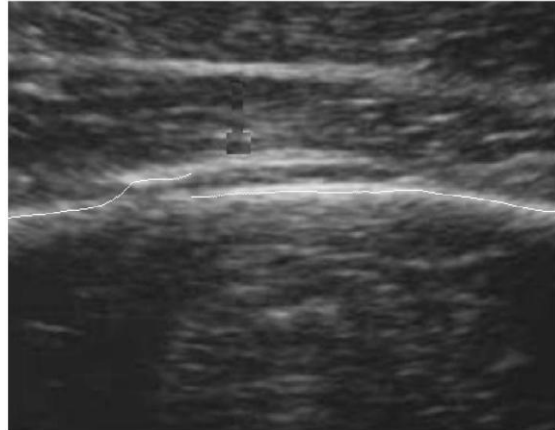


Linha do osso em hemangioma do crânio com uma irregularidade cortical.

Bone+Ori-femur hemantoma 1

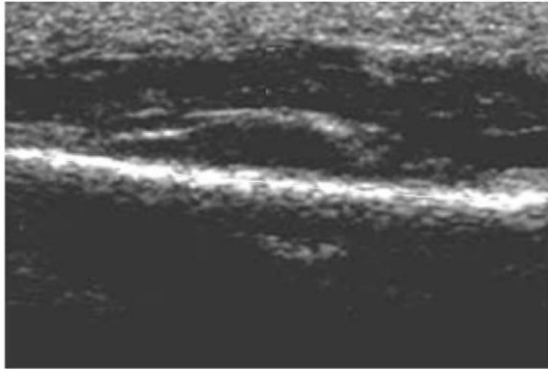


Bone+Ori-femur hemantoma 2

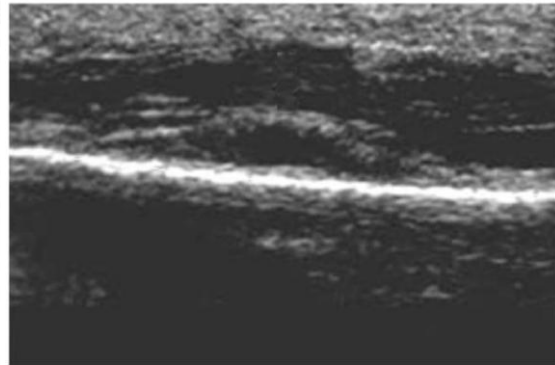


Linha do osso em hematoma subperiosteal do fémur.

Bone+Ori-femur subperiosteal haematoma 1

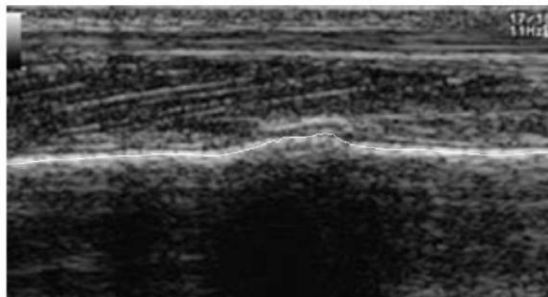


Bone+Ori-femur subperiosteal haematoma 2

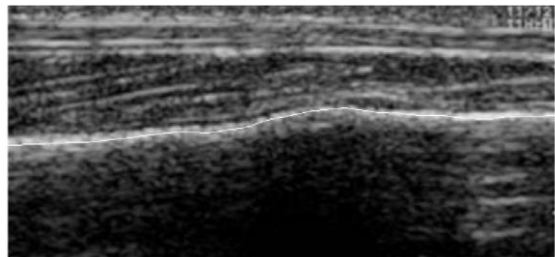


Linha do osso em hematoma subperiosteal calcificado do fémur.

Bone+Ori-fibula distal stress fracture 1

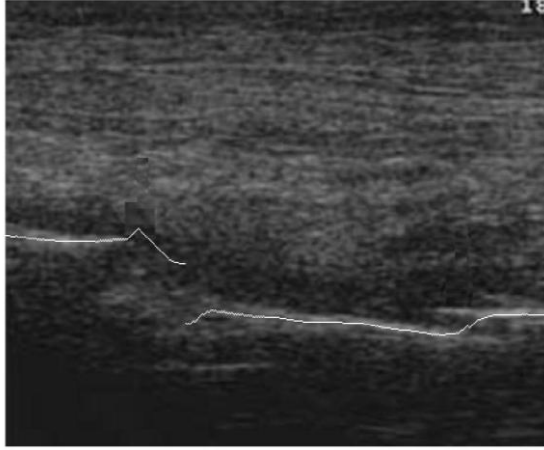


Bone+Ori-fibula distal stress fracture 2

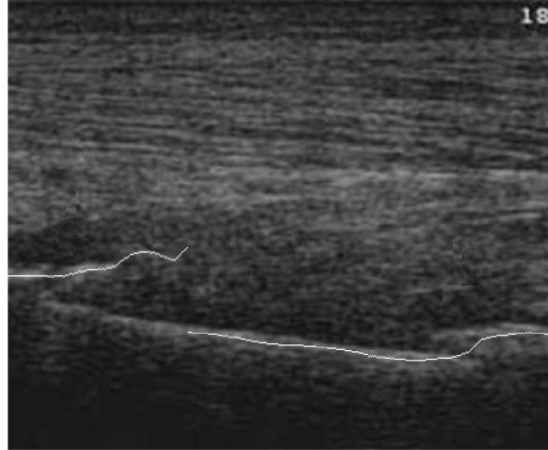


Linha do osso em fratura de stress no perônio (fibula) distal.

Bone+Ori-fibula fracture 1

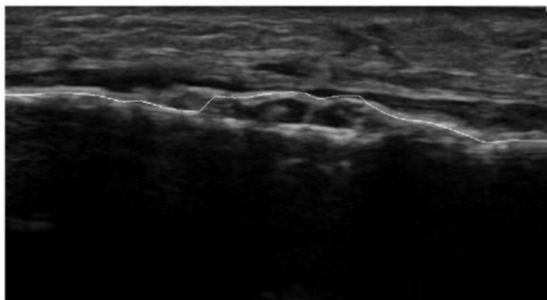


Bone+Ori-fibula fracture 2

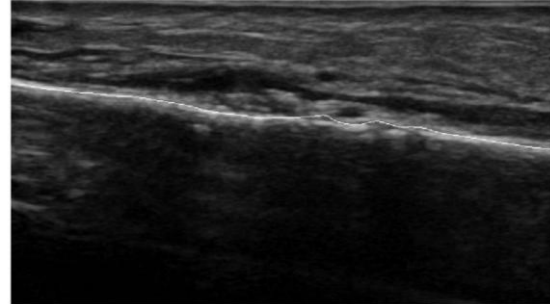


Linha do osso em fratura cominutiva do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea.

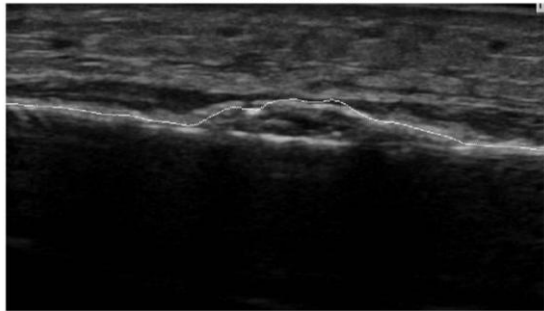
Bone+Ori-tibia stress fracture callus 1



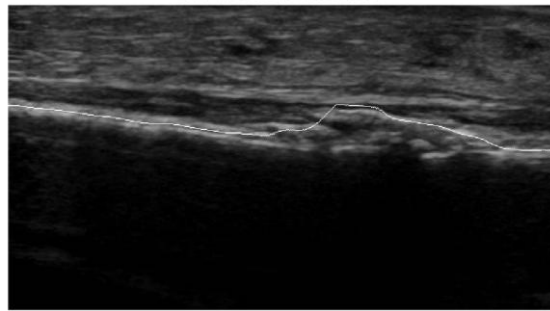
Bone+Ori-tibia stress fracture callus 2



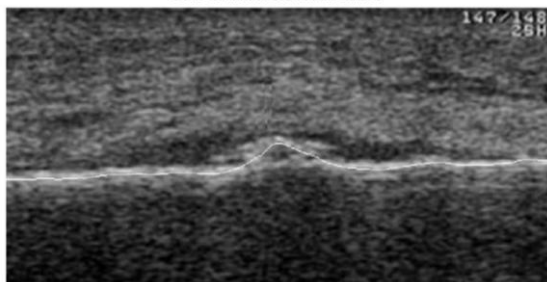
Bone+Ori-tibia stress fracture callus 3



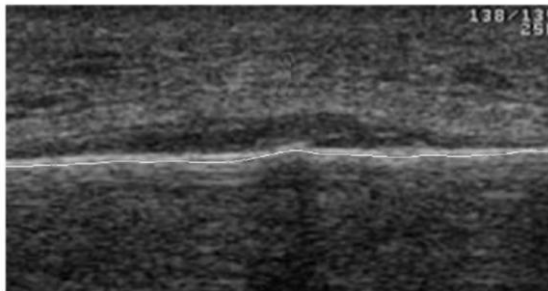
Bone+Ori-tibia stress fracture callus 4



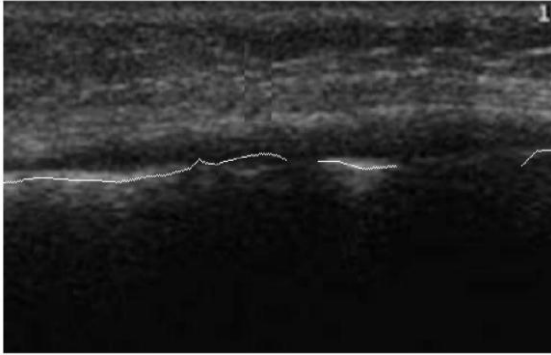
Bone+Ori-tibia stress fracture callus 5



Bone+Ori-tibia stress fracture callus 6

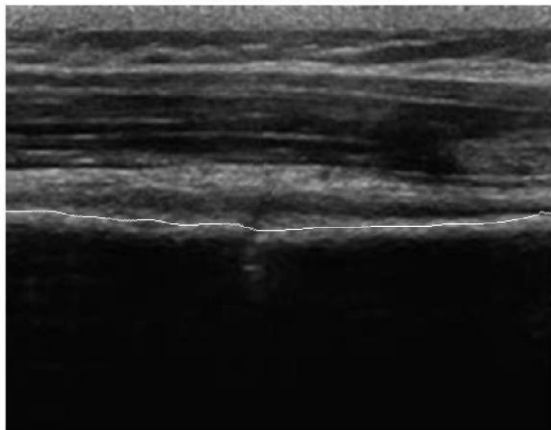


Bone+Ori-tibia stress fracture callus 7

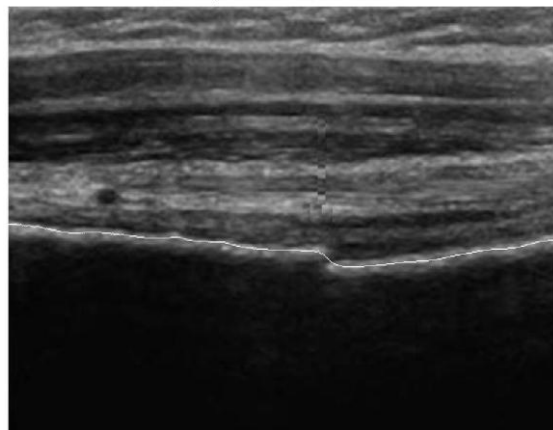


Linha do osso em fratura de stress da tíbia distal com calo periosteal.

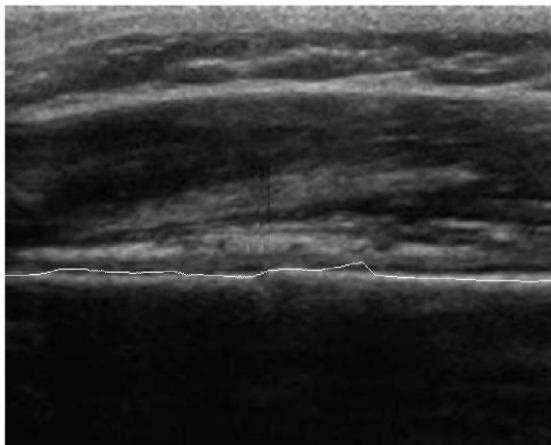
Bone+Ori-proximal humerus shaft fracture 1



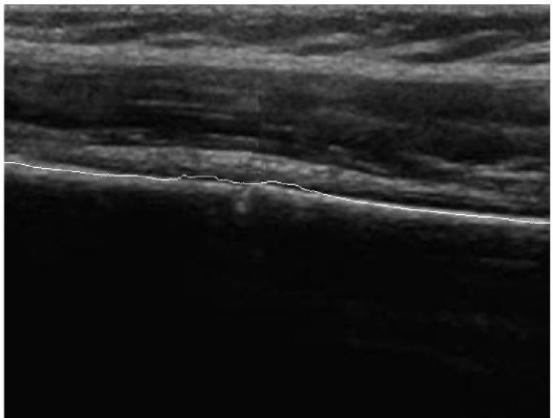
Bone+Ori-proximal humerus shaft fracture 2



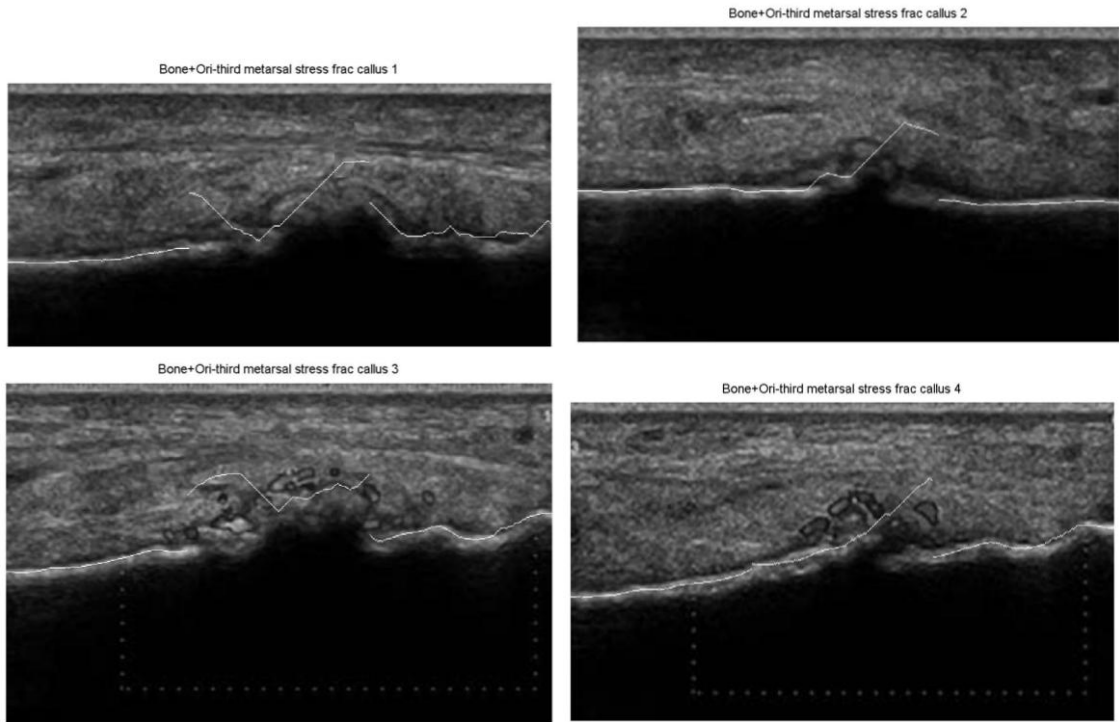
Bone+Ori-proximal humerus shaft fracture 3



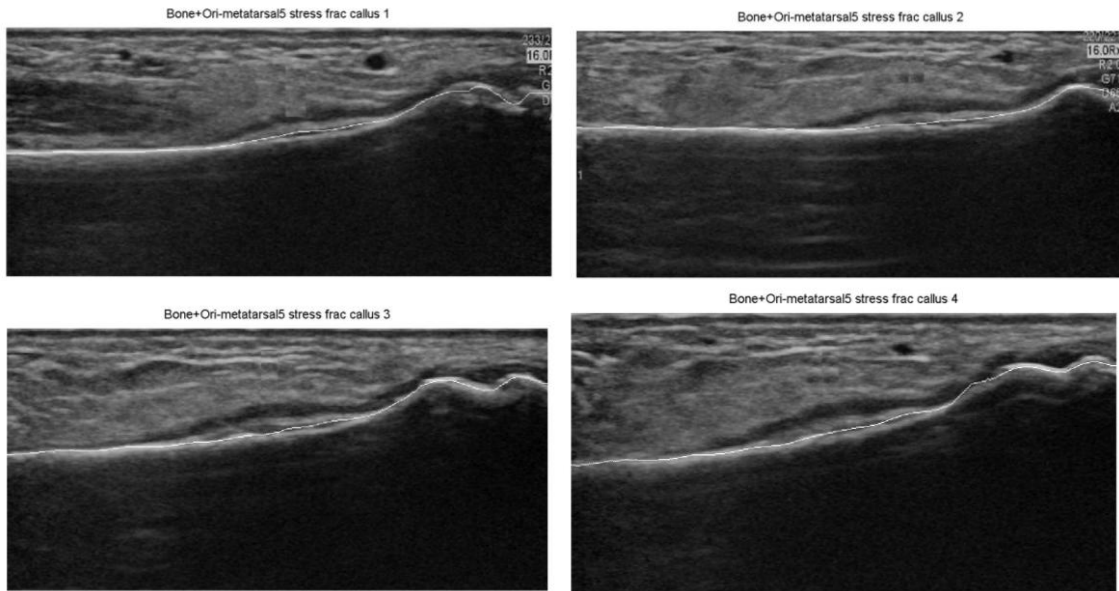
Bone+Ori-proximal humerus shaft fracture 4



Linha do osso em fratura da diáfise proximal do úmero.

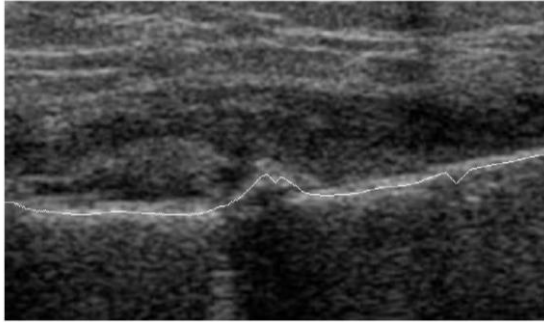


Linha do osso em fratura de stress do terceiro metatársico com formação de calo ósseo.

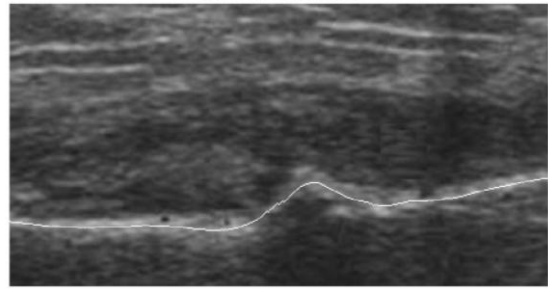


Linha do osso em fratura de stress do quinto metatársico com calo periosteal.

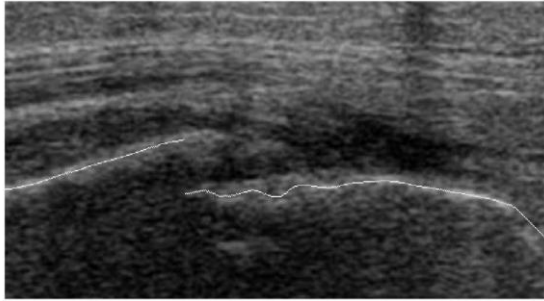
Bone+Ori-cruiris fracture 1



Bone+Ori-cruiris fracture 2



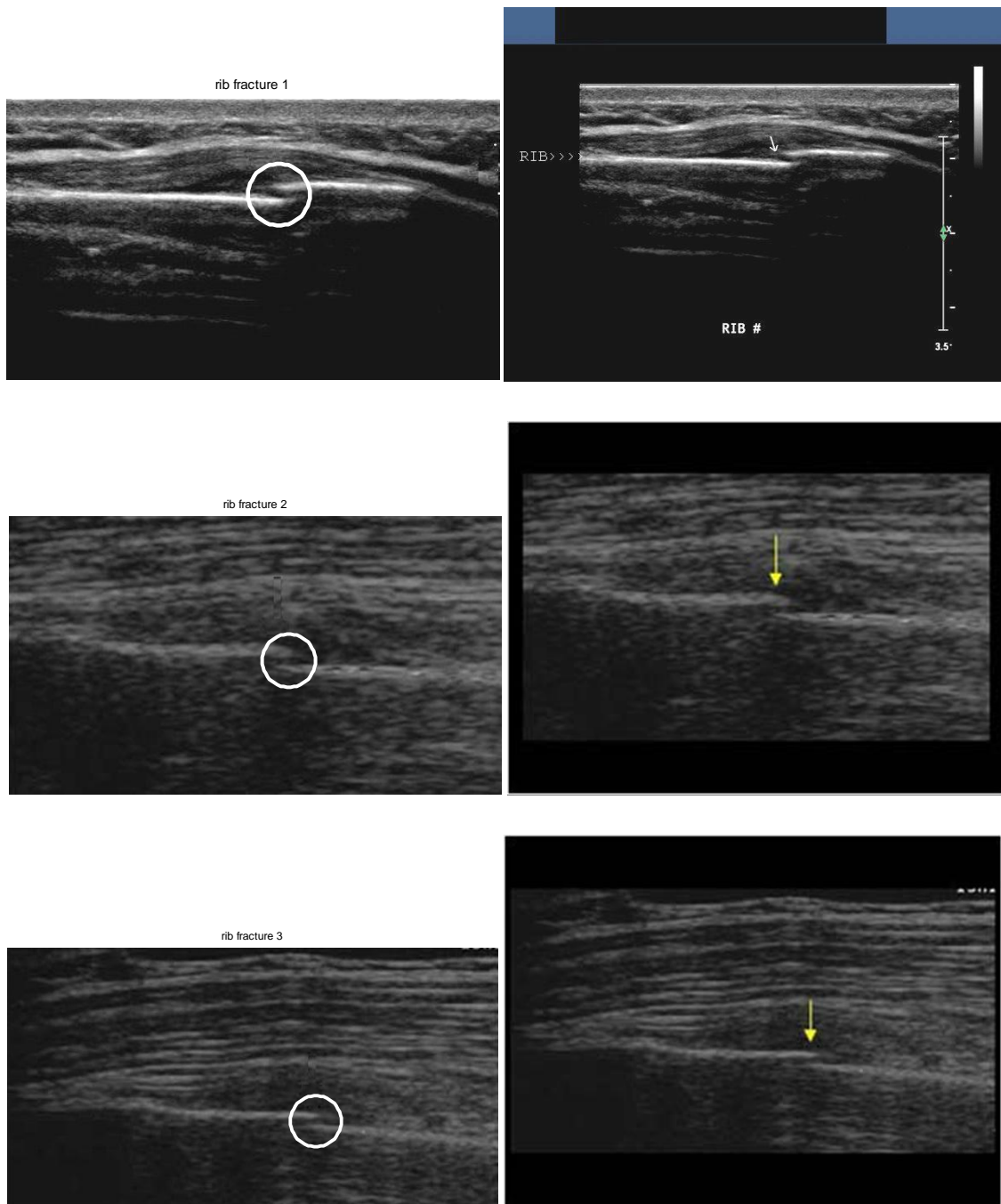
Bone+Ori-cruiris fracture 3



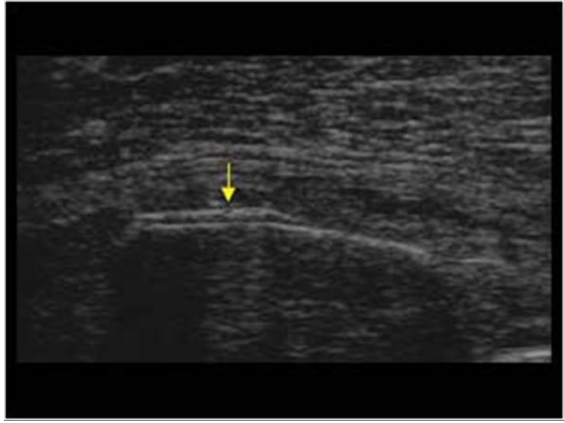
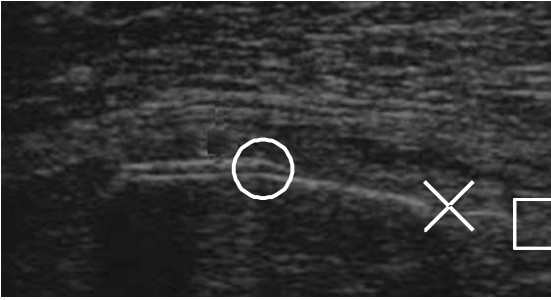
Linha do osso em fratura da extremidade distal do cruiris com formação de calo ósseo.

Anexo B

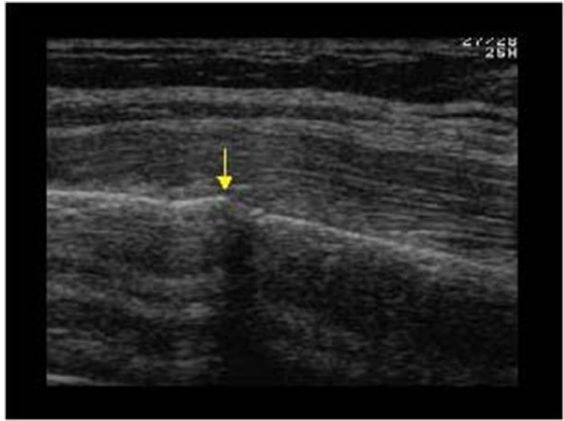
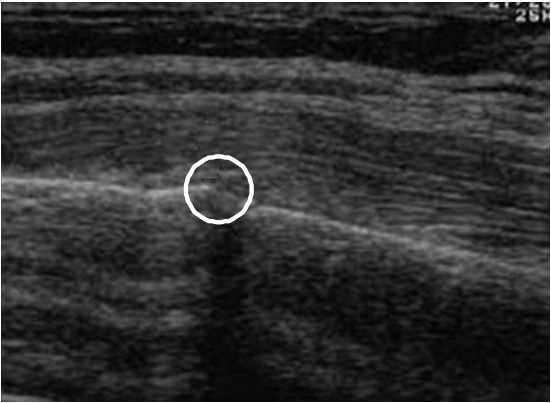
Identificação das fraturas sobrepostas às imagens originais sem seta (lado esquerdo) e imagens originais com seta a indicar a zona da fratura (lado direito).



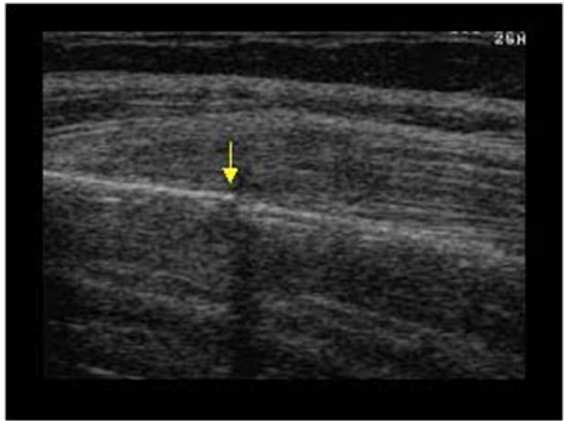
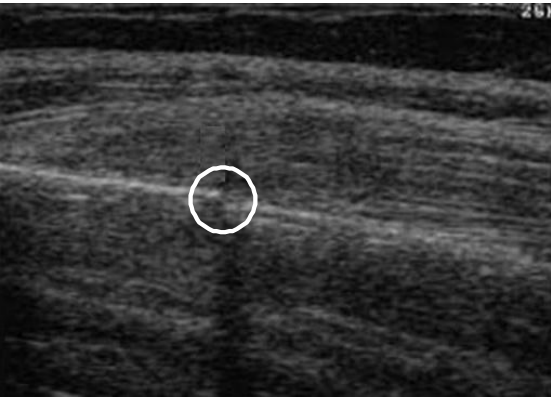
rib fracture 4



rib fracture 5

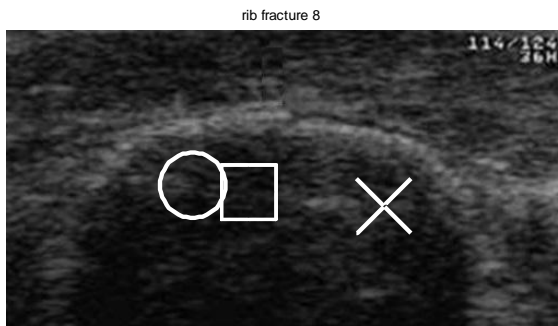


rib fracture 6

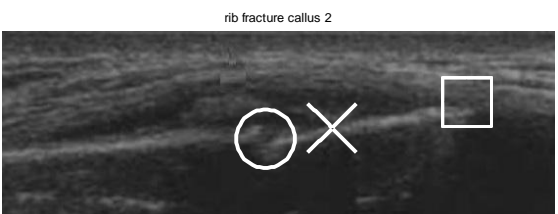
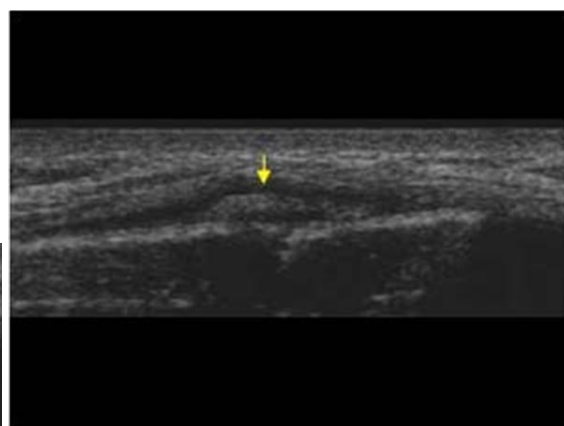
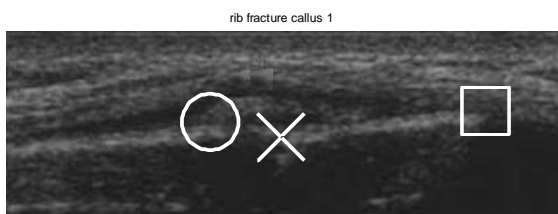


rib fracture 7

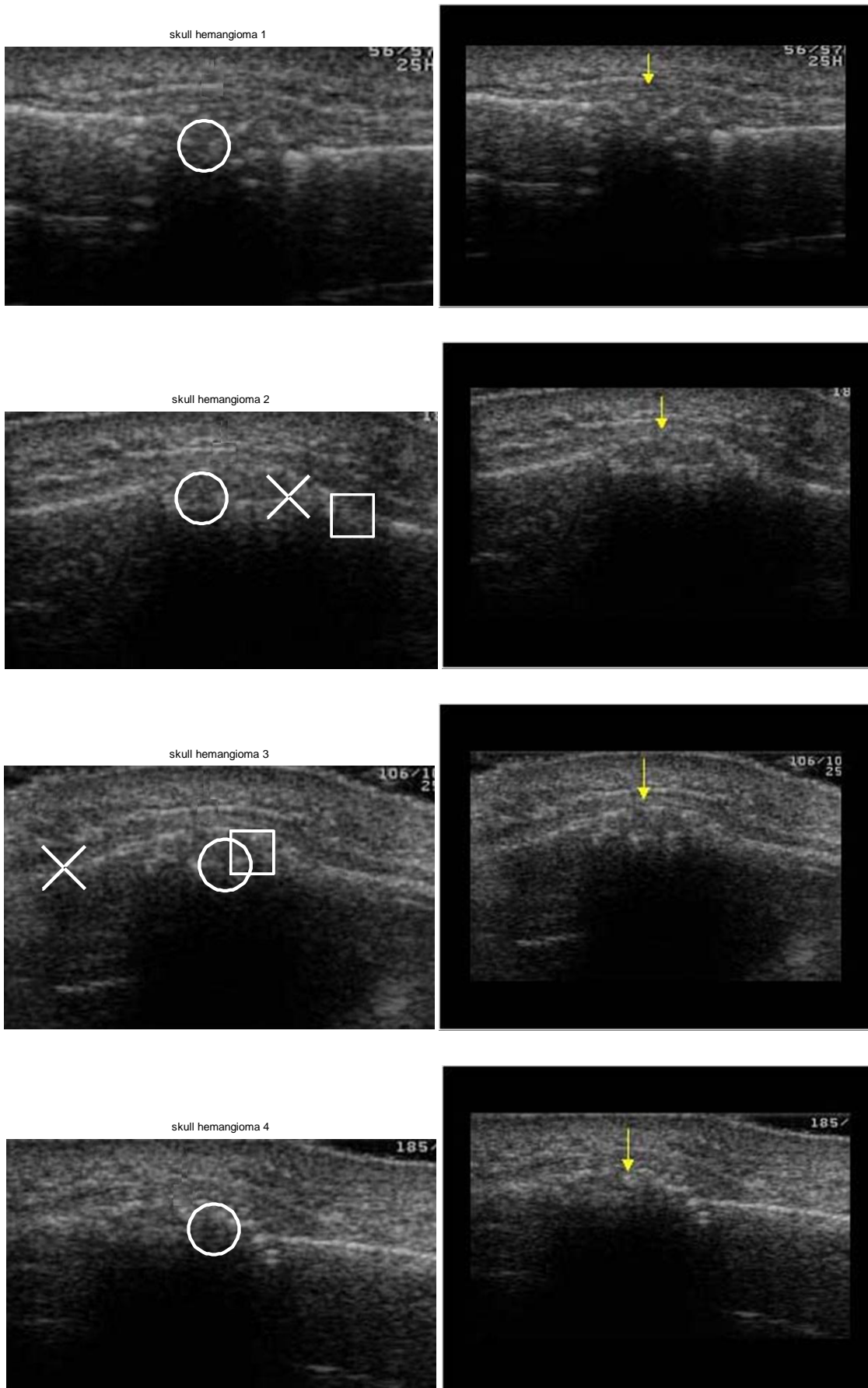




Identificação das fraturas de costela com interrupção da cortical.

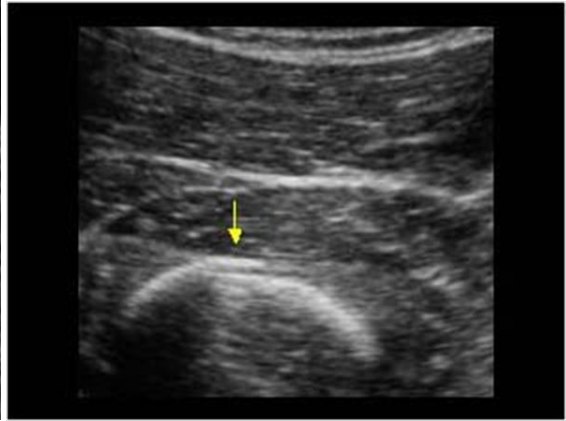


Identificação das fraturas de costela com formação de calo ósseo.



Identificação dos hemangiomas do crânio com uma irregularidade cortical.

femur hemantoma 1

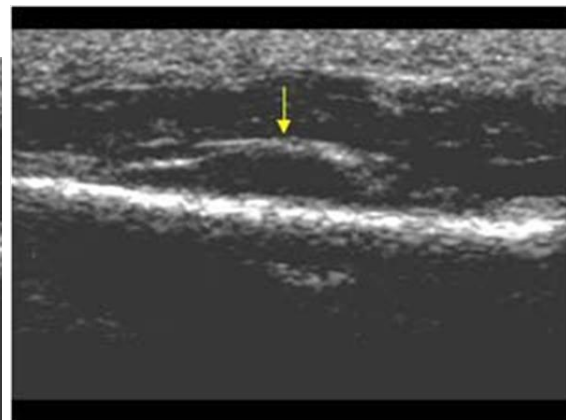
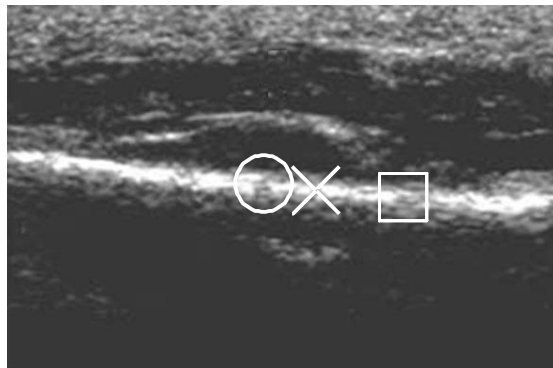


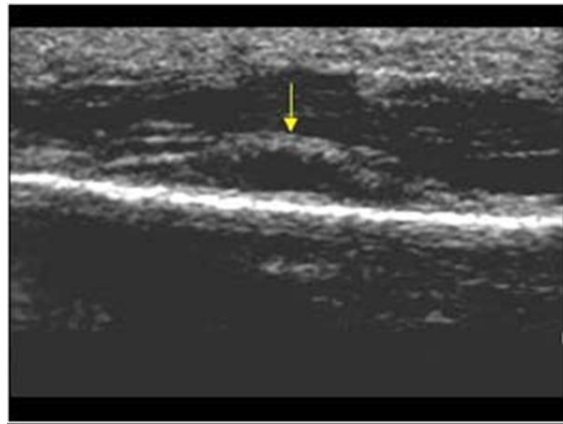
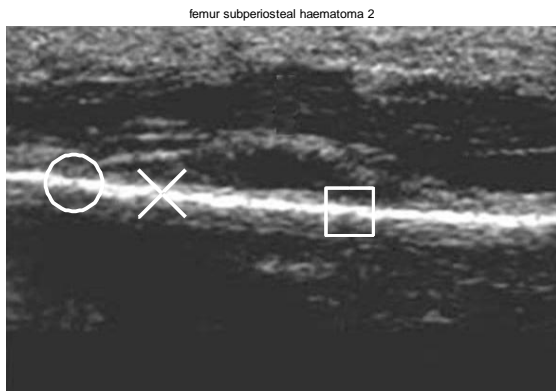
femur hemantoma 2



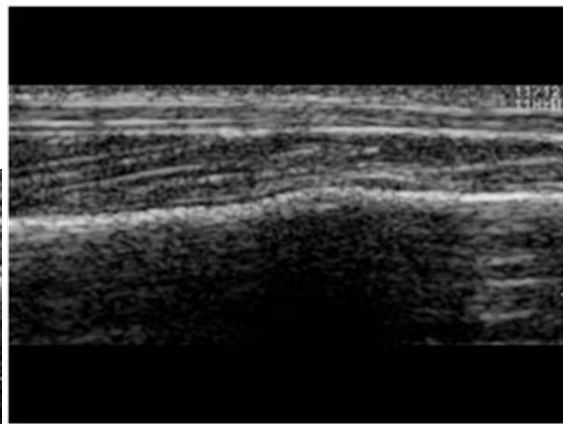
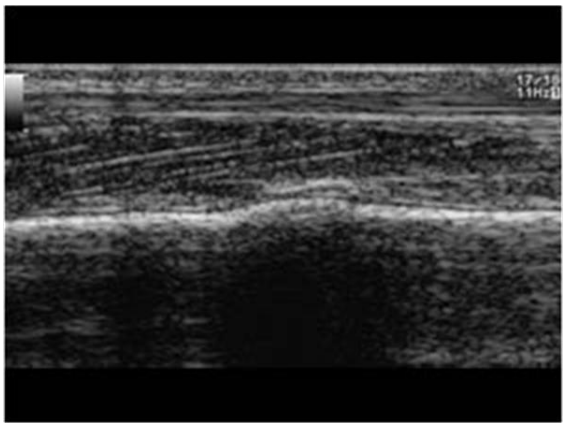
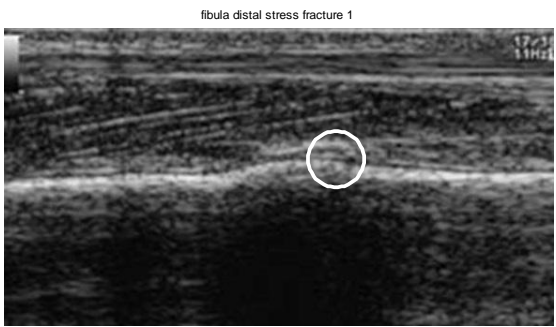
Identificação dos hematomas do subperiosteal do fémur.

femur subperiosteal haematoma 1



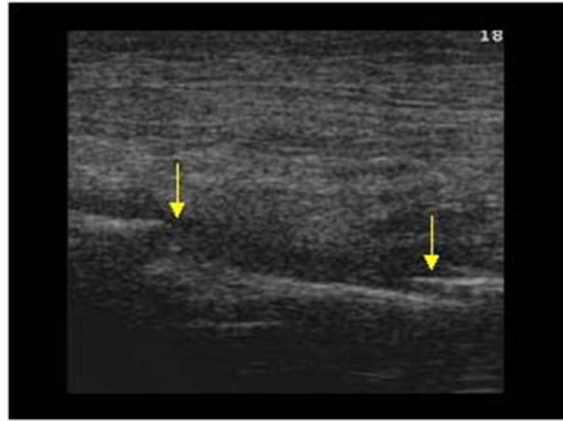
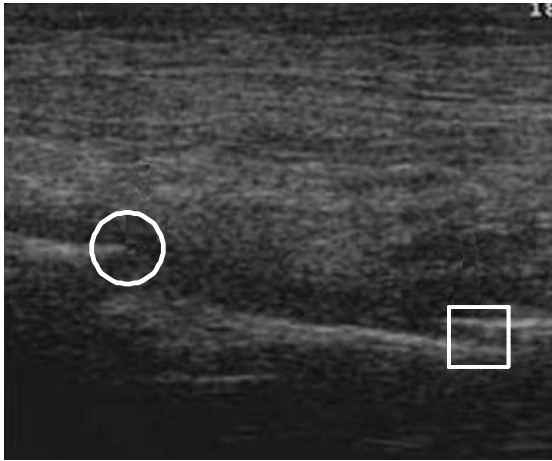


Identificação dos hematomas do subperiosteal calcificado do fémur.

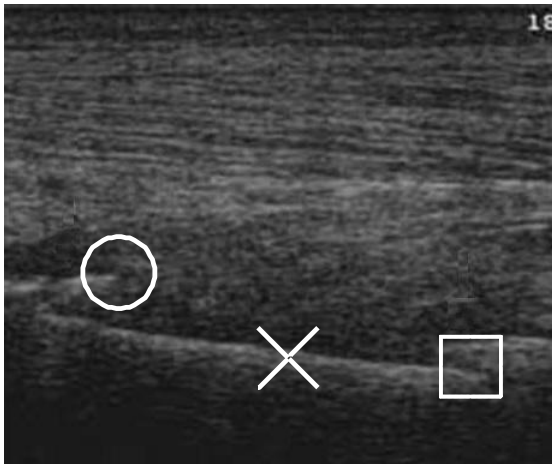


Identificação das fraturas de stress no perónio (fíbula) distal.

fibula fracture 1

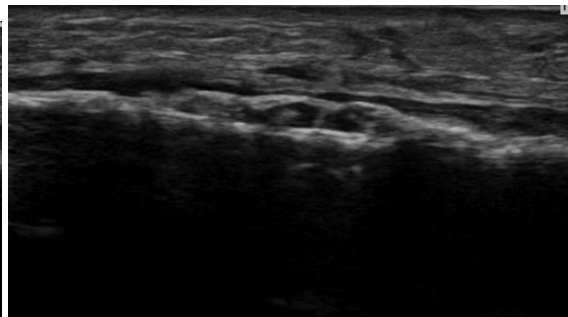
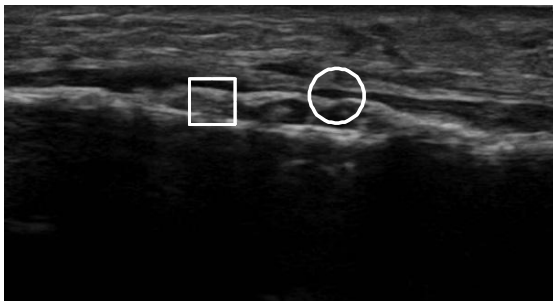


fibula fracture 2

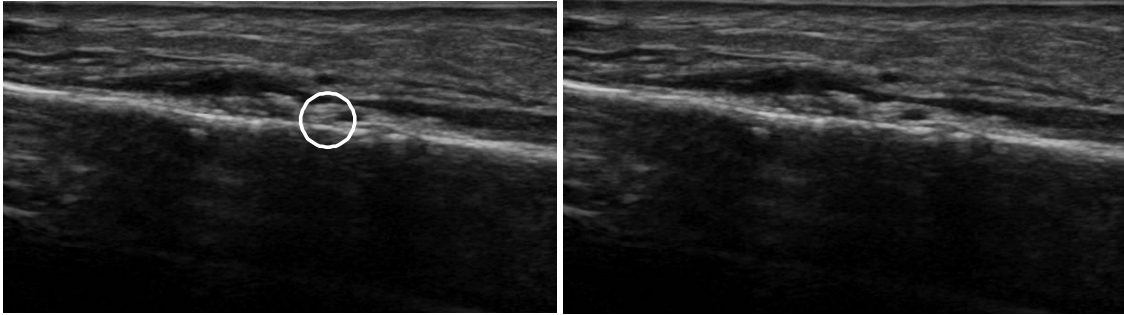


Identificação das fraturas cominutivas do perônio (fíbula) com interrupção da cortical óssea.

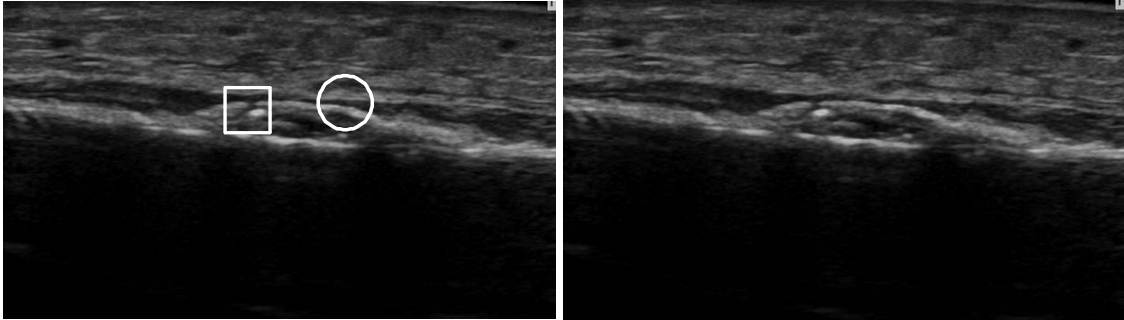
tibia stress fracture callus 1



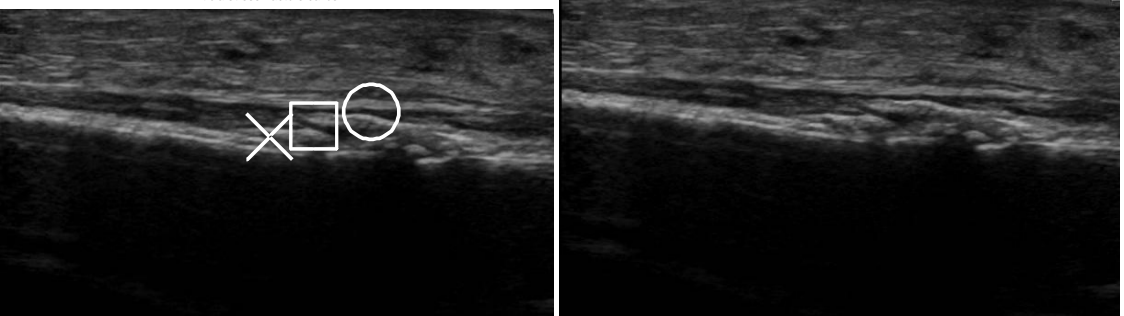
tibia stress fracture callus 2



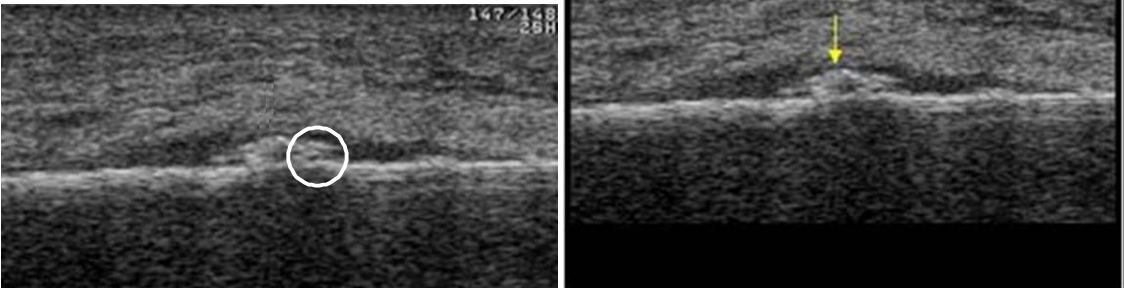
tibia stress fracture callus 3

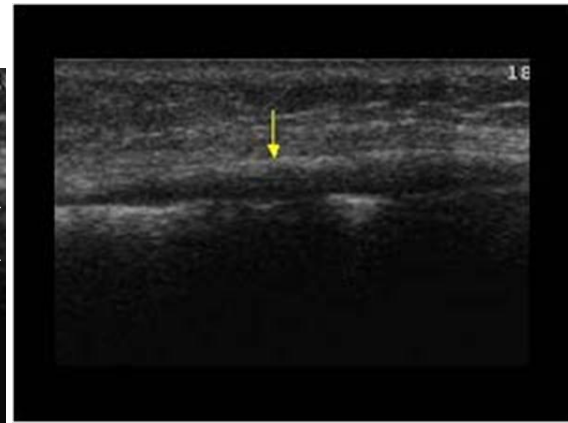
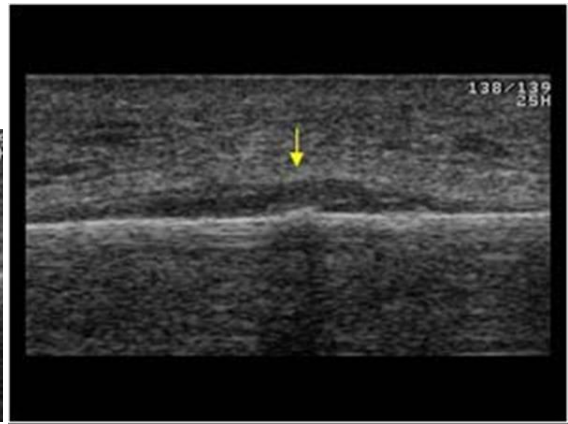


tibia stress fracture callus 4

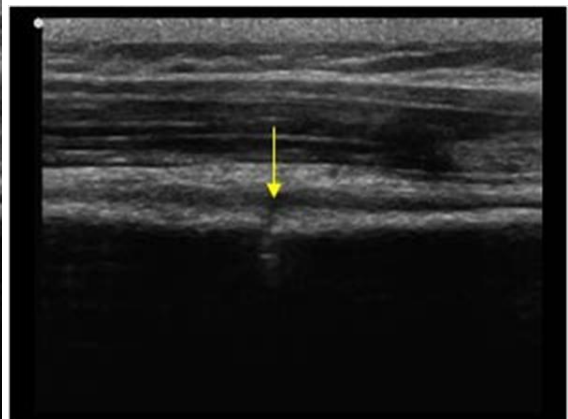


tibia stress fracture callus 5

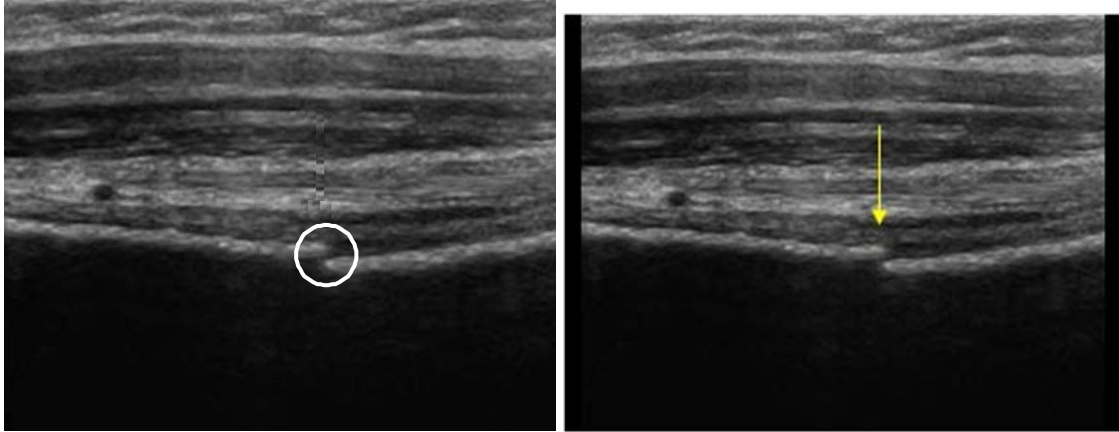




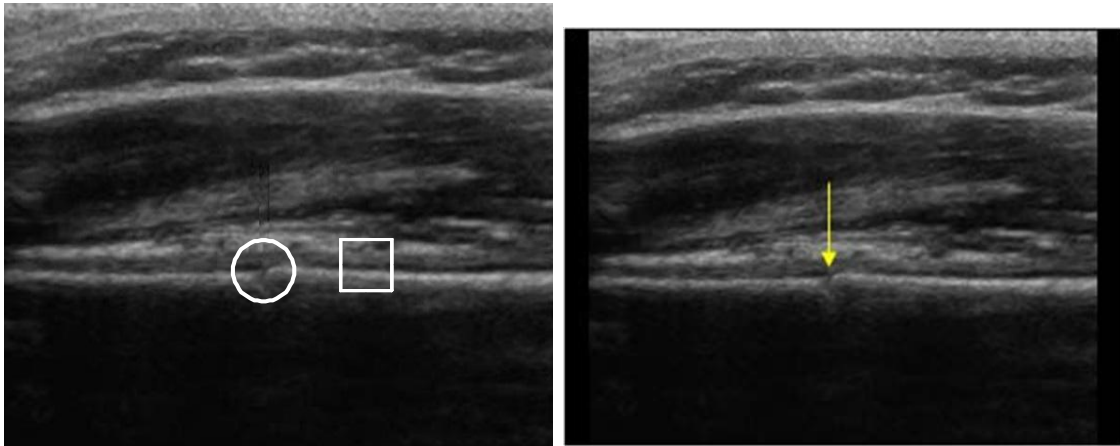
Identificação das fraturas de stress da tíbia distal com calo periosteal.



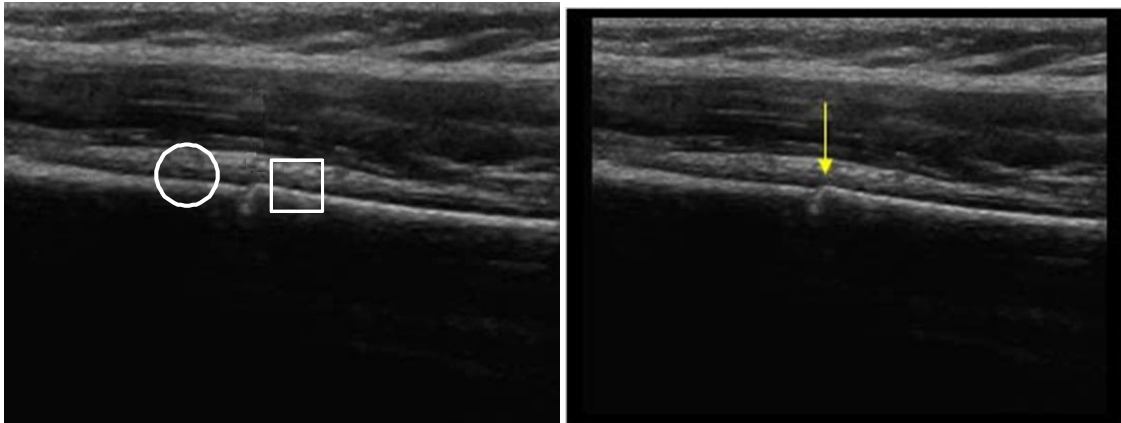
proximal humerus shaft fracture 2



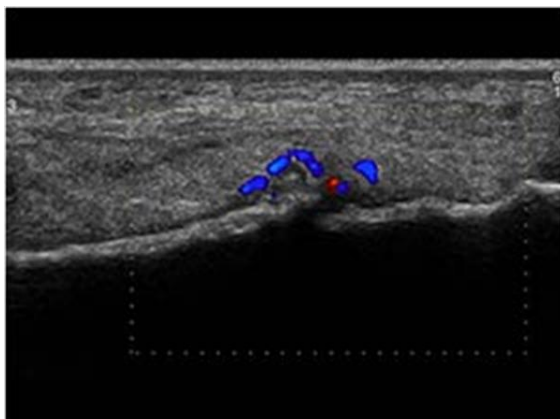
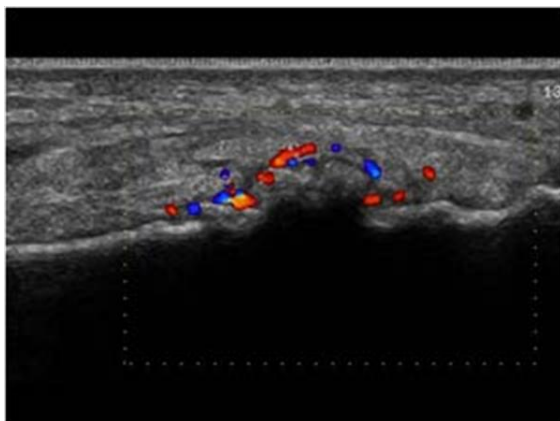
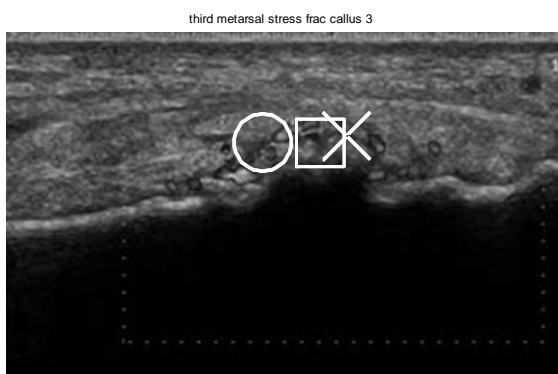
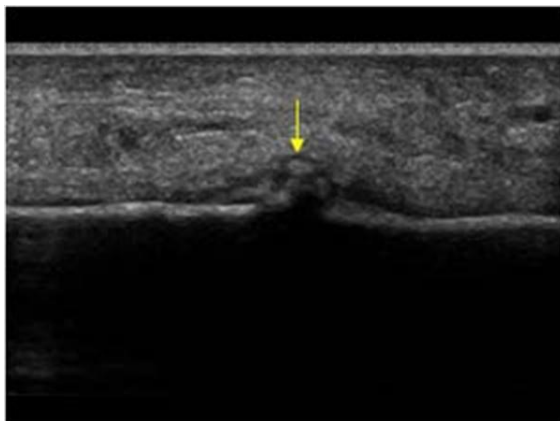
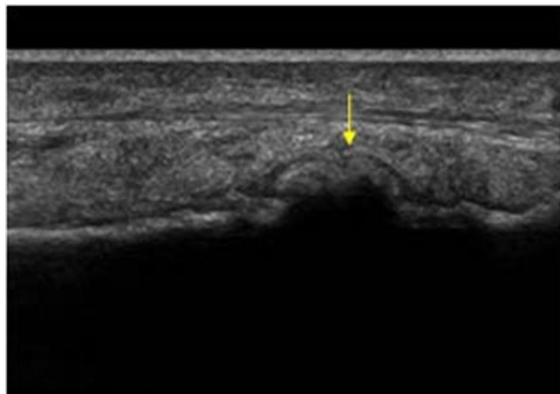
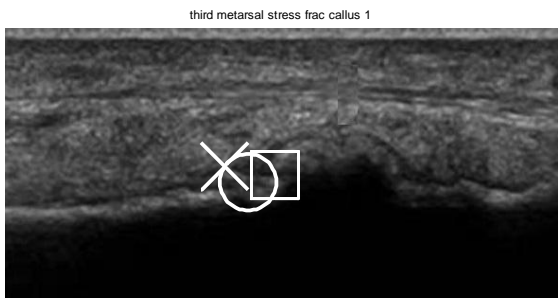
proximal humerus shaft fracture 3



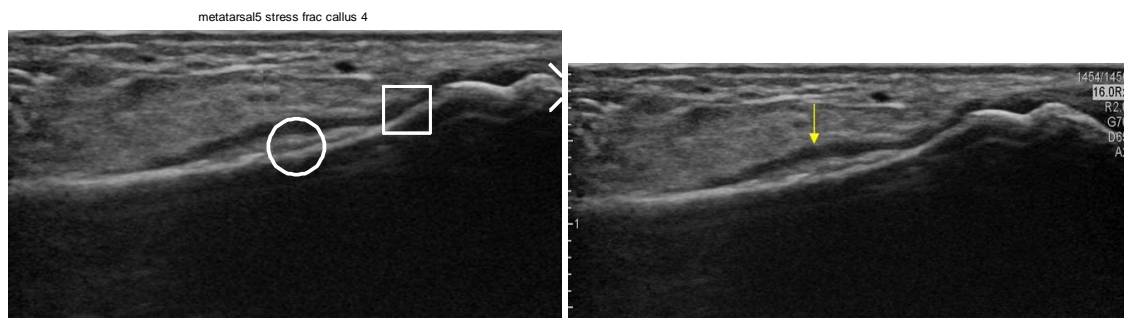
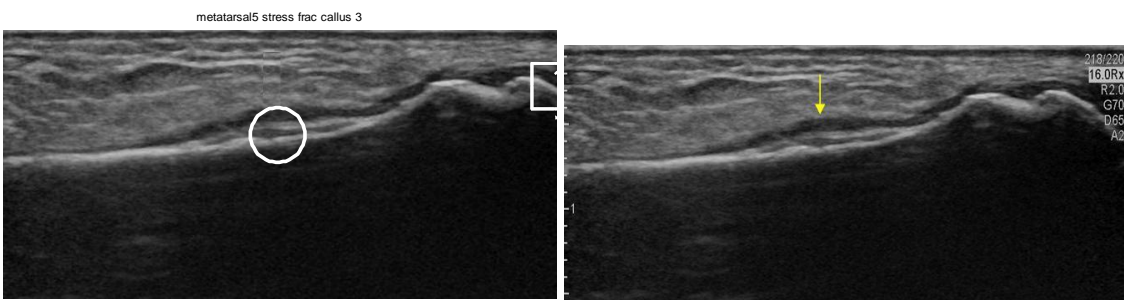
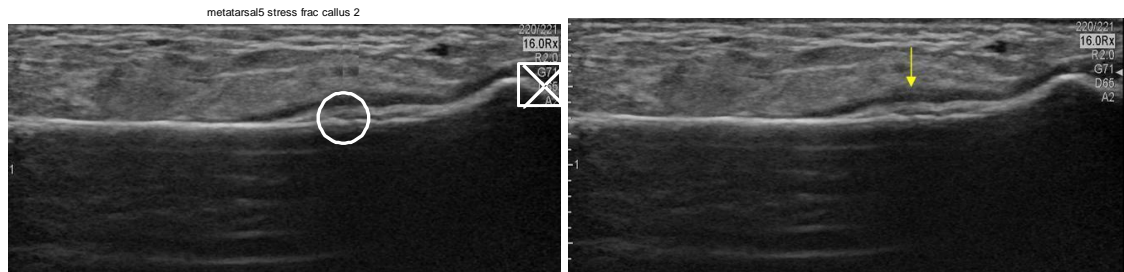
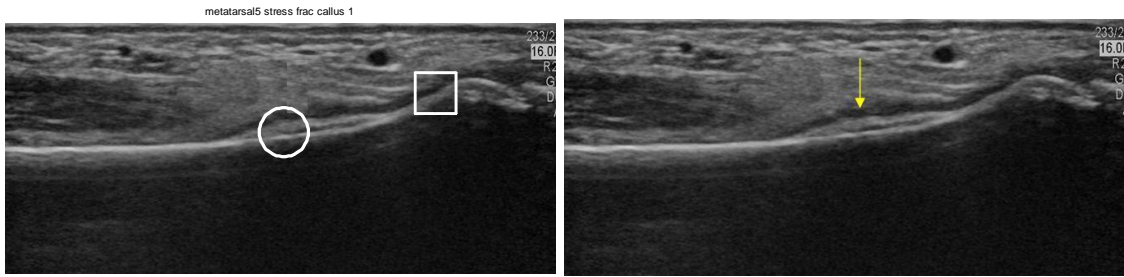
proximal humerus shaft fracture 4



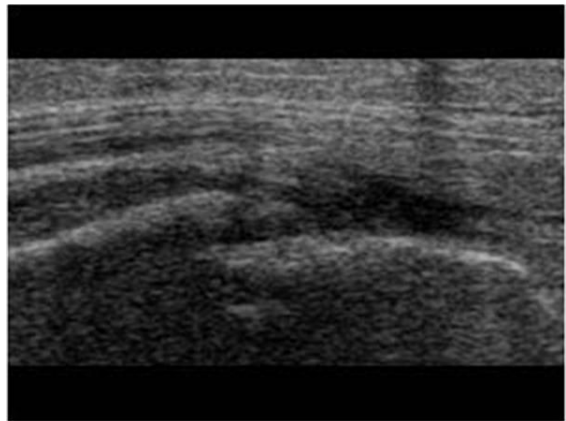
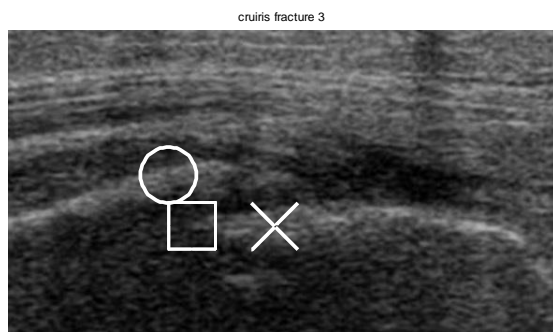
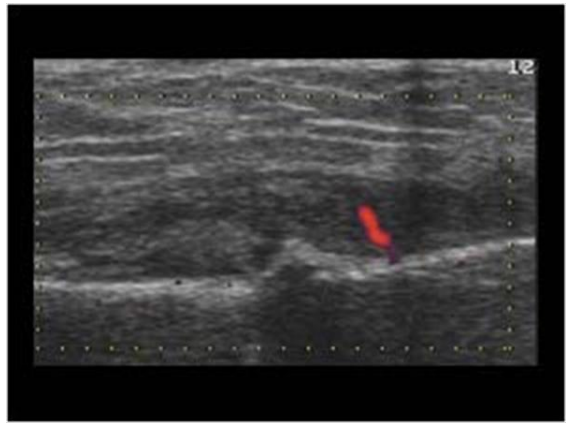
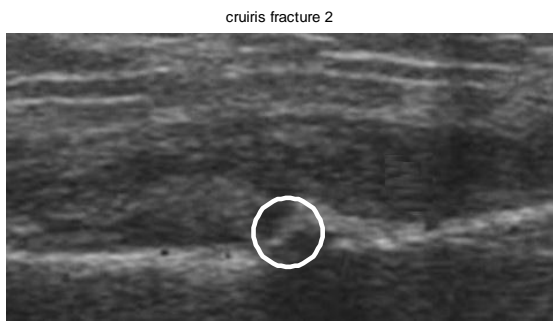
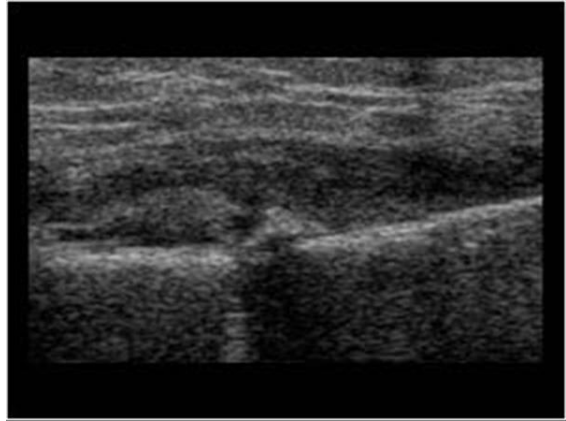
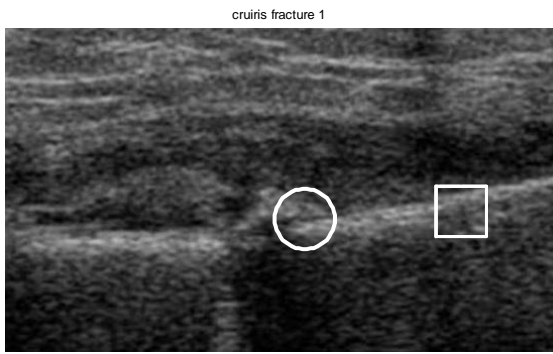
Identificação das fraturas da diáfise proximal do úmero.



Identificação das fraturas de stress do terceiro metatársico com formação de calo ósseo



Identificação das fraturas de stress do quinto metatársico com calo periosteal.



Identificação das fraturas da extremidade distal do cruiris com formação de calo ósseo.