

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE  
DO PORTO

Segmentação da Grade Costal em Imagens de  
Raio-X Pulmonar

Rui André Areias da Silva Moreira

Licenciado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores - Ramo de  
Telecomunicações pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Dissertação submetida para satisfação parcial dos  
requisitos do  
**Mestrado em Engenharia Biomédica**

Março de 2005

Orientadora: Ana Maria Mendonça (Professora Auxiliar)



*Ninguém é tão grande que não possa aprender,  
nem tão pequeno que não possa ensinar.*

*Prov. popular*



## Resumo

O tema desta dissertação insere-se no domínio de processamento de imagem médica e tem como objectivos principais a detecção dos limites inferior e superior das costelas, assim como a compensação da influência destas estruturas ósseas em imagens de Raios-X pulmonares.

Para a delimitação destas estruturas anatómicas é inicialmente utilizada uma técnica de detecção de orlas que permite obter pontos que se espera que pertençam aos limites inferiores das costelas. Estes pontos agrupam-se em conjuntos conexos que são depois unidos, segundo critérios estabelecidos, de modo a criar segmentos de maior extensão. A aproximação destes segmentos por polinómios de segunda ordem permite o prolongamento destas curvas a todo o campo pulmonar, gerando desta forma os limites inferiores das costelas. Esta informação é seguidamente usada para calcular os correspondentes limites superiores das costelas, concluindo deste modo a tarefa de detecção destas estruturas anatómicas.

Para concretizar a compensação das sombras das costelas neste tipo de imagens é necessário determinar a correspondente máscara de compensação, que deverá conter, em cada ponto da imagem, a contribuição do tecido ósseo, para a intensidade desse ponto. A máscara assim gerada é subtraída à imagem original de modo a obter a imagem compensada.

Este trabalho foi desenvolvido no âmbito do projecto *CombDec – Combinação de Decisões. Aplicação na Análise de Imagem de Microradiografia Pulmonar*, financiado pela FCT – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Referência: SRI/35590/99/CombDec).



## Abstract

This dissertation is inscribed in the field of medical imaging and has as main objectives the detection of the inferior and superior limits of the ribs, as the compensation of these bony structures influence in posterior-anterior X-Ray pulmonary images.

For these anatomic structures delimitation it is initially used an edge base technique that allows the obtention of points that are expected to belong to the lower borders of the ribs. These points are grouped in connected sets and are later joined together, following a few established criteria, in order to create long extension segments. These segments approximation by second degree polynomials allows the extension of these curves to the lung fields borders. This information is then used to determine the correspondent superior limits of the ribs, concluding this way these anatomic structures detection task.

To accomplish the compensation of the rib shadows task in X-Ray images it is necessary to determine the correspondent compensation mask, which should contain the estimated value of intensity, for each pixel, to be subtracted to the original image in order to obtain the compensated image.

This work was developed under the framework of the project *CombDec – Combining Decisions. Application in chest radiograph image analysis*, funded by FCT – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (SRI/35590/99/CombDec).





# Agradecimentos

À Doutora Ana Maria Mendonça pela excelente orientação científica proporcionada, pela dedicação e disponibilidade, e ainda pelo cuidadoso trabalho de revisão desta dissertação.

Ao INEB pelas excelentes condições de trabalho proporcionadas. Ao Professor Doutor Aurélio Campilho pela crítica construtiva feita e aos Doutores Jorge Barbosa e Miguel Velhote pelo auxílio na utilização de  $\text{\LaTeX}$  para a redacção desta dissertação.

Aos amigos e colegas de laboratório Bernardo Garcia e Carlos Pereira pela frequente troca de ideias e camaradagem. Ao Carlos gostaria ainda de agradecer o convite dirigido para a apresentação deste trabalho na ESTGL.

Aos Dr.s Sardoeira Pinto e André Pisco pelo convívio nos repastos, preciosos momentos de descanso.

À minha Larinha por todo o carinho, conselhos e força; especialmente, pelo encorajamento nos momentos mais difíceis e partilha das conquistas.

Por fim, aos meus pais e à restante família as palavras de incentivo, os esforços e sacrifícios feitos para que todo este trabalho fosse possível.

O meu muito obrigado a todos.



# Índice

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1	Âmbito da dissertação . . . . .	2
1.2	Objectivos . . . . .	3
1.3	Organização da tese . . . . .	3
<b>2</b>	<b>Métodos para a segmentação das costelas</b>	<b>5</b>
2.1	Introdução . . . . .	6
2.2	Detecção dos limites das costelas . . . . .	6
2.3	Compensação das sombras das costelas . . . . .	12
<b>3</b>	<b>Detecção do Limite Inferior das Costelas</b>	<b>15</b>
3.1	Introdução . . . . .	16
3.2	Metodologia . . . . .	16
3.3	Filtragem das regiões de interesse . . . . .	17
3.4	Processamento das imagens filtradas . . . . .	20
3.4.1	Binarização . . . . .	20
3.4.2	Adelgaçamento . . . . .	21
3.4.3	Remoção de segmentos . . . . .	22
3.5	Aproximação de segmentos conexos por polinómios . . . . .	26
3.6	União de curvas correspondentes à mesma costela . . . . .	29
3.7	Junção das curvas resultantes de cada um dos filtros . . . . .	37
3.8	Prolongamento e ajuste de curvas . . . . .	42
3.9	Verificação das distâncias intercostais . . . . .	45

<b>4</b>	<b>Detecção do Limite Superior das Costelas</b>	<b>53</b>
4.1	Introdução . . . . .	54
4.2	Metodologia . . . . .	54
4.3	Segmentação do limite superior das costelas . . . . .	54
<b>5</b>	<b>Compensação das Sombras Introduzidas Pelas Costelas</b>	<b>59</b>
5.1	Introdução . . . . .	60
5.2	Metodologia . . . . .	60
5.3	Compensação das sombras introduzidas pelas costelas . . . . .	61
<b>6</b>	<b>Resultados</b>	<b>69</b>
6.1	Introdução . . . . .	70
6.2	Resultados obtidos para a detecção dos limites das costelas . . . .	70
6.3	Alguns resultados obtidos em imagens de uma outra base de dados	82
6.4	Resultados obtidos para a compensação das sombras introduzidas pelas costelas . . . . .	84
<b>7</b>	<b>Conclusões e Desenvolvimentos Futuros</b>	<b>87</b>
7.1	Conclusões . . . . .	88
7.2	Perspectivas de Desenvolvimento Futuro . . . . .	90
	<b>Referências</b>	<b>91</b>

# Lista de Figuras

2.1	Divisão da costela em secções . . . . .	13
3.1	<i>Kernels</i> dos filtros usados na fase de filtragem. . . . .	18
3.2	Resultado da detecção das ROI's e da delineação dos bordos dos pulmões. . . . .	18
3.3	Resultados do processo de filtragem. . . . .	19
3.4	Resultados da binarização. . . . .	21
3.5	Resultado do adelgaçamento. . . . .	22
3.6	Máscaras de convolução. . . . .	23
3.7	Resultado da remoção de segmentos usando convolução. . . . .	23
3.8	Ângulos das direcções a serem eliminadas. . . . .	24
3.9	Comparação de resultados da remoção de segmentos. . . . .	25
3.10	Remoção de pontos exteriores ao pulmão. . . . .	26
3.11	Aproximação dos segmentos por polinómios de segunda ordem. . . . .	28
3.12	Exemplo de aproximação dos segmentos por polinómios de segunda ordem. . . . .	28
3.13	Exemplo de aproximação dos segmentos por polinómios de segunda ordem. . . . .	29
3.14	Método de cálculo do número de pontos coincidentes. . . . .	30
3.15	União das curvas que segmentam a mesma costela utilizando o número de pontos coincidentes. . . . .	32
3.16	União das curvas que segmentam a mesma costela utilizando o número de pontos coincidentes. . . . .	33

3.17 União das curvas que segmentam a mesma costela utilizando o número de pontos coincidentes. . . . .	33
3.18 Aproximação linear dos pontos e o rectângulo onde é obrigatória a intersecção. . . . .	34
3.19 União das curvas utilizando aproximações lineares. . . . .	35
3.20 União das curvas utilizando aproximações lineares. . . . .	35
3.21 Repetição da união das curvas que segmentam a mesma costela utilizando o número de pontos coincidentes. . . . .	36
3.22 União das curvas com um número de pontos coincidentes reduzido.	37
3.23 União das curvas com um número de pontos coincidentes reduzido.	37
3.24 Junção das curvas das imagens de filtragem. . . . .	39
3.25 Junção das curvas das imagens de filtragem. . . . .	39
3.26 Junção das curvas das imagens de filtragem. . . . .	40
3.27 Junção das curvas das imagens de filtragem utilizando aproximações lineares. . . . .	41
3.28 Curvas resultantes de cada um dos filtros. . . . .	41
3.29 Recuperação das curvas sem correspondência e com um número de pontos de definição significativo. . . . .	42
3.30 Prolongamento simples dos polinómios calculados. . . . .	43
3.31 Ajuste e prolongamento das curvas utilizando a informação dada pelas imagens de filtragem. . . . .	45
3.32 Cálculo das distâncias entre curvas sucessivas. . . . .	47
3.33 Estimação da posição dos pontos da nova curva. . . . .	48
3.34 Ajuste e prolongamento das curvas de segmentação. . . . .	49
3.35 Ajuste e prolongamento das curvas de segmentação. . . . .	50
3.36 Introdução de uma nova curva para segmentar o limite inferior da última costela. . . . .	51
4.1 Estimação da posição dos pontos da nova curva. . . . .	55

4.2	Pontos gerados para detecção do limite superior das costelas e suas aproximações por polinômios de segunda ordem. . . . .	55
4.3	Ajuste da posição das curvas que delimitam o limite superior das costelas. . . . .	56
4.4	Alguns resultados obtidos para a detecção dos limites das costelas.	57
5.1	Seleção dos pontos utilizados para as estimativas das intensidades correspondentes aos tecidos moles. . . . .	62
5.2	Perfil de intensidades de uma costela. . . . .	63
5.3	Perfil de intensidades de uma costela antes e depois da operação de abertura. . . . .	64
5.4	Contribuição dada pela costela para a intensidade na imagem. . .	64
5.5	Imagem depois da compensação da sombra das costelas. . . . .	65
5.6	Comparação de perfis de intensidade de uma costela antes e depois da compensação. . . . .	65
5.7	Comparação de perfis de intensidade de uma costela antes e depois da compensação. . . . .	66
5.8	Comparação de resultados. . . . .	66
6.1	Resultados obtidos na detecção dos limites das costelas para o pulmão direito. . . . .	71
6.2	Resultados obtidos na detecção dos limites das costelas para o pulmão esquerdo. . . . .	72
6.3	Resultados obtidos na detecção dos limites das costelas. . . . .	72
6.4	Influência de outras estruturas na detecção dos limites das costelas.	74
6.5	Influência de outras estruturas na detecção dos limites das costelas.	75
6.6	Influência da detecção das regiões de interesse na detecção dos limites das costelas. . . . .	76
6.7	Influência do baixo contraste das costelas na detecção dos limites das costelas. . . . .	77

6.8	Influência do baixo contraste das costelas na detecção dos limites das costelas. . . . .	78
6.9	Exemplo de uma imagem onde apenas é uma costela é detectada correctamente. . . . .	81
6.10	Exemplo de uma imagem onde apenas são detectadas correctamente três costelas. . . . .	81
6.11	Histogramas da imagem. . . . .	82
6.12	Exemplo de uma imagem da nova base de dados. . . . .	83
6.13	Detecção das costelas em imagens de uma base de dados diferente. . . . .	83
6.14	Detecção das costelas em imagens de uma base de dados diferente. . . . .	84
6.15	Resultado da compensação das sombras introduzidas pelas costelas. . . . .	85
6.16	Resultado da compensação das sombras introduzidas pelas costelas. . . . .	86



# Lista de Tabelas

6.1	Avaliação do desempenho do algoritmo. . . . .	79
6.2	Avaliação do desempenho do algoritmo para as imagens onde todas as costelas foram detectadas. . . . .	80
6.3	Avaliação do desempenho do algoritmo para os restantes casos. . .	80



# Capítulo 1

## Introdução

**Sumário:** *Neste capítulo é feito o enquadramento desta dissertação e são identificados os objectivos deste trabalho; no final do capítulo é delineada a estrutura da tese.*

## 1.1 Âmbito da dissertação

O processamento de imagem tem um vasto campo de aplicações na nossa vida quotidiana. Todos nós utilizamos, com maior ou menor frequência, *software* que permite manipular imagens de forma a torná-las mais agradáveis à vista ou onde são mais evidentes algumas características; quando o fazemos estamos a aplicar algoritmos de processamento de imagem.

Actualmente, o processamento de imagem é utilizado em múltiplos campos de conhecimento com diversas finalidades. A indústria aeroespacial, por exemplo, utiliza estas técnicas para aumentar a qualidade das imagens recebidas, corrigindo erros introduzidos na fase de captura, por exemplo em consequência de anomalias no fabrico de lentes ou dos espelhos utilizados.

A medicina é outra área onde a imagem, analógica ou digital, tem vindo a tomar um lugar com cada vez mais destaque. Este facto é consequência do desenvolvimento de várias aplicações que facilitam processamento e a análise deste tipo de imagens.

Esta dissertação de mestrado insere-se nesta última área de processamento e análise de imagens médicas. Neste domínio são desenvolvidos algoritmos capazes de detectar patologias em diversos tipos de imagens, onde se poderão incluir imagens de Raios-X posterior-anterior (PA), Raios-X lateral, CT (*Computer Tomography*), MRI (*Magnetic Resonance Imaging*), Ultra-sons, entre outras.

Neste trabalho são processadas imagens de Raio-X pulmonar (PA) onde o conhecimento da posição de estruturas pulmonares, tais como as costelas, poderá ser um factor adjuvante na concretização de outras tarefas de análise de imagem. Um outro aspecto que se poderá revelar importante é a compensação das sombras introduzidas pelas costelas neste tipo de imagem médica, dado que esta operação permite remover as intensidades associadas às costelas sem que haja eliminação de informação relativa a outras estruturas pulmonares.

Este trabalho foi desenvolvido no âmbito do projecto *CombDec – Combi-*

---

*nação de Decisões. Aplicação na Análise de Imagem de Microradiografia Pulmonar*, financiado pela FCT – Fundação para a Ciência e a Tecnologia (Referência: SRI/35590/99/CombDec).

## 1.2 Objectivos

Este trabalho foi desenvolvido tendo em consideração dois objectivos principais. O primeiro consiste na detecção dos limites inferior e superior das costelas em imagens de Raios-X pulmonares, admitindo que são conhecidas as regiões de interesse (ROI) e os contornos que delimitam cada um dos campos pulmonares [1], [2].

O segundo objectivo prende-se com a compensação das sombras introduzidas pelas costelas, sem que seja eliminada informação relativa a outras estruturas; para concretizar esta tarefa deverão ser conhecidos os limites inferiores e superiores de cada uma das costelas.

## 1.3 Organização da tese

Esta dissertação está dividida em sete capítulos, incluindo o presente capítulo de introdução.

No capítulo 2 são apresentados alguns trabalhos, publicados por diversos autores, cujos objectivos são a segmentação das costelas em imagens de Raios-X pulmonar.

O método desenvolvido para a detecção do limite inferior das costelas é descrito no capítulo 3. No capítulo seguinte é proposta uma técnica para a localização do limite superior utilizando a informação dada pelos limites inferiores, previamente detectados.

O processo proposto para compensar o efeito das sombras introduzidas

pelos costelas é detalhado no capítulo 5. No capítulo 6 são apresentados alguns resultados obtidos na detecção e compensação das costelas, para o conjunto de imagens usadas neste trabalho.

Finalmente, no capítulo 7 apresentam-se as conclusões desta tese e são apontadas perspectivas para possíveis desenvolvimentos deste trabalho.

## Capítulo 2

# Métodos para a segmentação das costelas

**Sumário:** *Neste capítulo são identificadas algumas abordagens seguidas por diversos autores para a segmentação dos limites das costelas em imagens de Raios-X pulmonar. São também apresentadas algumas técnicas propostas para a compensação das sombras introduzidas pelas costelas.*

## 2.1 Introdução

Após a descoberta dos Raios-X, em 1895, e a invenção dos computadores nos finais da década de 40, apareceram, na década de 60, os primeiros artigos científicos relatando a análise por computador de imagens de Raios-X .

A radiografia do tórax continua a ser um dos meios auxiliares de diagnóstico mais utilizados pois existe uma quantidade enorme de informação acerca das condições do paciente que podem ser extraídas de uma imagem de Raios-X [3],[4].

As estruturas anatómicas sobrepostas tornam a análise deste tipo de imagens numa tarefa muito complicada, mesmo para os profissionais mais experientes. Os sistemas de diagnóstico assistido por computador pretendem essencialmente constituir uma *segunda opinião* para o médico especialista na detecção de patologias neste tipo de imagens.

## 2.2 Detecção dos limites das costelas

Nos últimos anos, o desenvolvimento de algoritmos capazes de detectar automaticamente os limites das costelas tem ocupado diversos grupos de investigação. Esta tarefa não é trivial, e são propostas inúmeras abordagens para solucionar este problema com resultados distintos, tal como será descrito nos parágrafos seguintes.

Alguns autores [5]–[7] realizam a detecção das costelas posteriores e das anteriores, enquanto outros [3], [8], [9] apenas pretendem detectar as posteriores. Para atingir tais objectivos, as técnicas utilizadas são bastante diversas, mas a Transformada de Hough é uma das mais utilizadas [3], [5], [10]. Em [10] esta transformada é usada apenas para a detecção das clavículas.

Alguns dos autores introduzem na sequência de processamento uma fase anterior de realce de bordos [5], [7], [9] utilizando técnicas como a Transformada de Fourier, filtros direccionais, ou outros tipos de filtros.



No que se refere ao modelo utilizado para descrever os limites das costelas há autores que dão preferência a modelos de forma activos [3],[7], enquanto outros [6],[8] utilizam parábolas. Em [5] são utilizados polinómios de quarta ordem para descrever estes limites.

Depois da descrição generica das principais características dos algoritmos propostos por diversos autores, os parágrafos seguintes são dedicados a uma análise mais detalhada de cada um dos trabalhos referidos antes.

Em [5], Wechsler *et al.* descrevem os métodos implementados para a detecção os limites das costelas posteriores e anteriores. Os autores referem algumas dificuldades na elaboração destes algoritmos pois, frequentemente, as características dos contornos variam significativamente ao longo das costelas ou os limites das costelas são ocultados por tumores, por tecidos fibrosos ou vasculares.

Neste trabalho, com o objectivo de aumentar o contraste da imagem, os autores suprimem as componentes de baixa frequência, recorrendo à Transformada de Fourier Rápida – *Fast Fourier Transform* (FFT). A aplicação desta técnica é explicada pelo facto das altas frequências serem, essencialmente, fruto de elevadas diferenças entre densidades de níveis de cinzento, ou seja, da existência de orlas na imagem. Para obter uma imagem binária relativa à posição dos contornos da imagem, os autores calculam o módulo e direcção do gradiente da imagem, determinam o *Laplaciano* e combinam os resultados obtidos. Os autores referem que o gradiente não toma em consideração a intensidade dos pontos  $(x, y)$  enquanto o *Laplaciano* o faz; a combinação destas características poderá ajudar à obtenção de melhores resultados. Dado que os contornos poderão não ser suaves e contínuos, é aplicada a Transformada de Hough para detectar curvas parabólicas que descrevam os contornos, e é utilizado um algoritmo para refinar heurísticamente os resultados obtidos. Os segmentos que representam as costelas dorsais e ventrais são unidos e representados por polinómios de quarta ordem e por arcos elípticos, tratando cada costela como uma entidade separada.

Peter de Souza [6] utiliza uma combinação de duas parábolas para repre-

sentar as costelas numa imagem de Raios-X pulmonar, pretendendo detectar as costelas anteriores, bem como as posteriores. Para concretizar esta tarefa, são determinados vários perfis de intensidade dentro do campo pulmonar e cada um deles é suavizado fazendo a média entre si e duas colunas adjacentes, uma para cada lado, a cinco pixels de distância. Depois, estes perfis são utilizados para criar um único, reunindo a informação dos perfis suavizados de forma ainda mais suave, onde é mais fácil identificar a posição das costelas. A este resultado é aplicado um algoritmo que, segundo o autor, permite localizar pontos de inflexão no perfil suavizado que correspondem aos limites inferiores ou superiores das costelas. Depois de identificados os pontos no perfil suavizado, e partindo do pressuposto que as costelas são paralelas, as posições nos restantes perfis deverão ser semelhantes. Naturalmente, estes pontos obtidos estão sujeitos a um pequeno erro pois as costelas não são perfeitamente paralelas. O autor descreve um método de diminuição do erro por forma a localizar correctamente a totalidade dos limites das costelas; em primeiro lugar, o erro é minimizado de uma forma global mas, numa fase final, este é minimizado localmente. O autor refere ainda a detecção das costelas anteriores, mas afirma que os resultados obtidos não são suficientemente fidedignos.

Em Yue *et al.* [3] é proposta uma técnica de localização das costelas posteriores utilizando a Transformada de Hough. Para este trabalho é necessário conhecer previamente a área de pesquisa, assim como determinar e corrigir a rotação da radiografia, dado que este algoritmo é sensível à não verticalidade da coluna vertebral. As costelas são aproximadas por dois segmentos distintos que delimitam a zona mais próxima do esterno e a zona mais próxima da parte exterior do pulmão. Os autores afirmam que um dos principais problemas em utilizar a transformada de Hough é a elevada exigência computacional necessária para realizar a tarefa. Um outro problema referido foi a baixa sensibilidade desta transformada na detecção dos limites de objectos naturais, tal como os das costelas, dado que estes, dificilmente poderão ser traduzidos por fórmulas analíticas. Segundo os autores, a Transformada de Hough goza ainda de algumas limitações

no que concerne à medida do comprimento de uma curva numa dada imagem. De modo a diminuir os custos computacionais do algoritmo, são impostas algumas restrições ao nível dos coeficientes dos polinómios utilizados e apenas são utilizados pontos com um gradiente elevado. Os segmentos parabólicos representados pelos picos no espaço de Hough são seleccionados utilizando dados anatómicos conhecidos. O objectivo é identificar pares de curvas que representem os reais contornos das costelas numa imagem de Raios-X. A cada par de curvas é atribuído um nível de confiança e aqueles com um nível baixo são rejeitados. Neste trabalho as curvas são testadas de forma a verificar se poderão segmentar correctamente as costelas. Por fim, é necessário juntar os segmentos que identificam cada uma das partes da costela; os autores afirmam que esta união poderá não ser suave, e que para resolver esta questão são utilizadas curvas que minimizam a energia, mais conhecidas por *snakes*.

Sarkar e Chaudhuri [10] utilizam a Transformada de Hough para determinar a posição das clavículas, sendo estas então utilizadas como referência para a localização de outras estruturas na imagem. Para a detecção das costelas, cada perfil vertical é filtrado com um filtro *passa-banda* de modo a remover a variação média de níveis de cinzento devido às regiões que se encontram fora do campo pulmonar. A imagem filtrada é depois binarizada com limiar zero; aos pixels com nível mais baixo correspondem os espaços intercostais. A imagem binarizada é sujeita a sucessivas operações morfológicas de fecho/abertura com um elemento estruturante circular de tamanho reduzido; desta forma, os autores afirmam que eliminam características radiológicas indesejadas. Todos os comprimentos intercostais são medidos e é feito um histograma destes valores. A distância a que corresponde o valor mais elevado deste histograma, a moda, é a distância intercostal mais provável; apenas são utilizadas as curvas cujas distâncias sejam próximas da distância mais provável. Neste trabalho são usados também resultados obtidos em testes efectuados ao conjunto de imagens utilizadas; estes resultados são uma estimativa dos valores dos coeficientes dos polinómios que aproximam as costelas. Seguindo uma vizinhança de  $\pm 10$  pixels na trajectória do polinómio com os

coeficientes estimados, são pesquisados todos os pontos que pertencem à costela em questão. Por fim, estes pontos são aproximados por um polinómio de segunda ordem de modo a que a costela fique totalmente definida.

Em [8], Ginneken *et al.* desenvolvem um modelo estatístico que ajusta a totalidade das costelas. Cada costela é aproximada por um par de parábolas paralelas que, segundo o método utilizado, podem ser definidas por quatro pontos. Para cada campo pulmonar é determinado o respectivo centro de massa e a distância entre ambos é medida. Em cada um dos pulmões é desenhada a linha vertical que passa no respectivo centro de massa e, para cada um dos lados desta linha, é desenhada uma nova linha, à distância equivalente a um quarto da distância entre os dois centros de massa. Os quatro pontos que definem o par de parábolas que delimitam cada costela estão sobre estas linhas verticais. Três desses pontos definem o limite superior, e a distância entre este limite e o inferior é determinada pelo o último ponto. Assim sendo e, tal como é indicado no artigo, havendo nove costelas detectáveis, é obtido um total de 72 parâmetros para definir todas as costelas. Neste trabalho é efectuada uma análise de componentes principais que permite reduzir o número de parâmetros para 10 pois, segundo os autores, estes permitem explicar cerca de 98% da variabilidade no conjunto das imagens utilizadas. São ainda apresentadas algumas estatísticas que permitem interpretar a influência da variação dos parâmetros nos resultados finais.

Em Zhao *et al.* [7] é proposto um método de detecção dos limites inferiores e superiores das costelas utilizando realce direccionado de bordos. É feita também uma remoção de ruído da imagem realçada num domínio multi-resolução.

Os autores referem três partes principais no seu algoritmo, que são o realce das costelas, a identificação das costelas e a sua confirmação. O primeiro passo é concretizado utilizando filtros direccionados que são dependentes da posição  $(x, y)$  dos pixels da imagem que está a ser filtrada. A identificação das costelas é feita recorrendo, primeiramente, às intensidades mais elevadas do processo de filtragem. Depois deste primeiro passo, são removidos os pontos com intensidades

mais baixas ficando apenas os máximos que se encontram ao longo de curvaturas predefinidas. De seguida, é feita a ligação dos bordos interrompidos, completando assim o segundo passo. O terceiro passo, a confirmação, é realizado recorrendo a *snakes*, o que permite colmatar algumas falhas no processo de ligação dos segmentos quebrados. Neste trabalho é ainda proposto um método de detecção das costelas anteriores que consiste na utilização de um algoritmo semelhante ao que detecta as posteriores, mas onde os parâmetros dos mapas de orientações são os conjugados dos utilizados para as costelas dorsais.

Park *et al.* [9] descrevem o trabalho desenvolvido na detecção das costelas em imagens de Raios-X pulmonares para o qual utilizam o conhecido detector de orlas de Canny e um método baseado em vizinhanças ao qual chamaram *4 way with 10-neighbors*. Estas técnicas são utilizados com o objectivo de detectar a clavícula e candidatos a bordos de costela. Os autores afirmam que a parte das costelas mais próxima do esterno é menos contrastada do que parte exterior, e justificam-no pelo facto de ser prática usual pedir aos pacientes que respirem fundo e sustentem a respiração. Ao encher os pulmões com ar é reduzida a possibilidade de obter uma imagem desfocada, mas também é reduzida a densidade da parte central da caixa torácica. De modo a contrariar este facto, os autores sugerem um realce dos bordos das costelas segundo um método ao qual chamam *Hemi-elliptical cavity*. Depois de os bordos das costelas terem sido realçados, é dado início à detecção das costelas. É aplicado o operador de *Canny* de modo a obter os bordos; tipicamente estes não são únicos e contínuos, tal como é referido pelos autores. Os pontos obtidos após a aplicação deste operador são escolhidos segundo um conjunto de critérios que incluem a amplitude e fase do gradiente, a possível junção entre eles, e o comprimento dos segmentos candidatos. Depois de escolhidos os candidatos, é feita a sua escolha com base na intensidade e direcção do gradiente e no tamanho e posição das curvas.

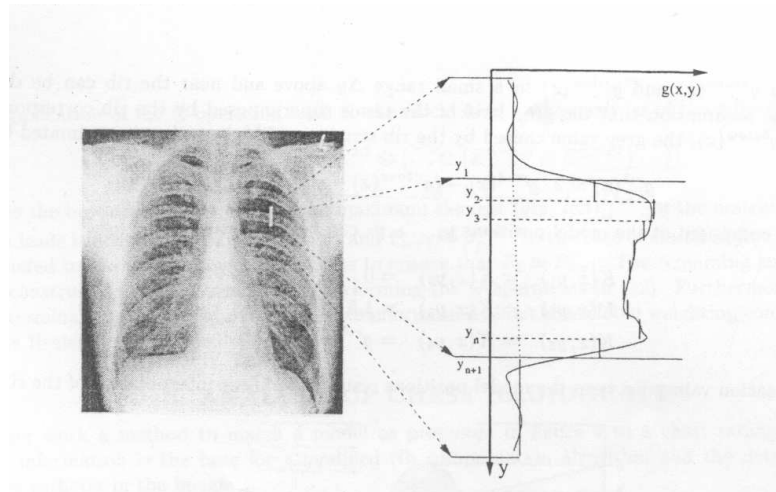
## 2.3 Compensação das sombras das costelas

A literatura sobre este tema é bastante mais escassa do que a que pode ser encontrada para a detecção das costelas. De uma maneira geral, a compensação é feita por subtração de uma máscara de compensação à imagem original; os valores desta máscara não são mais do que estimativas das intensidades associadas às costelas. Para calcular estes valores é assumido que a intensidade de cada ponto contido entre os limites das costelas resulta da soma de duas intensidades, a dos tecidos moles e a da costela propriamente dita; se for conhecida a intensidade associada aos tecidos moles, facilmente se poderá calcular a máscara de compensação. A estimativa da influência dos tecidos moles no interior das costelas é feita por análise da contribuição destes nas zonas intercostais, onde não existem aquelas estruturas ósseas.

Em Park *et al.* [11] é proposto um método para compensar as sombras das costelas que passa por determinar, para cada uma destas estruturas, os valores médios de intensidade dentro e fora dos seus limites; cada um destes valores passa a ser usado para caracterizar as regiões dentro e fora das costelas em toda a sua extensão. Para o cálculo da intensidade interior são utilizados todos os pontos contidos entre os dois limites da costela. A intensidade no exterior é determinada utilizando todos os pontos entre o limite inferior da costela que se pretende compensar e o limite superior da costela seguinte; este valor pretende, então, traduzir a intensidade associada aos tecidos moles. Depois de determinados estes valores, a imagem compensada é obtida pela subtração da diferença entre o valor médio no interior e o valor médio no exterior, à imagem original.

Vogelsang *et al.* [12],[13] seguem uma abordagem semelhante à de Park *et al.*, mas o número de pontos utilizados para o cálculo da estimativa dos tecidos moles, fora dos limites das costelas, é menor. No entanto, os autores utilizam as intensidades acima e abaixo da costela que se pretende compensar para determinar a intensidade associada aos tecidos moles; Park *et al.* apenas utilizam os pontos do intervalo que medeia entre o limite inferior da costela em questão

e o limite superior da costela seguinte. Os autores referem ainda que, para obter melhores resultados, o intervalo entre os dois limites da costela deverá ser dividido em secções e que, para cada uma delas, deverá ser calculado o valor de intensidade a ser subtraído à imagem original; esta divisão é feita coluna a coluna para toda a extensão da costela. A figura 2.1 mostra a partição, em  $n$  secções, sugerida pelos autores para uma das colunas da imagem.



**Figura 2.1** — Divisão da costela em secções (imagem adaptada de Vogelsang *et al.* [13]).

Para cada uma das secções indicadas é calculada a média das intensidades dos pontos nelas contidos. Posteriormente, e de modo a calcular a intensidade associada à costela, a este valor é subtraído um valor que é dependente das estimativas para os tecidos moles, acima e abaixo da costela, e da secção em questão; se a secção estiver mais próxima do limite superior, é dada maior preponderância à intensidade estimada para os tecidos moles acima da costela em questão ou vice-versa. Ao conjunto destes valores é designado de máscara de compensação e a imagem compensada é obtida por subtracção desta máscara à imagem original.





## Capítulo 3

# Detecção do Limite Inferior das Costelas

**Sumário:** *Neste capítulo é apresentado o trabalho desenvolvido para a detecção do limite inferior das costelas. São apresentadas e descritas as técnicas de processamento de imagem utilizadas, assim como as rotinas necessárias à localização do limite inferior destas estruturas anatómicas.*

## 3.1 Introdução

No âmbito dos sistemas de diagnóstico assistido por computador, a localização precisa das costelas é importante como factor de diminuição do número de falsos positivos na detecção de patologias como nódulos ou lesões nas costelas e nos pulmões.

O processo de detecção dos limites inferiores das costelas é uma das partes mais importantes de todo o algoritmo de localização destas estruturas, pois é com base nesta informação que os limites superiores são determinados. A detecção de limites tem um papel preponderante na obtenção de um bom resultado na compensação das sombras das costelas, em imagens de Raios-X, pelo que a sua correcta localização assume um papel decisivo em todas estas fases do processamento.

Neste trabalho é utilizada uma técnica de detecção de orlas com o objectivo de localizar o limite inferior destas estruturas ósseas. O modelo geométrico utilizado para descrever cada um dos limites é uma parábola pois permite uma boa aproximação à forma anatómica das costelas [12].

## 3.2 Metodologia

Neste trabalho são utilizadas duas rotinas desenvolvidas anteriormente e que permitem localizar as regiões de interesse (ROI's) e os contornos pulmonares numa imagem de Raios-X. Estes métodos são descritos em [1], [2] e são utilizados em diversas fases da detecção dos limites das costelas, como se poderá ver nas secções seguintes.

A tarefa de detecção do limite inferior das costelas, propriamente dita, é concretizada em três fases principais. Numa primeira fase, as ROI's são filtradas de modo a obter pontos que se espera que pertençam aos limites inferiores destas estruturas anatómicas. Os resultados desta tarefa são depois processados

de forma a obter uma nova imagem onde estes limites deverão estar, ainda que só parcialmente, identificados por polinómios de segunda ordem. Neste trabalho foram utilizados dois filtros direccionais diferentes pelo que são obtidas duas imagens distintas. Estas imagens são trabalhadas separadamente para se obter informação complementar numa mesma área da imagem, ajudando assim à obtenção de uma detecção mais exacta.

Na segunda fase os segmentos presentes em cada uma destas imagens são combinados numa única imagem, formando assim uma imagem única de detecção dos limites inferiores das costelas.

Depois de obtidos os resultados para cada filtro, e de estes terem sido utilizados para gerar uma só imagem, é dado início à terceira fase do processo. As distâncias entre as curvas detectadas na segunda fase são testadas para verificar se observam um conjunto de condições impostas para o seu espaçamento. No caso de os testes efectuados demonstrarem que há condições não verificadas, poderá, mediante os casos, haver curvas apagadas, movidas ou, até mesmo, serem geradas novas curvas.

O trabalho de detecção do limite inferior das costelas foi todo desenvolvido com base no pulmão direito. Para segmentar o pulmão esquerdo, a respectiva ROI é reflectida sobre o eixo central da imagem. Desta forma, o pulmão esquerdo passa a estar nas mesmas condições que o direito, podendo então ser utilizado o mesmo par de filtros.

### 3.3 Filtragem das regiões de interesse

Genericamente, a filtragem é uma técnica de processamento de sinal que faz a convolução entre um *kernel*, *template* ou máscara, e um determinado sinal com uma ou mais dimensões.

No caso deste trabalho, a convolução é feita com imagens, ou seja, um sinal de duas dimensões (2D). Dado que o que se pretende é segmentar os li-

mites inferiores das costelas, os *kernels* dos filtros foram escolhidos de forma a maximizar a sua resposta na transição interior/externo no limite inferior destas estruturas. A figura 3.1 mostra os *kernels* escolhidos para tal tarefa, para os quais já foi efectuada a rotação de 180° inerente ao processo de convolução.

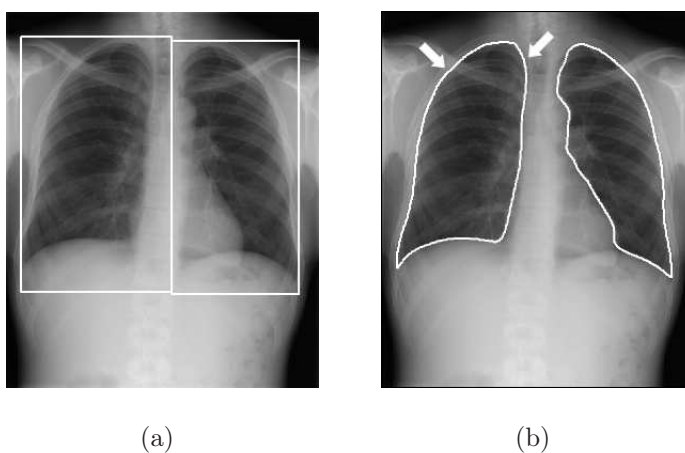
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0
0	0	0	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	-1	-1	-1	0	0	0	0	-1	-1	-1	0	0
0	-1	-1	-1	0	0	0	0	0	-1	-1	-1	-1	0
-1	-1	-1	0	0	0	0	0	0	-1	-1	-1	-1	-1

(a) *Kernel 1*

(b) *Kernel 2*

**Figura 3.1** — *Kernels* dos filtros usados na fase de filtragem.

Na figura 3.2 pode ver-se um exemplo de detecção de ROI's numa imagem de Raio-X, onde são assinaladas também as orientações segundo as quais os filtros obtêm as respostas mais elevadas. Estas orientações predominantes só são assinaladas no pulmão direito já que, como foi referido anteriormente, a segmentação do pulmão esquerdo é feita por reflexão da ROI. As orientações indicadas são complementares porque, desta forma, a informação obtida é mais completa pelo facto de as respostas dos filtros serem mais intensas para um leque de inclinações mais vasto.



(a)

(b)

**Figura 3.2** — Resultado da detecção das ROI's e da delineação dos bordos dos pulmões.



## 3.4 Processamento das imagens filtradas

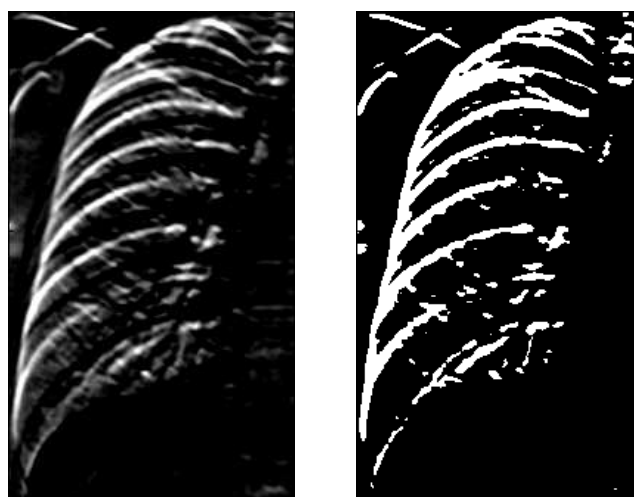
As imagens resultantes dos processos de filtragem permitem que visualmente se identifique, de forma individual, as costelas presentes. Computacionalmente este processo é mais complexo, pois a máquina não consegue integrar a totalidade da informação tal como o ser humano o faz. De modo a fazer uma identificação, total ou parcial, de cada costela, é necessário utilizar algumas técnicas de processamento de imagem que serão descritas nas secções a seguir. É utilizada uma técnica de binarização seguida de uma de adelgaçamento e, por fim, a remoção de segmentos com inclinações não previstas para as costelas de uma imagem de Raios-X normal.

### 3.4.1 Binarização

A binarização é uma técnica de processamento de imagem que permite a passagem de uma imagem em níveis de cinzento para uma imagem binária. Na imagem binarizada a intensidade de cada pixel é dependente da intensidade do pixel correspondente na imagem original, em função do valor de limiar escolhido. No caso da intensidade do pixel da imagem original ser inferior ao valor do limiar, o pixel correspondente, na imagem resultado, terá uma intensidade 0 (zero). Já no caso de o valor do pixel ser igual ou superior ao do limiar, o pixel correspondente tomará o valor 1 (um).

A escolha do valor de limiar é bastante importante pois pode influenciar muito a qualidade dos resultados. Neste trabalho, o valor de limiar é calculado através do Método de Otsu [14]. Este método é totalmente automático, determinando o valor de limiar que minimiza a variância intra-classes dos pixels pretos e dos pixels brancos na imagem binarizada. Este processo foi escolhido por ser totalmente automático e os resultados obtidos serem bastante satisfatórios.

Na figura 3.4 podemos ver um resultado do processo de binarização utilizando o Método de Otsu.



(a) ROI filtrada com o *kernel 2*      (b) Binarização da ROI filtrada com o *kernel 2*

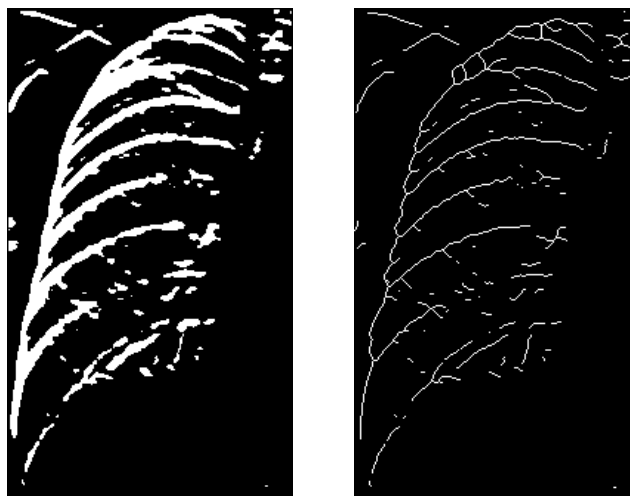
**Figura 3.4** — Resultados da binarização.

O resultado que se pretende obter com a detecção do limite inferior das costelas é uma curva, de espessura unitária, que se sobreponha à parte inferior destas estruturas ósseas. Como se pode observar na figura 3.4(b), o resultado da binarização é uma imagem onde os limites inferiores das costelas são definidos por segmentos com uma espessura significativa. De modo a ter uma imagem cujos limites sejam definidos por um segmento de espessura unitária, é necessário fazer um adelgaçamento dessa imagem.

### 3.4.2 Adelgaçamento

O adelgaçamento é uma técnica de processamento de imagem que permite, partindo de uma imagem binária, obter o seu esqueleto. A espessura dos segmentos presentes vai sendo sucessivamente diminuída até se obter uma espessura unitária, sem que isso implique destruir a conectividade entre os pontos. O algoritmo utilizado é o que está implementado no MatLab (este não especifica o algoritmo implementado). Este resultado é interessante para este trabalho pois permite aproximar o limite inferior das costelas por segmentos de espessura unitária, tal como pretendido.

Na figura 3.5 podemos ver um exemplo do processo de adelgaçamento.



(a) Binarização da ROI filtrada com o *kernel* 2      (b) Imagem de adelgaçamento

**Figura 3.5** — Resultado do adelgaçamento.

### 3.4.3 Remoção de segmentos

Nas imagens adelgadas pode-se verificar que, para além das costelas, também outras estruturas, tais como a clavícula, se encontram parcialmente segmentadas. Como a detecção da clavícula não faz parte dos objectivos deste trabalho, foi incluído um algoritmo que permite remover os segmentos que tenham inclinações que não estejam previstas para as costelas de uma imagem de Raios-X normal. Desta forma podem-se eliminar as contribuições da clavícula e das costelas posteriores. As costelas anteriores tomam, normalmente, inclinações no intervalo  $[0^\circ; 70^\circ] \cup [150^\circ; 180^\circ[$  pelo que os segmentos com as restantes inclinações deverão ser removidos.

Numa primeira abordagem, foram utilizadas operações morfológicas que permitem, ainda que de forma limitada, remover os segmentos com as inclinações indesejadas. O processo é iniciado pela convolução da imagem de adelgaçamento com cada uma das matrizes da figura 3.6. Tal como na fase de filtragem, as más-

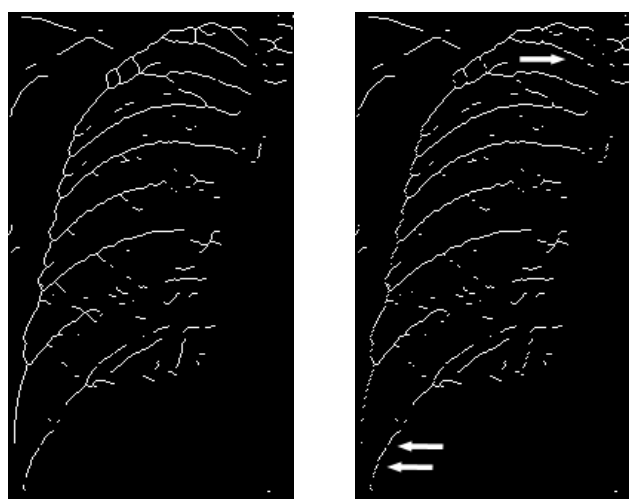


caras mostradas incluem já a rotação de  $180^\circ$  inerente ao processo de convolução.

$$\begin{array}{ccc} -1 & 1 & -1 \\ -1 & 1 & -1 \\ -1 & 1 & -1 \end{array} \quad \begin{array}{ccc} 1 & -1 & -1 \\ -1 & 1 & -1 \\ -1 & -1 & 1 \end{array}$$

**Figura 3.6** — Máscaras de convolução.

A convolução destes *kernels* com a imagem adelgada permite obter um resultado semelhante ao da operação morfológica de erosão mas onde mais pontos na vizinhança são tomados em consideração. No caso da erosão com um elemento estruturante em linha, uma inclinação de  $90^\circ$  e um comprimento 3, apenas 3 *pixels* são considerados para o resultado. No caso destas máscaras, são considerados 9 pontos o que permite que a continuidade dos segmentos não seja perdida tão facilmente. O resultado desta operação de convolução pode variar entre  $[-6; 3]$ . Quando este toma o valor 3, significa que o ponto em questão não quebra a ligação entre dois segmentos com inclinação diferente e que poderá então ser apagado; se o valor tomado for inferior a 3, o segmento é mantido. Na figura 3.7 é mostrado um exemplo desta operação.



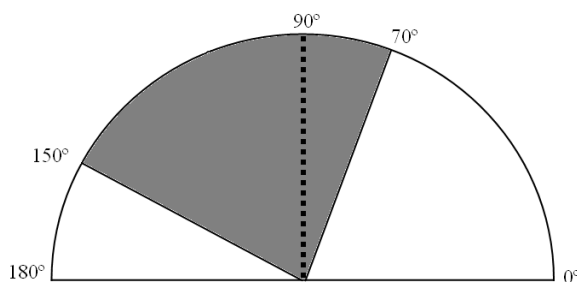
(a) Antes da remoção.

(b) Depois da remoção.

**Figura 3.7** — Resultado da remoção de segmentos usando convolução.

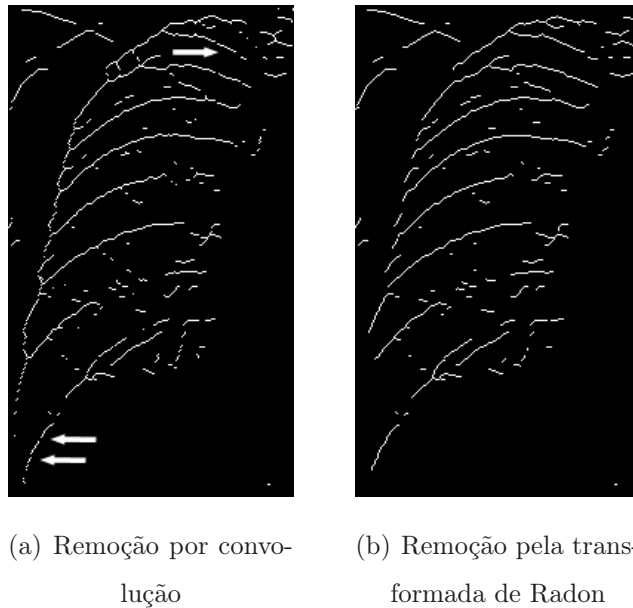
Este método é interessante pelo facto de conseguir eliminar os segmentos que apresentem inclinações indesejadas. No entanto, é bastante limitado pois apenas permite a eliminação de segmentos que tenham exactamente as direcções definidas isto é,  $90^\circ$  e  $135^\circ$ . Na figura 3.7 são indicados algumas regiões onde o algoritmo descrito apresenta resultados menos bons. Os segmentos apagados têm, localmente, uma inclinação que nas condições iniciais é descrita como sendo para apagar, mas que numa perspectiva mais global deveriam ser mantidos. A única maneira de reverter esta situação, seguindo esta abordagem, seria aumentar o número de pontos a entrar em consideração na matriz de convolução. Este aumento traria implicações negativas pois poderia ser mais permissivo na remoção de segmentos indesejados.

Perante este cenário, foi implementada uma solução diferente. A remoção de segmentos indesejados passou a ser feita por aplicação da transformada de Radon. A transformada de Radon é uma forma de representação de uma imagem por um conjunto de projecções ao longo de várias direcções. Cada projecção não é mais do que o integral ao longo de uma linha com uma dada inclinação [15]. Se a imagem for decomposta segundo os ângulos cujas inclinações se pretende manter no resultado, as restantes são ignoradas. Ora, ao fazer a transformada inversa de Radon, estes segmentos não poderão constar na imagem resultado. Na figura 3.8 estão representados os ângulos para os quais é possível a decomposição e a cinzento são indicadas as direcções que são ignoradas e que serão, portanto, eliminadas.



**Figura 3.8** — Ângulos das direcções a serem eliminadas.

Os resultados obtidos com a transformada de Radon para eliminação de segmentos com inclinações indesejadas são claramente melhores do que os obtidos com a abordagem da convolução com as matrizes da figura 3.7. A transformada de Radon é um algoritmo computacionalmente pesado, mas a sua utilização é compensada pela qualidade superior dos resultados obtidos. Nas figuras 3.9(a) e 3.9(b) podemos ver os resultados obtidos utilizando convolução e a transformada de Radon, respectivamente.



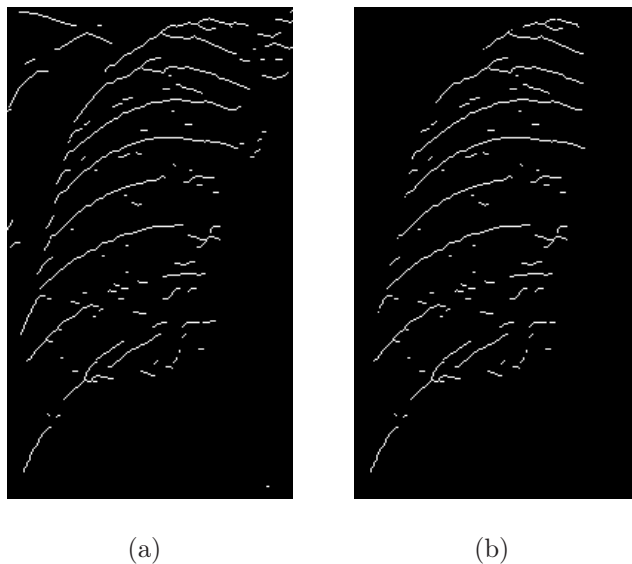
**Figura 3.9** — Comparação de resultados da remoção de segmentos.

Na figura 3.9(b) é também visível que a transformada de Radon permite a união de segmentos cuja proximidade seja elevada. Este facto é justificável pela transformada apresentar uma resolução finita o que faz com que alguns dos segmentos possam ser considerados um mesmo. Estes segmentos, depois de juntos, continuam a verificar as condições de inclinação definidas.

A remoção de segmentos com inclinações indesejadas utilizando a transformada de Radon é bastante mais eficiente do que o processo que usa a convolução, pois é possível cobrir um conjunto de direcções bastante mais abrangente do que os permitidos pela técnica de convolução.

O processo de limpeza é finalizado com a remoção de todos os pontos

externos ao pulmão. Isto é feito recorrendo às imagens de delineação dos pulmões (ver exemplo na figura 3.2(b)). Os pontos que estão fora dos limites definidos são considerados como exteriores ao pulmão. Este processo está exemplificado na 3.10.



**Figura 3.10** — Remoção de pontos exteriores ao pulmão.

De seguida, é efectuada a etiquetagem dos segmentos da imagem para identificar cada conjunto de pontos conexos com uma etiqueta única. Com este resultado é possível efectuar operações sobre conjuntos de pontos conexos pois eles encontram-se totalmente discriminados. A primeira operação efectuada é a aproximação polinomial de cada um dos segmentos etiquetados.

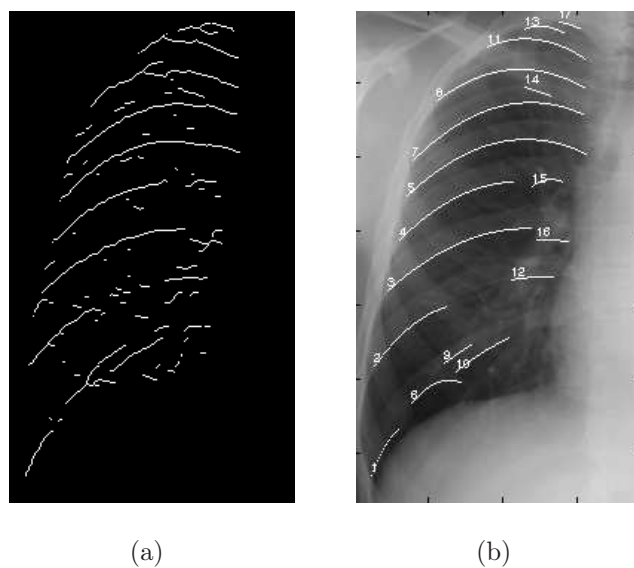
### 3.5 Aproximação de segmentos conexos por polinómios

Dado que os polinómios de segunda ordem constituem uma boa aproximação aos limites das costelas, é necessário, para cada segmento, determinar quais os pontos que podem ser utilizados para o seu cálculo. Esta questão tem de ser colocada, dado que os polinómios são funções matemáticas e por isso só podem

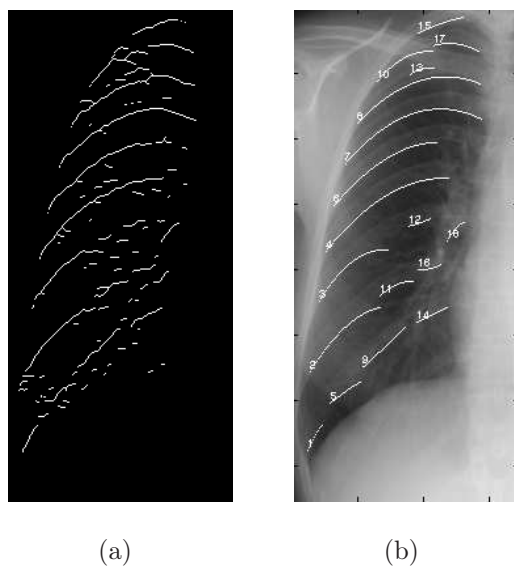
ter uma ordenada para cada abcissa. Um olhar mais atento à figura 3.10(b) permite verificar que há abcissas para as quais existe mais do que uma ordenada. Assim sendo, é necessário garantir a unicidade das ordenadas e para isso há que tomar uma de duas decisões. A primeira seria determinar qual dos pontos em questão contribuiria para um melhor resultado de segmentação. Esta solução implica estabelecer um conjunto de parâmetros que permitam avaliar a qualidade de cada um dos pontos. A criação de regras deste tipo é bastante complicada dada a diversidade de situações que podem ocorrer. A segunda solução para este problema é bastante mais simples, e consiste na eliminação de todos os pontos que tenham uma ordenada repetida. Esta solução é viável pelo facto de cada segmento ter um número bastante elevado de pontos, garantindo, na esmagadora maioria dos casos, um número suficiente de pontos para que continue a ser feita uma boa aproximação.

Depois de imposta a condição de unicidade das ordenadas, é ainda definida uma outra restrição que impede que segmentos com um número reduzido de pontos sejam sujeitos à aproximação polinomial. Esta condição tem de ser imposta pois estas aproximações são feitas, normalmente, por polinómios com um termo em  $x^2$  elevado que traduzem parábolas bastante côncavas. Na figura 3.11(a) podemos ver os segmentos que dão origem às aproximações polinomiais apostas à figura 3.11(b). Nesta última imagem pode observar-se o resultado da aproximação por polinómios de segunda ordem utilizando o método dos mínimos quadrados.

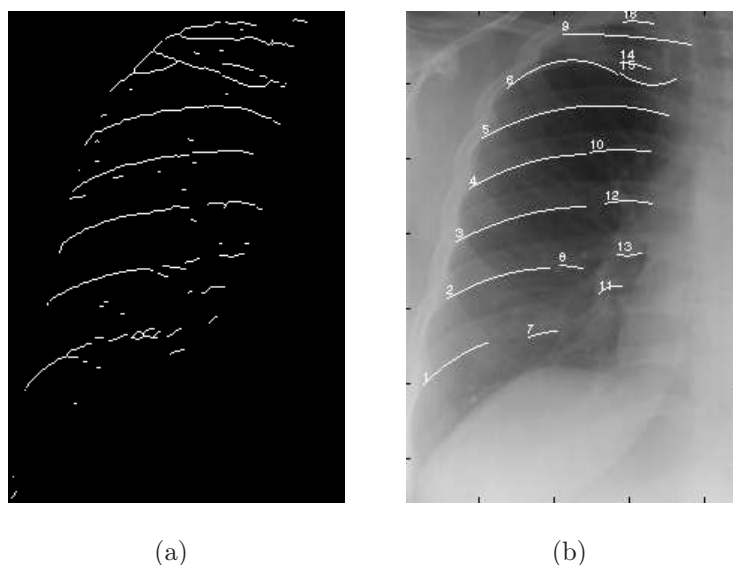
As figuras 3.12 e 3.13 mostram mais dois exemplos onde os segmentos são aproximados por polinómios de segunda ordem. Como se pode verificar, é característica comum a identificação de uma determinada costela por múltiplas curvas. Assim sendo, e de forma a ter uma única curva a identificar cada costela, é necessário proceder à sua união. O solução implementada para este problema é descrita na secção 3.6.



**Figura 3.11** — Aproximação dos segmentos por polinómios de segunda ordem.



**Figura 3.12** — Exemplo de aproximação dos segmentos por polinómios de segunda ordem.



**Figura 3.13** — Exemplo de aproximação dos segmentos por polinômios de segunda ordem.

### 3.6 União de curvas correspondentes à mesma costela

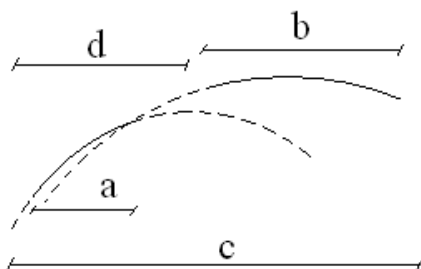
Nesta secção são descritos os procedimentos utilizados para unir todas as curvas que segmentam a mesma costela. Estes procedimentos são aplicados às funções polinomiais que aproximam os segmentos conexos que resultaram de cada um dos processos de filtragem.

Como se ilustra nas figuras 3.11, 3.12 e 3.13, cada limite inferior da costela as costelas não está segmentada numa única curva. A união tem de ser feita de forma ponderada, avaliando alguns parâmetros e verificando algumas condições específicas que serão indicadas seguidamente.

Numa fase inicial foi criada uma medida de avaliação de pertença a um dado limite de costela ao qual se chamou "número de pontos coincidentes". Esta medida consiste no cálculo do número máximo de pontos consecutivos para os quais as duas curvas que estão a ser comparadas se encontram a uma distância

inferior a um determinado valor.

A figura 3.14 mostra um exemplo típico de cálculo do número de pontos coincidentes e nela são indicadas quatro zonas distintas, marcadas de *a* a *d*.



**Figura 3.14** — Método de cálculo do número de pontos coincidentes.

As zonas *a* e *b* identificam a zona de definição de cada uma das curvas a comparar; fora da zona de definição, as curvas estão desenhadas a tracejado apenas para que seja possível uma melhor visualização dos valores por elas tomados. Neste contexto, é chamada zona de definição ao conjunto de pontos para os quais existe informação nos segmentos conexos que resultaram do processo de filtragem. Para determinar o número de pontos coincidentes é necessário identificar o intervalo dentro do qual vai ser comparada a distância entre as curvas. Neste intervalo estão contidos todos os pontos de definição das curvas, todos os pontos que, embora não pertençam a nenhuma das curvas, se encontrem entre as duas zonas de definição e, por fim, um pequeno número de pontos em cada um dos extremos das curvas. Na figura, o intervalo para o qual se determina o número de coincidências está identificado pela zona *c*. A zona *d* identifica os pontos que são contabilizados como pontos coincidentes.

A cada um dos pontos extremos de uma curva é dado o nome de ponto inicial e de ponto final. O ponto inicial de uma curva é o ponto mais à esquerda na sua zona de definição; ao ponto mais à direita é dado o nome de ponto final.

Para que duas curvas possam ser unidas, estas têm de verificar cada uma das cinco seguintes condições:



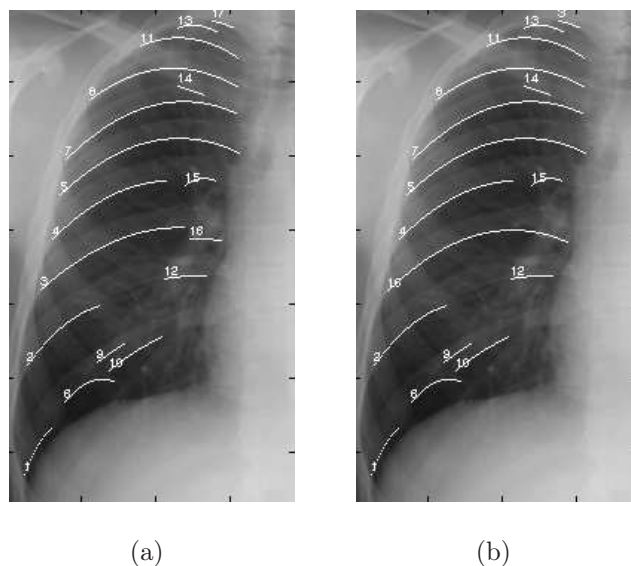
- Ter um número de pontos coincidentes acima de um limiar  $N_{pc}$ ;
- A distância euclidiana entre o ponto final (da curva mais à esquerda) e o ponto inicial (da curva mais à direita) ser inferior a  $D_{fi}$ ;
- O termo em  $x^2$  do polinómio aproximador ser positivo ou, no caso de ser negativo, ter um valor absoluto inferior a  $p$ ;
- As curvas cuja totalidade dos pontos de definição está contida na parte mais próxima do esterno não são unidas;
- As curvas não podem ter, nas suas zonas de definição, um número de pontos com a mesma abcissa superior a  $n$ .

Dado que um polinómio de segundo grau define uma parábola, a restrição imposta ao termo em  $x^2$  do polinómio aproximador é justificada pelo facto de, desta forma, não se permitir que esta tenha a concavidade voltada para cima. A restrição imposta ao nível da posição da curva relativamente ao pulmão deve-se ao facto de a zona em questão ser frequentemente povoada por vasos sanguíneos e estes influenciarem fortemente a resposta dos filtros podendo mesmo ocultar os contornos reais das costelas. A restrição do número de pontos com a mesma abcissa surge para impedir que curvas que tenham sobreposição para um número significativo de pontos possam ser unidas.

Para que todo este processo possa ser automático, são criadas tabelas que contêm todos os parâmetros que devem ser comparados. São verificadas quais as uniões possíveis e, no caso de haver múltiplas possibilidades para uma mesma curva, são usados critérios de desempate. O primeiro critério de desempate é o número de pontos coincidentes, resultando na união das curvas que tiverem um maior número de pontos coincidentes. Caso este critério de desempate não seja suficiente, são unidas as curvas cuja distância entre os seus pontos final e inicial seja menor.

O processo de união das curvas é totalmente automático e iterativo. No

fim de cada união, o resultado é novamente sujeito à apreciação para verificar se é possível fazer mais alguma união. Caso tal não seja possível, o algoritmo passa à fase seguinte. Na figura 3.15 pode-se ver um exemplo dos resultados obtidos depois de efectuadas todas as iterações.

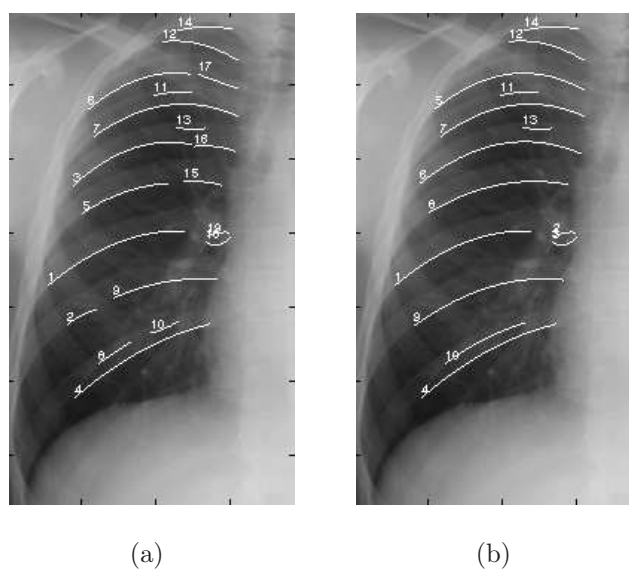


**Figura 3.15** — União das curvas que segmentam a mesma costela utilizando o número de pontos coincidentes.

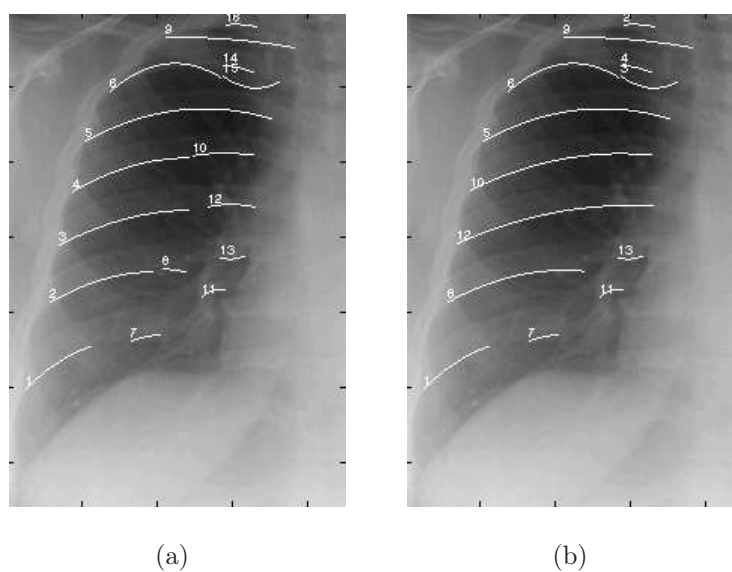
As figuras 3.16 e 3.17 mostram mais dois exemplos dos resultados obtidos. No primeiro caso, a imagem que está a ser segmentada é a mesma da figura 3.15 mas o filtro utilizado é o *kernel* 1.

Embora estes resultados possam ser considerados interessantes, é possível verificar que ainda ficam por fazer muitas uniões. Numa tentativa de colmatar este problema, é feita uma nova tentativa de união das curvas mas, desta vez, aproximando os pontos por polinómios de primeira ordem. Apesar desta aproximação não segmentar correctamente as costelas, permite a obtenção de uma linha que indica a orientação predominante dos pontos. A figura 3.18(a) mostra um exemplo de aproximação por polinómios de segunda ordem; a correspondente aproximação linear está representada na figura 3.18(b).

Após a análise de diversas imagens verificou-se que algumas das curvas que



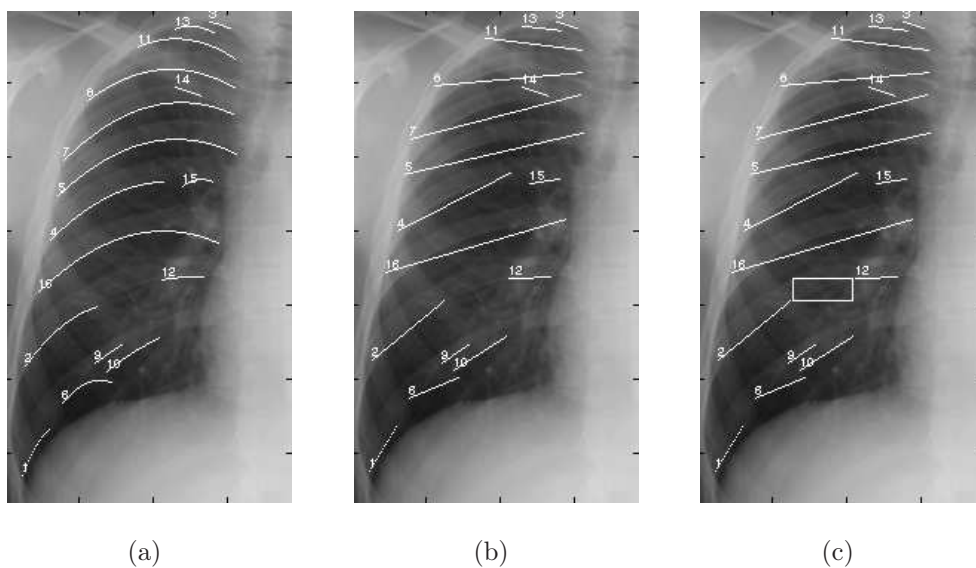
**Figura 3.16** — União das curvas que segmentam a mesma costela utilizando o número de pontos coincidentes.



**Figura 3.17** — União das curvas que segmentam a mesma costela utilizando o número de pontos coincidentes.

deveriam ser unidas verificam a condição de o ponto de intersecção das curvas estar contido no rectângulo formado pelos pontos final e inicial dessas mesmas curvas. Esta situação também é ilustrada nas figuras 3.18(a) e 3.18(b) mostrando-se o rectângulo na figura 3.18(c).

Neste processo de união é permitido que as distâncias entre os pontos final



**Figura 3.18** — Aproximação linear dos pontos e o rectângulo onde é obrigatória a intersecção.

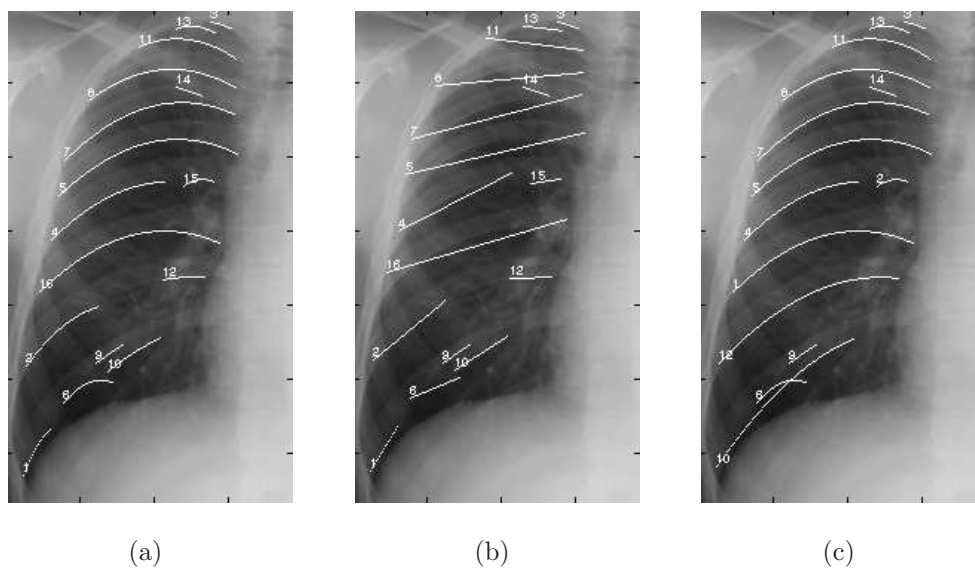
e inicial das curvas seja superior ao que é permitido na união por comparação do número de pontos coincidentes calculado com base nas aproximações de segunda ordem. Perante a possibilidade de múltiplas uniões, são unidas as curvas que tenham um maior número de pontos coincidentes (este número é contado na aproximação de segunda ordem).

Nas figuras 3.19 e 3.20 é possível ver dois exemplos de uniões que foram realizadas recorrendo às aproximações lineares.

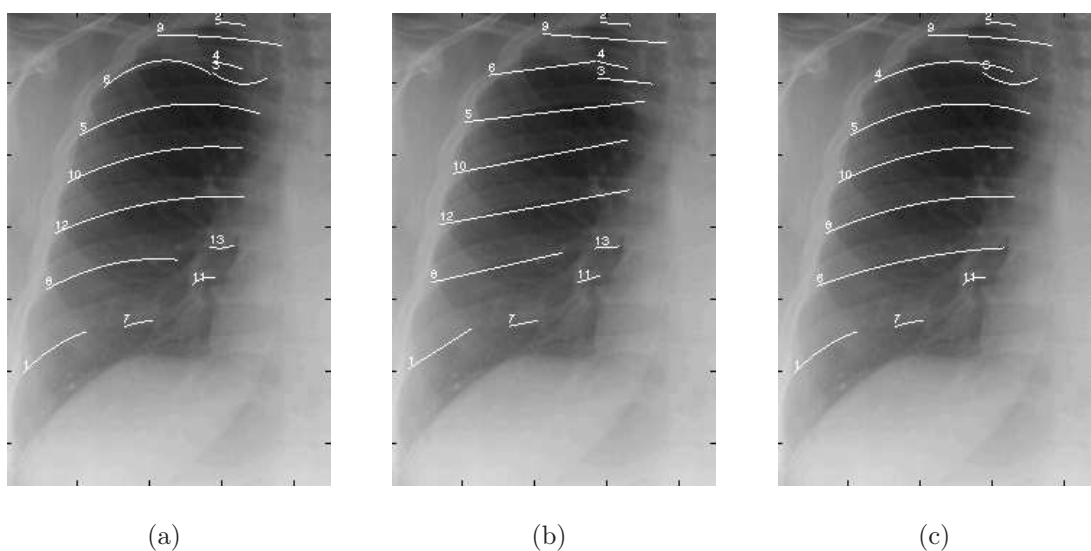
Depois desta fase de união recorrendo às aproximações lineares, é feita uma nova tentativa utilizando o critério do número de pontos coincidentes; todas as condições impostas na primeira união são mantidas com excepção da quarta que, nesta fase, é removida, permitindo a união de curvas que se encontram junto do esterno.

A figura 3.21 mostra um exemplo onde uma curva que não pode ser unida em nenhuma das fases anteriores passou a verificar as condições de união pelo número de pontos coincidentes.

A remoção da restrição à união de curvas situadas perto do esterno deve-se



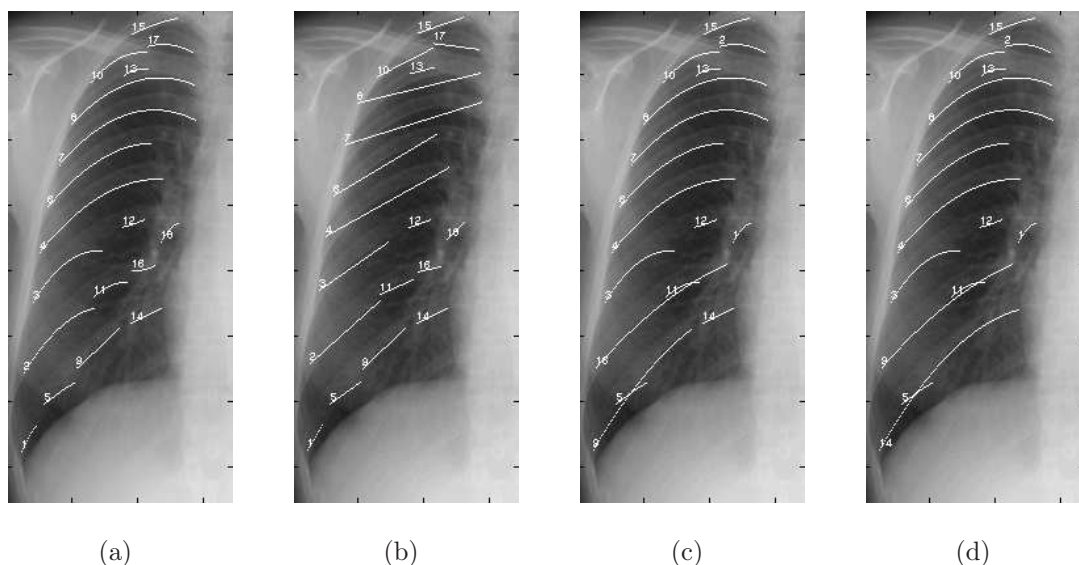
**Figura 3.19** — União das curvas utilizando aproximações lineares.



**Figura 3.20** — União das curvas utilizando aproximações lineares.

ao facto de uma parte significativa das uniões já terem sido feitas anteriormente e a possibilidade de uniões erradas ser mais reduzida.

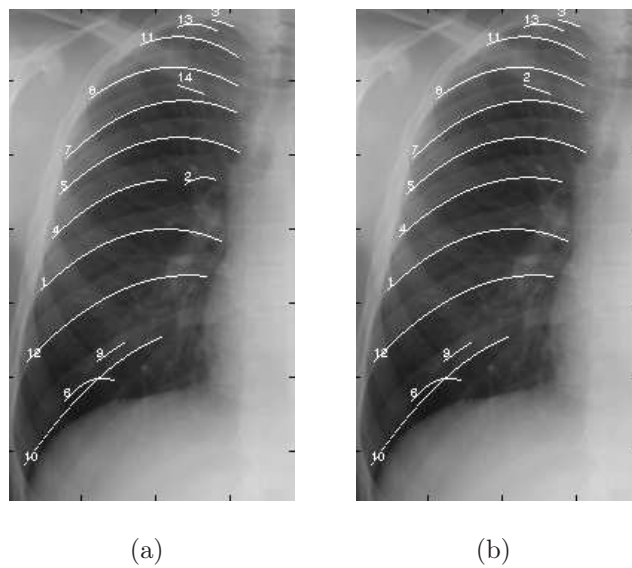
Na fase final é usado um procedimento que permite a união das curvas que tenham um número de pontos coincidentes reduzido desde que os pontos final e inicial estejam a uma distância pequena. Novamente, este abrandamento das restrições justifica-se pelo facto de, nesta fase, as principais uniões já terem sido feitas. Desta maneira, é permitido que curvas com um número reduzido de



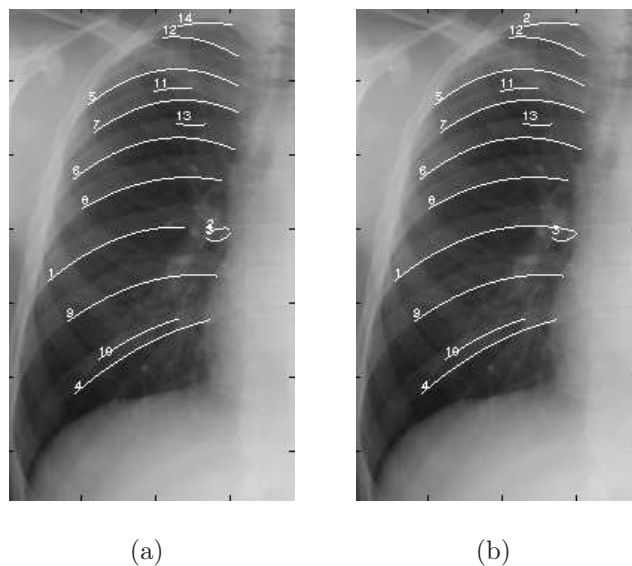
**Figura 3.21** — Repetição da união das curvas que segmentam a mesma costela utilizando o número de pontos coincidentes.

pontos possam ser utilizadas. Normalmente, os conjuntos com número de pontos reduzido são aproximados por polinómios com um termo em  $x^2$  com elevado valor absoluto o que se traduz em parábolas bastante côncavas. Na zona de definição das curvas estas segmentam correctamente a costela, mas a análise do número de pontos coincidentes revela uma reduzida relação com qualquer outra curva. As figuras 3.22 e 3.23 mostram dois exemplos de uniões de curvas com um reduzido número de pontos coincidentes.

Os processos descritos até este momento são aplicados a cada uma das imagens de filtragem. Assim sendo, são obtidos dois resultados distintos que, como foi explicado anteriormente, contêm informação complementar e poderão agora ser conjugadas de forma a produzir uma única imagem de segmentação das costelas. O algoritmo que permite a conjugação dos resultados é descrito na secção a seguir.



**Figura 3.22** — União das curvas com um número de pontos coincidentes reduzido.



**Figura 3.23** — União das curvas com um número de pontos coincidentes reduzido.

### 3.7 Junção das curvas resultantes de cada um dos filtros

O processo de conjugação dos resultados dos dois processos de filtragem é doravante denominado de junção de curvas. As curvas associadas às duas imagens são comparadas de modo a que toda a informação relevante seja condensada numa

única imagem, eliminando de forma definitiva todos os segmentos considerados irrelevantes.

Para que a junção de duas curvas seja possível, é necessário que estas tenham um número de pontos coincidentes bastante elevado ou uma distância pequena entre os respectivos vértices. Esta distância refere-se à diferença, medida na vertical, entre estes dois vértices. Este critério apenas é introduzido nesta fase porque as curvas já têm um número de pontos de definição elevado, permitindo que esta informação seja fiável. No caso de ser possível múltiplas junções, são escolhidas aquelas que têm um número de pontos coincidentes superior ou, no caso de este critério não desempatar, são combinadas as curvas cujas distâncias entre vértices seja menor.

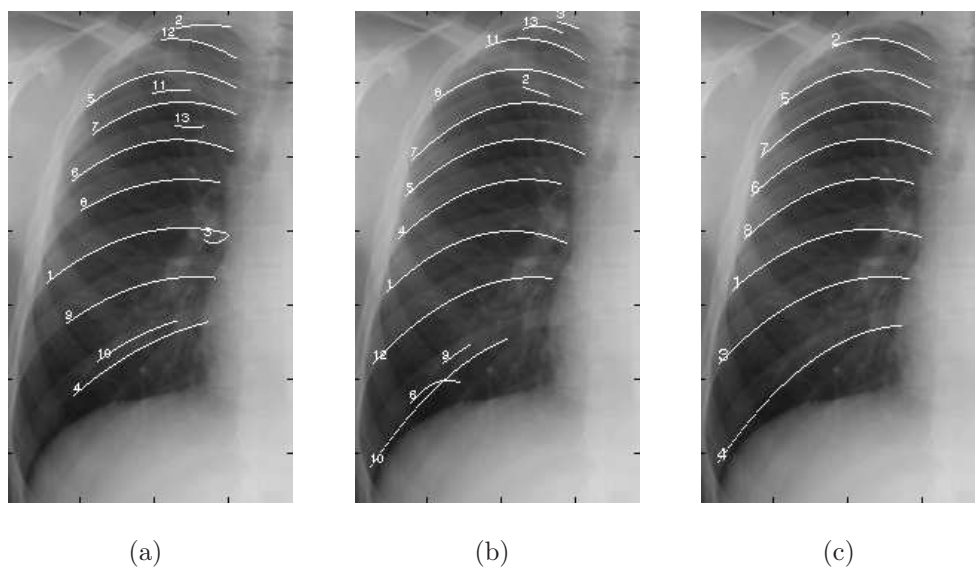
Nesta fase são também usados critérios que eliminam curvas cujas características não se enquadrem nos seguintes critérios:

- As curvas devem estar suficientemente afastadas do topo do campo pulmonar;
- O número de pontos de definição deve ser superior a  $N_{pd}$ ;
- O termo em  $x^2$  do polinómio aproximador ser positivo ou, no caso de ser negativo, ter um valor absoluto inferior a  $p$ ;
- As curvas devem ter um número pequeno de pontos coincidentes com qualquer uma das restantes curvas presentes na imagem.

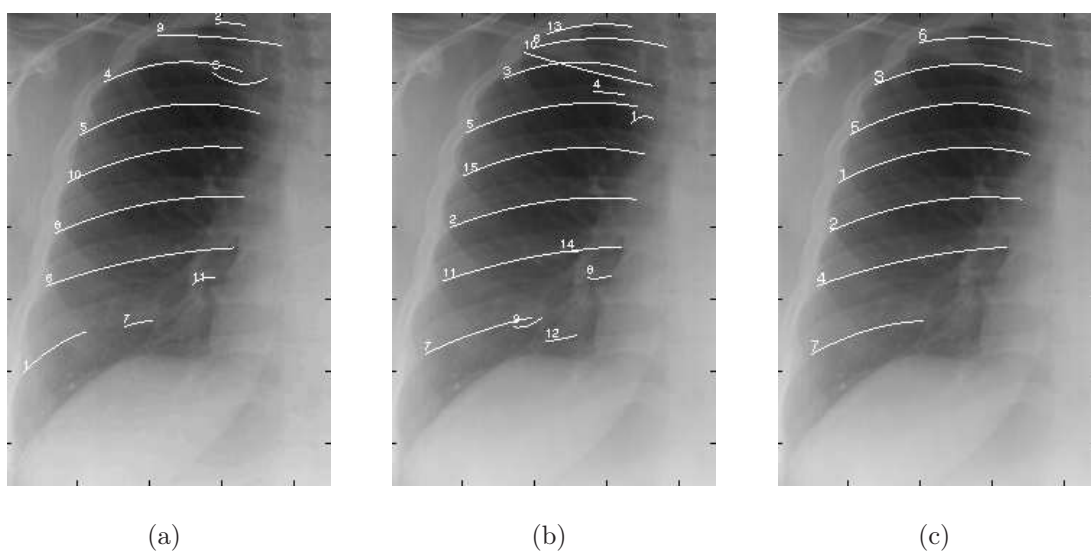
A última restrição é imposta pois, no caso de uma segmentação bem sucedida, as curvas que definem o limite inferior das costelas deverão ter um número de pontos coincidentes baixo entre elas. Caso existam curvas que não verifiquem este critério, é apagada a curva que tiver menos pontos de definição.

Nas figuras 3.24 e 3.25 podem-se ver os resultados da junção das curvas resultantes das respectivas imagens de filtragem.





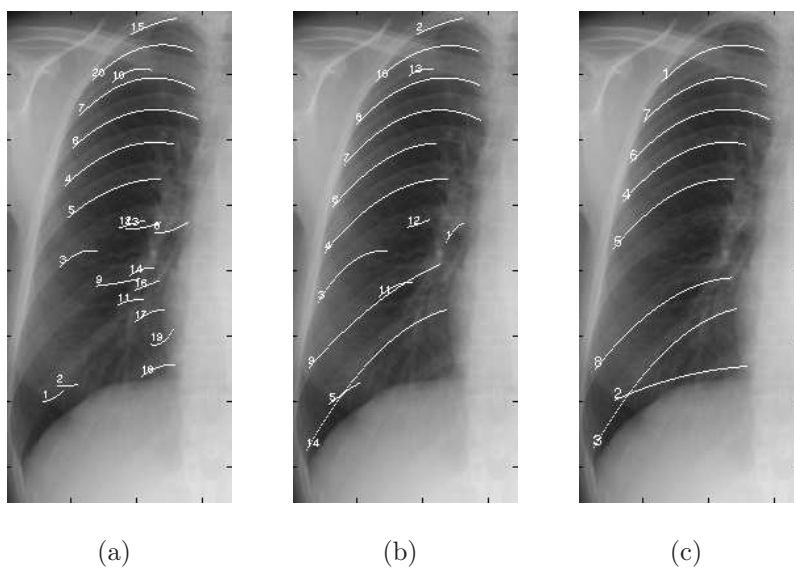
**Figura 3.24** — Junção das curvas das imagens de filtragem.



**Figura 3.25** — Junção das curvas das imagens de filtragem.

A figura 3.26 mostra um de vários exemplos onde esta abordagem não é suficiente para que todas as costelas sejam correctamente segmentadas, embora exista informação que pode ser utilizada para colmatar estas falhas.

Da mesma forma como foi feito quando da união de curvas para cada um dos filtros, são utilizadas as aproximações lineares para permitir a junção de curvas que possam segmentar a mesma costela, mas que não verifiquem os critérios impostos pelo número de pontos coincidentes ou pela distância entre

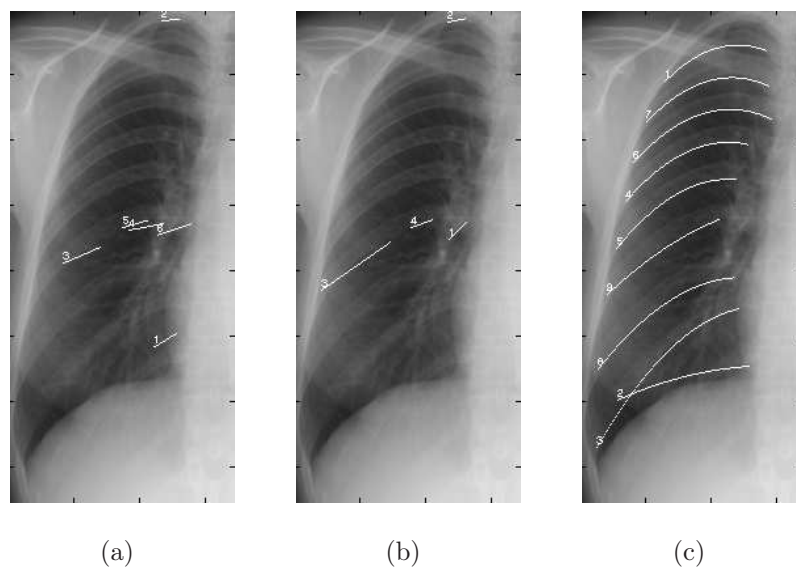


**Figura 3.26** — Junção das curvas das imagens de filtragem.

vértices. As condições de junção entre duas curvas, utilizando as aproximações lineares, são as mesmas que se impõem quando da união para cada filtro, embora só se permita a junção de curvas que não tenham sido utilizadas na primeira fase da junção.

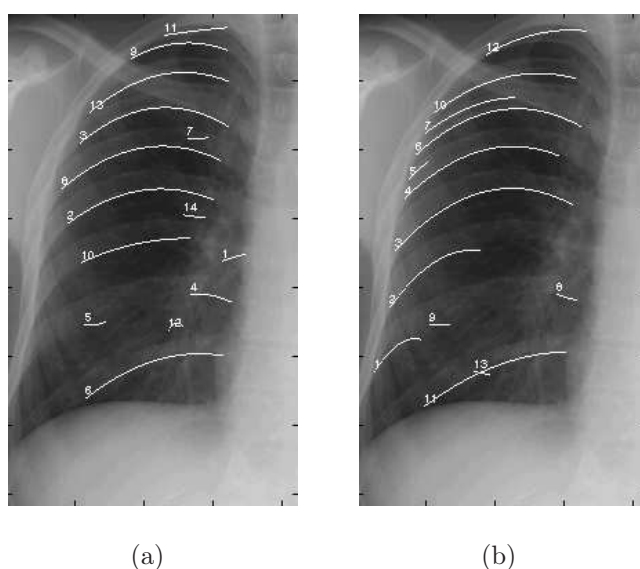
Nas figuras 3.27(a) e 3.27(b) podem ver-se as curvas que não foram utilizadas na junção ilustrada na figura 3.26. Estas foram aproximadas por polinómios de primeira ordem e as rectas que verificam as condições impostas para o seu ponto de intersecção são juntas. O resultado desta junção é mostrado na figura 3.27(c).

Depois de concluído este passo verifica-se se ainda existem curvas que não foram utilizadas em nenhum dos passos anteriores. Em caso afirmativo, é testado se o número de pontos de definição que essa curva tem é significativo e se, caso seja incluída no resultado, tem um número baixo de pontos coincidentes com alguma das curvas já incluídas. A fase de recuperação de curvas sem correspondência é incluída no processamento porque há, frequentemente, curvas de um filtro que não têm correspondência com nenhuma do outro filtro, pelo que não são consideradas em nenhum dos passos anteriores.

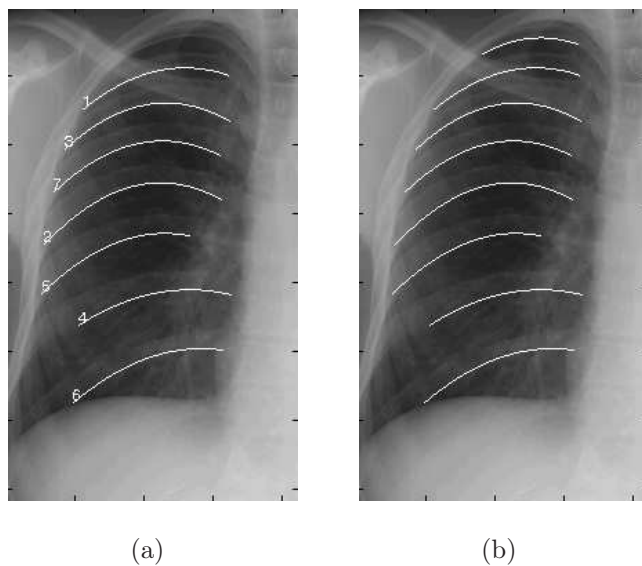


**Figura 3.27** — Junção das curvas das imagens de filtragem utilizando aproximações lineares.

Esta situação é ilustrada nas figuras 3.28 e 3.29 onde a curva 9 da figura 3.28(a) não tem correspondência na imagem do outro filtro mas que, por ter um número de pontos significativo e não ter pontos coincidentes com nenhuma das curvas que já incluídas, foi aproveitada para o resultado final, visível na figura 3.29(b). A figura 3.29(a) mostra o resultado antes da recuperação da curva 9.



**Figura 3.28** — Curvas resultantes de cada um dos filtros.

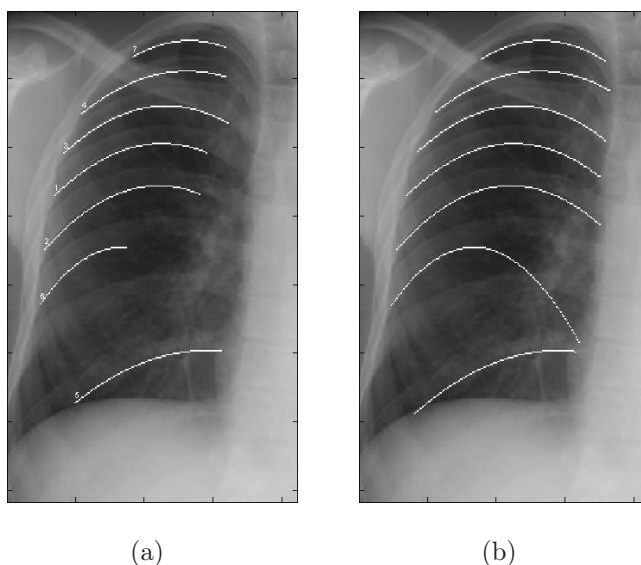


**Figura 3.29** — Recuperação das curvas sem correspondência e com um número de pontos de definição significativo.

### 3.8 Prolongamento e ajuste de curvas

Os processos descritos até este momento poderão não permitir uma completa segmentação das costelas, pelo que é necessário prolongar as curvas até aos extremos dos pulmões. Foi verificado que o prolongamento simples da aproximação polinomial determinada nos passos anteriores não é uma boa solução. A figura 3.30 mostra uma imagem na qual as curvas foram prolongadas até ao extremo dos pulmões e onde se pode ver que nem todas as curvas são correctamente segmentadas. Ao extrapolar os polinómios obtidos, os resultados são bastante fracos pois as curvas podem tender a afastar-se bastante do limite inferior das costelas que pretendem representar.

A solução encontrada para resolver este problema passa por utilizar a informação que é dada pelas imagens de filtragem. Como através das filtragens se obtêm duas imagens, é necessário obter uma nova imagem que seja fruto da informação contida em cada uma delas. A abordagem seguida foi fazer com que cada pixel da nova imagem tome o valor máximo dos pixels correspondentes em cada uma das imagens de filtragem.



**Figura 3.30** — Prolongamento simples dos polinómios calculados.

O objectivo desta fase de processamento é prolongar a curva que segmenta o limite inferior da costela, sem que esta se afaste do real limite. Para tal, a extrapolação do polinómio é feita iterativamente até que a costela esteja totalmente segmentada. Em cada passo da iteração, o polinómio é extrapolado para um pequeno número de pontos, sendo depois a totalidade da curva sujeita a um ajuste ao valor dado pela imagem de máximos. Isto significa que cada ponto da curva que segmenta a costela vai ser movido para o ponto adjacente de maior intensidade na imagem de máximos. A pesquisa da posição do valor máximo é feita na coluna do ponto que está a ser movido, tanto para cima como para baixo, num intervalo previamente definido. Depois de todos os pontos estarem recolocados, é calculado o polinómio de segunda ordem que melhor os aproxima; caso a costela ainda não esteja totalmente segmentada é iniciada mais uma iteração. Na última iteração são removidos os pontos cuja distância ao polinómio aproximador seja significativa, de tal modo que estes não possam contribuir para o cálculo do polinómio que delimita a costela, pois poderão estar errados.

A procura das posições correspondentes aos pontos de intensidade máxima na vizinhança da posição actual é feita para toda a curva; isto significa que qualquer ponto é passível ser movido, ainda que, com uma liberdade limitada.

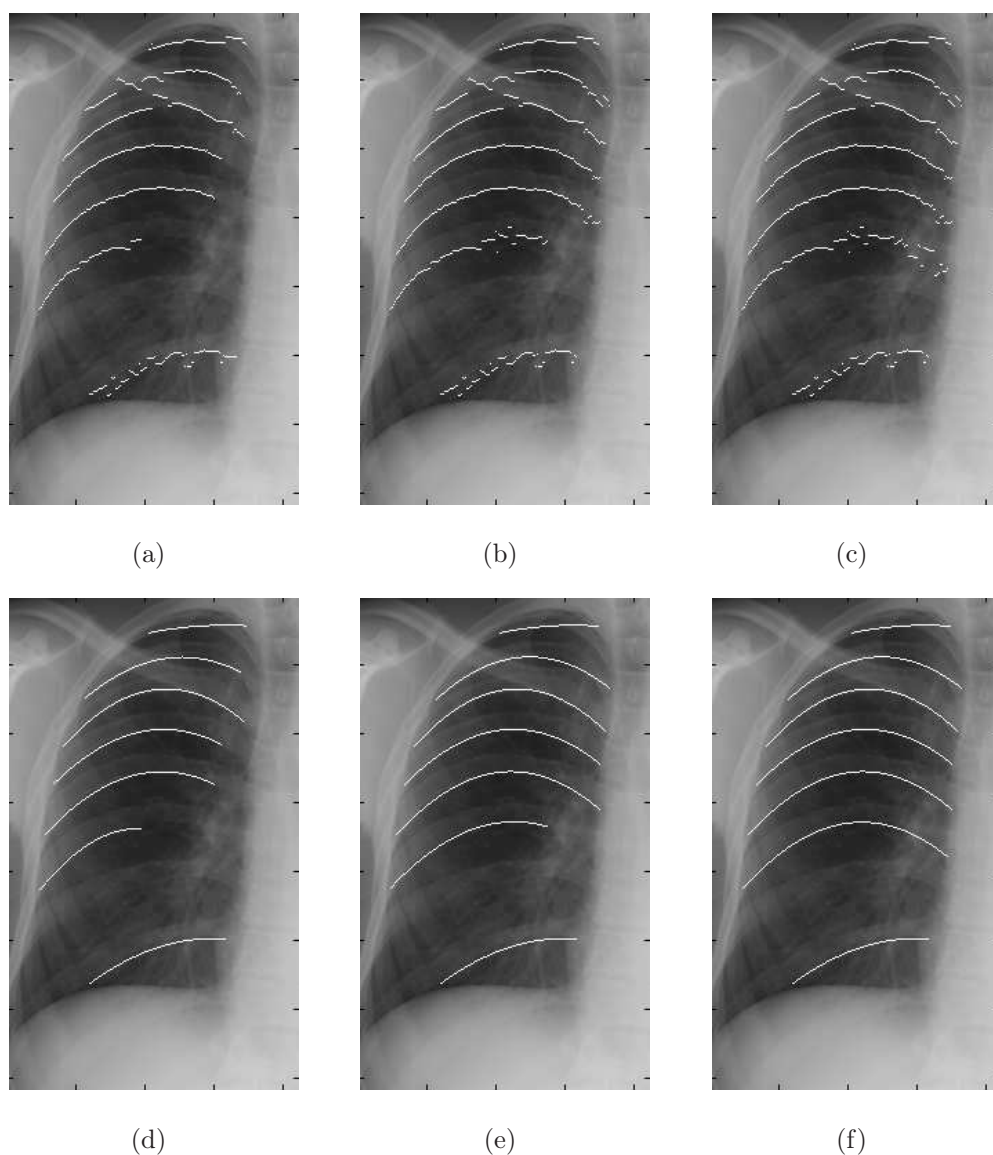
Esta técnica permite um ajuste mais fino das curvas ao limite das costelas.

A não utilização desta imagem de máximos, na fase inicial, é explicada pelo facto de essa abordagem não permitir a conjugação de resultados complementares que se traduzem numa redução do erro na detecção.

A figura 3.30 mostra alguns dos resultados intermédios obtidos utilizando este método de extrapolação. As figuras 3.31(a) e 3.31(b) e 3.31(c) são o resultado do ajuste dos pontos ao valor máximo, enquanto que as figuras 3.31(d), 3.31(e) e 3.31(f) são as respectivas aproximações por polinómios de segunda ordem.

Este método, para além de extrapolar os polinómios utilizando informação das imagens de filtragem, permite também que haja um ajuste mais fino ao limite inferior da costela que se pretende segmentar.

Depois das curvas terem sido extrapoladas, importa analisar o resultado e verificar se, pelas suas características, as curvas poderão, ou não, segmentar correctamente alguma das costelas presentes na imagem.



**Figura 3.31** — Ajuste e prolongamento das curvas utilizando a informação dada pelas imagens de filtragem.

### 3.9 Verificação das distâncias intercostais

Nesta fase da segmentação das costelas pretende-se verificar se as distâncias entre as curvas que segmentam o limite inferior das costelas têm valores que se enquadrem nos valores esperados para a sua correcta segmentação. No caso de se verificar que as distâncias não se enquadram nestes valores, as curvas podem ser movidas, apagadas ou podem mesmo ser acrescentadas novas curvas

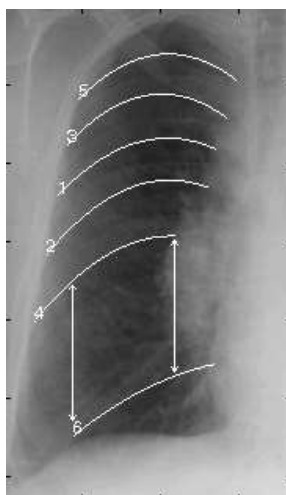
para representar costelas que não tenham sido detectadas em nenhuma das fases anteriores.

Dado que a estatura dos indivíduos é variável, os intervalos entre as costelas também não o são. Para que se possa estimar o valor da distância entre costelas consecutivas recorre-se às curvas já detectadas, para as quais é calculada a média das distâncias intercostais. No âmbito deste trabalho, é chamada distância intercostal à distância que medeia entre dois limites inferiores consecutivos. Naturalmente, são impostos limites inferiores e superiores para os valores de distância que vão ser usados no cálculo da média. Este valor médio pretende determinar o espaçamento esperado entre duas costelas consecutivas. Estas restrições têm de ser impostas dado que pode haver costelas não detectadas, o que implica um espaço entre os limites inferiores cerca de duas vezes superior ao esperado, ou então valores muito baixos devido a curvas que estejam demasiado próximas; estes valores não poderão ser incluídos, porque alterariam significativamente o valor da média.

Para cada uma das curvas é determinada a linha cuja ordenada é igual à média das ordenadas dos pontos da curva. Esta linha dá uma indicação aproximada da posição da curva correspondente no campo pulmonar; é com estes valores que é determinada a distância média entre as curvas, que se espera que seja aproximadamente igual às distâncias intercostais. Esta medição é feita conforme se mostra na figura 3.32, onde a distância entre duas curvas sucessivas é medida para os pontos extremos da zona comum de definição das curvas. Para cada um dos extremos é determinado um valor máximo e um valor mínimo de distância que deverá ser observado para que a curva seja considerada bem segmentada; estes valores são dependentes da distância média entre as curvas e da posição da curva no espaço pulmonar.

A rotina de verificação inicia-se nas costelas superiores pois é onde, normalmente, as costelas estão mais contrastadas; esta característica é comum à quase totalidade dos resultados obtidos até esta fase. Este facto é justificado pela





**Figura 3.32** — Cálculo das distâncias entre curvas sucessivas.

não existência de vasos sanguíneos, ou outras estruturas, que dificultem a correcta segmentação do limite inferior das costelas, ocorrendo uma resposta mais fiável dos filtros. A análise é feita intervalo a intervalo, e só depois de um intervalo estar totalmente analisado e corrigido, se for esse o caso, é que se passa ao intervalo seguinte.

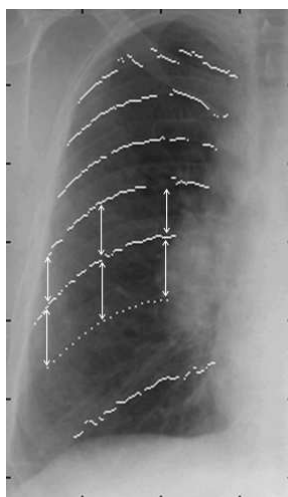
A rotina de verificação das distâncias entre as curvas que segmentam o limite inferior das costelas está dividida em três partes que correspondem a cada uma das situações possíveis:

- Ambas as distâncias são superiores às respectivas distâncias máximas;
- Apenas uma das distâncias é superior à respectiva distância máxima;
- Ambas as distâncias são inferiores às respectivas distâncias máximas.

As distâncias máximas são os valores de distância entre curvas consecutivas, e que não podem ser excedidos para que as curvas sejam, nesta fase, consideradas bem segmentadas. Pelo contrário, a distância mínima é o valor mínimo de distância entre curvas consecutivas para que as curvas sejam consideradas bem segmentadas. Estes valores de distância são dependentes do valor médio das distâncias, calculado anteriormente.

As duas primeiras situações acima previstas testam a possibilidade de uma ou ambas as distâncias entre os extremos das curvas ser maior do que as respectivas distâncias máximas. Se nenhuma das condições anteriores for verificada, a última situação testa a possibilidade de ambos os pontos extremos estarem a uma distância inferior à distância esperada.

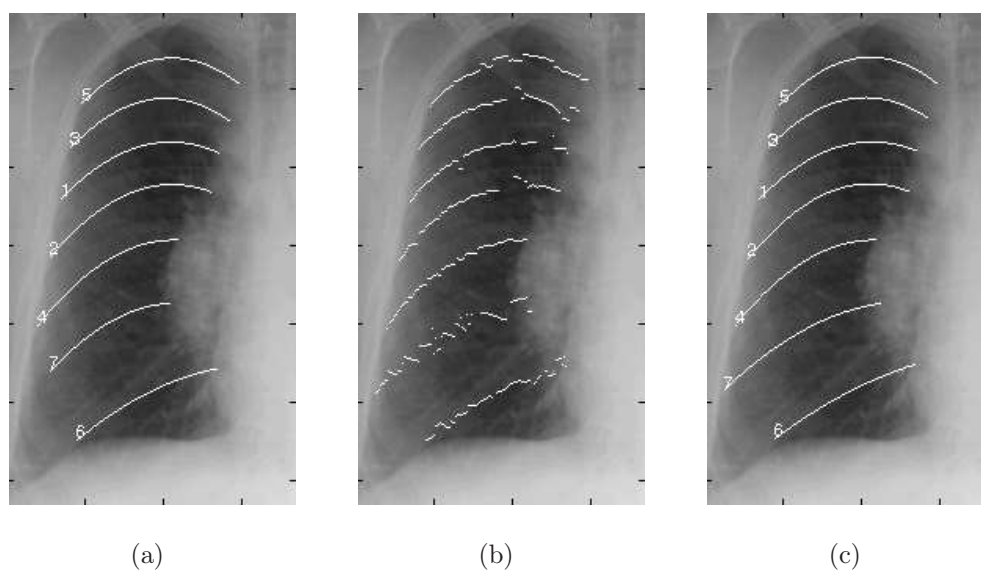
Assim sendo, o primeiro passo é verificar se o espaço existente entre as curvas pode indiciar a não segmentação de uma dada costela – este passo é contemplado pela primeira situação. Neste caso, são introduzidos alguns pontos que irão ser usados para aproximar a costela em falta. A posição destes novos pontos é determinada recorrendo à informação dada pelo par de curvas que segmentam as costelas imediatamente acima, conforme é mostrado na figura 3.33. A distância entre a nova curva e a que lhe está imediatamente acima é igual à distância que medeia entre as curvas já segmentadas, à qual é somado de um pequeno valor de ajuste para compensar o aumento da distância intercostal que se verifica à medida que se desce no campo pulmonar [6], [8], [10].



**Figura 3.33** — Estimação da posição dos pontos da nova curva.

Depois dos pontos serem inseridos é feita a respectiva aproximação, e o polinómio resultante é prolongado e ajustado seguindo os processos descritos na secção 3.8. Os resultados obtidos para estas operações são mostrados na

figura 3.34.

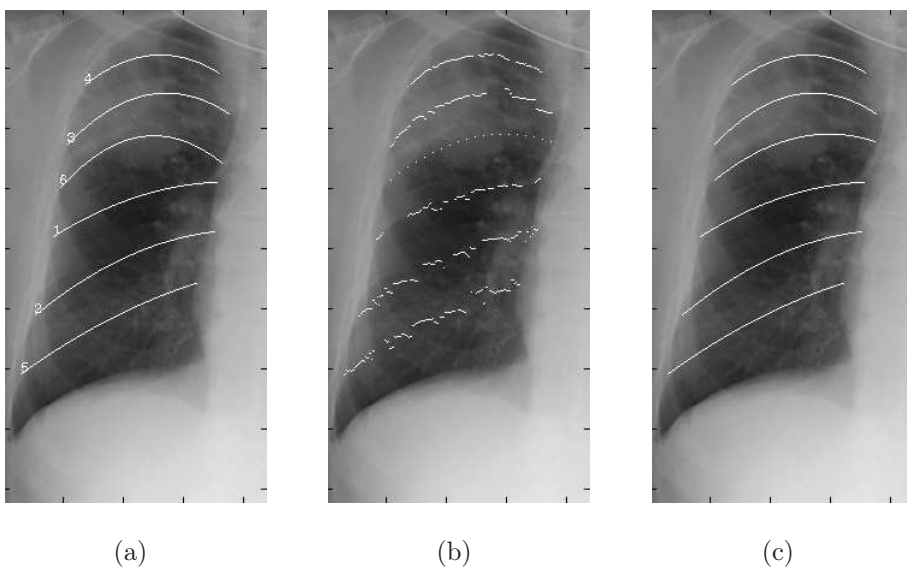
**Figura 3.34** — Ajuste e prolongamento das curvas de segmentação.

No caso de não se verificar a situação descrita antes, as distâncias entre as curvas são testadas de modo a confirmar se apenas uma delas não verifica a condição da distância máxima. Este caso corresponde à segunda situação prevista, e é solucionado utilizando um processo semelhante ao que foi apresentado para o caso de ambas as distâncias serem superiores aos valores máximos. A curva em questão é movida para uma nova posição; os novos pontos da curva são determinados utilizando a informação dada pelo par de curvas que se encontra imediatamente acima, tal como é feito para o caso de ambas as distâncias serem superiores às distâncias máximas. Mais uma vez, os pontos são aproximados por um polinómio de segunda ordem que posteriormente é ajustado e prolongado.

Se nenhuma das duas primeiras condições se verificar, as distâncias entre as curvas são testadas de modo a confirmar se alguma delas é inferior à respectiva distância mínima. No caso de ambas as distâncias serem inferiores, significa que a curva está demasiadamente próxima e que não poderá segmentar nenhuma costela, pelo que deve ser apagada. No caso de apenas uma distância ser inferior, isto significa que a curva que a precede, embora tenha verificado a condição da distância máxima, poderá não estar bem segmentada. Na figura 3.35(a), a

distância, no ponto extremo da direita, entre as curvas 3 e 6 verifica a condição da distância máxima, mas a distância entre as curvas 6 e 1 não verifica a condição da distância mínima o que poderá traduzir uma segmentação incorrecta da curva 6. Perante situações deste género, é testado se a curva em questão verifica a condição de distância, não em relação à que lhe precede, mas em relação à anterior a essa. Esta distância deverá ser da ordem do dobro do valor médio da distância entre as curvas.

Na figura 3.35(a) verifica-se se a curva 1 está bem segmentada determinando se as suas distâncias à curva 3 são da ordem do dobro do valor médio das distâncias entre as curvas. Como esta condição é validada, a curva 6 é movida utilizando a informação dada pelas curvas 1 e 3. Os resultados desta operação são mostrados nas figuras 3.35(b) e 3.35(c)

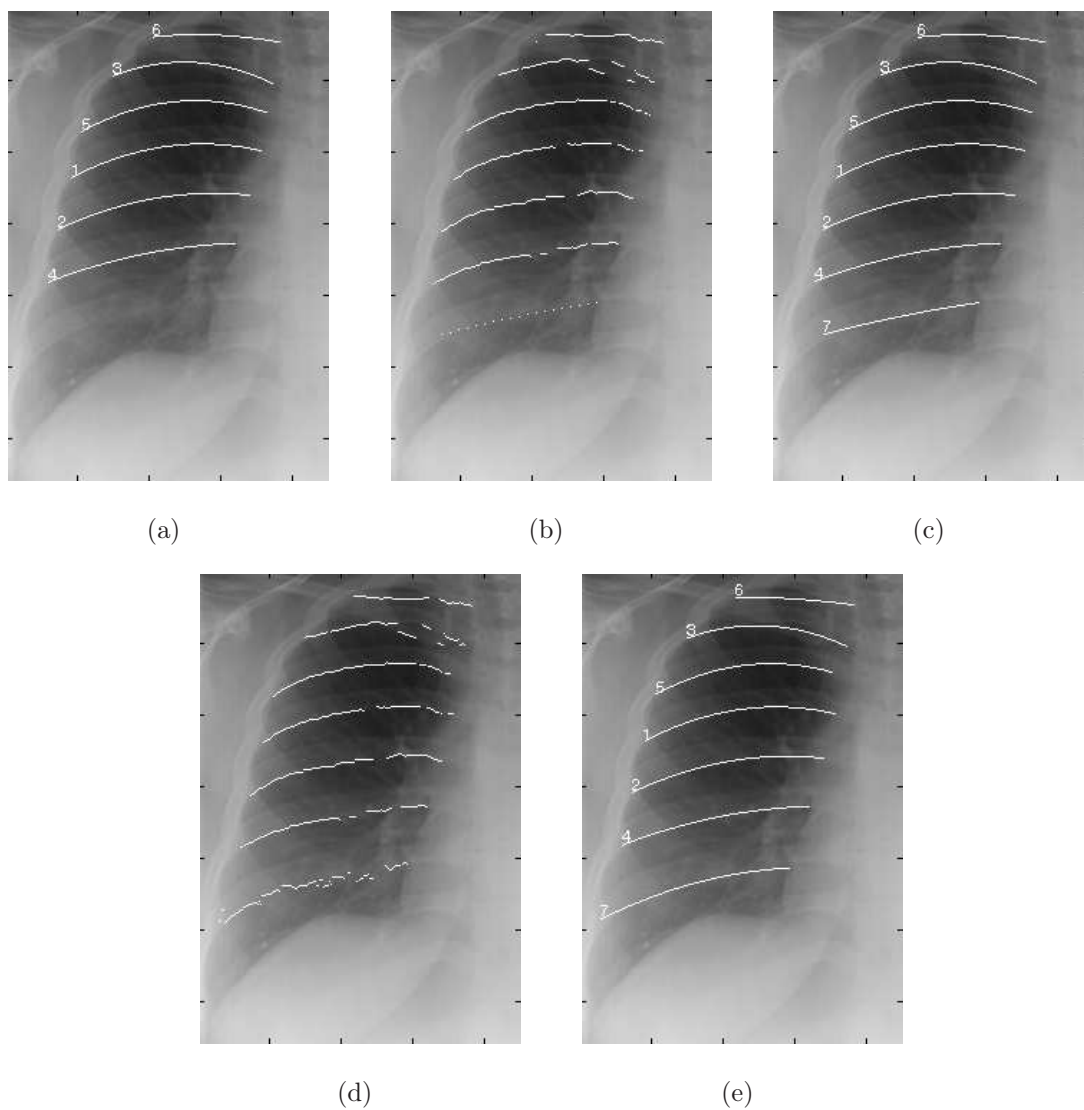


**Figura 3.35** — Ajuste e prolongamento das curvas de segmentação.

Por fim, depois de verificadas as distâncias entre as curvas, é necessário testar se nas partes inferior e superior da imagem, alguma costela ficou por segmentar. Para as curvas da parte inferior são utilizadas as duas curvas mais próximas do diafragma, enquanto que para as superiores, são utilizadas as curvas mais próximas do topo do campo pulmonar.

Na figura 3.36 é apresentado um exemplo de uma curva que foi inserida

com sucesso no fundo do campo pulmonar. O processo termina quando não for possível inserir mais nenhuma costela no campo pulmonar. Da mesma forma que foi feito nos passos anteriores, as curvas são ajustadas e prolongadas até ao extremo do campo pulmonar.



**Figura 3.36** — Introdução de uma nova curva para segmentar o limite inferior da última costela.



## Capítulo 4

# Detecção do Limite Superior das Costelas

**Sumário:** *Este capítulo descreve o trabalho desenvolvido para a detecção do limite superior das costelas. É apresentada a técnica que permite obter estes limites recorrendo à informação dada pelos limites inferiores determinados no capítulo 3.*

## 4.1 Introdução

A detecção do limite superior é o culminar do processo de localização das costelas em imagens de Raios-X pulmonares. Tal como já foi referido, localização precisa das costelas é importante como factor de diminuição do número de falsos positivos na detecção de patologias como nódulos, lesões nas costelas ou lesões nos pulmões.

## 4.2 Metodologia

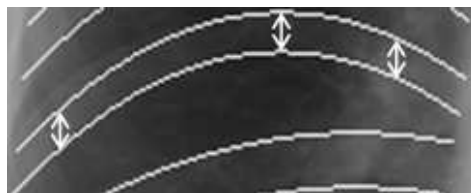
A detecção do limite superior das costelas é feita com recurso à informação dada pelo limite inferior destas estruturas anatómicas, cujo processo de detecção foi descrito no Capítulo 3. É determinado um conjunto de pontos para cada costela, todos igualmente afastados em relação ao respectivo limite inferior das costelas, que é usado para aproximar a curva que segmenta o limite superior. Depois destes conjuntos de pontos serem aproximados por polinómios de segunda ordem e de ser definida a sua posição actual, esta curva é movida para a zona, na vizinhança, que minimiza o somatório dos valores dos pixels equivalentes na imagem de máximos da filtragem.

## 4.3 Segmentação do limite superior das costelas

Uma possibilidade para determinar o limite superior das costelas seria usar uma versão da parábola que define o limite inferior, mas somando ao termo independente do polinómio a distância esperada entre os dois limites, tal como é feito por diversos autores [8],[10]. Com esta abordagem é gerada uma nova curva e a distância entre as duas curvas é constante quando medida na vertical. A figura 4.1 mostra um exemplo onde se pode verificar que esta técnica não permite obter os melhores resultados; conforme nos afastamos do vértice da curva, a

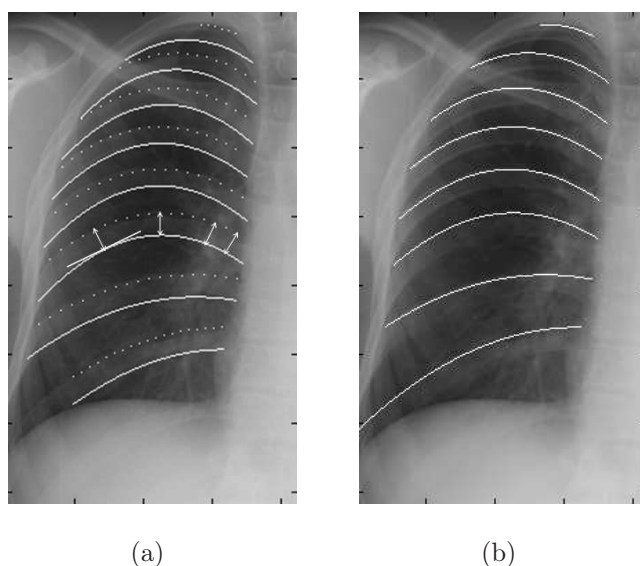


qualidade da segmentação vai-se degradando pois a curva tende a afastar-se do limite superior real da costela.



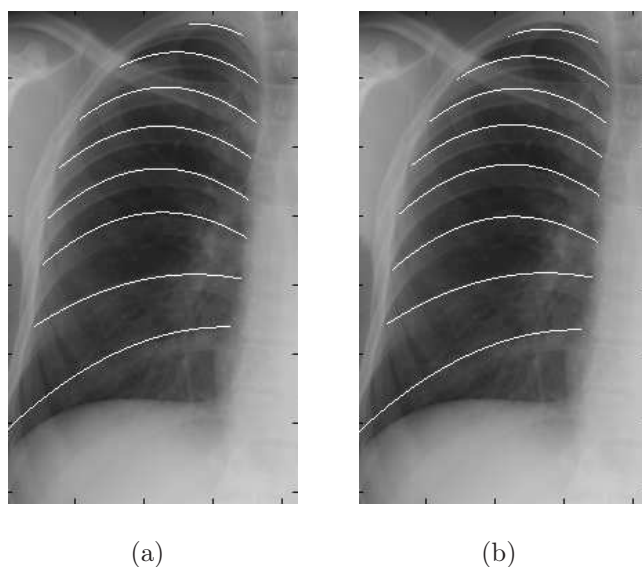
**Figura 4.1** — Estimativa da posição dos pontos da nova curva.

A técnica desenvolvida no âmbito deste trabalho que permite obter resultados mais satisfatórios é fazer com que a distância, medida na perpendicular à tangente ao limite inferior, seja constante. A informação dada pelos polinómios que aproximam o limite inferior das costelas é usada para gerar um conjunto de pontos que é utilizado para a aproximação polinomial do respectivo limite superior. Na figura 4.2(a) podem ser observados os pontos gerados pelo processo antes descrito; as correspondentes aproximações por polinómios de segunda ordem são mostradas na figura 4.2(b). Na figura 4.2(a) todas as setas marcadas na imagem têm o mesmo comprimento.



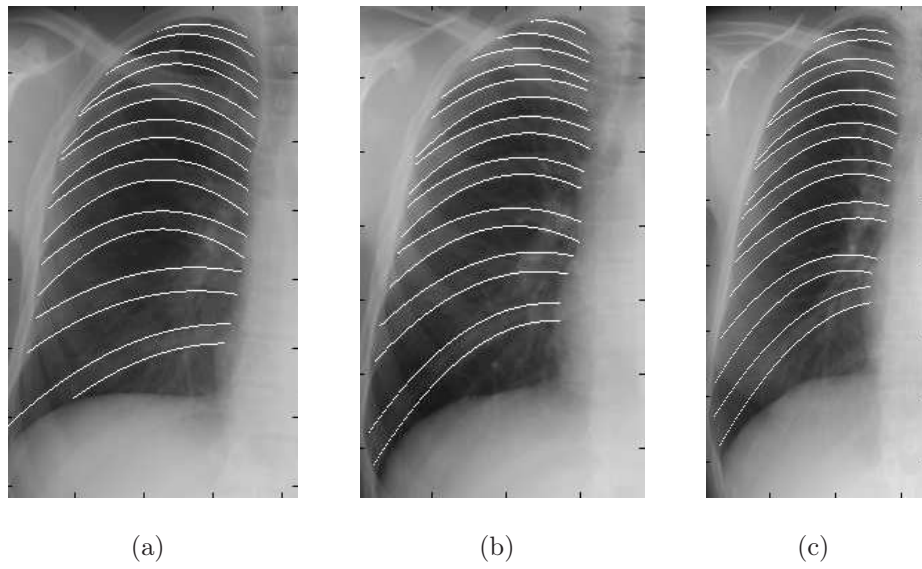
**Figura 4.2** — Pontos gerados para detecção do limite superior das costelas e suas aproximações por polinómios de segunda ordem.

Depois de os conjuntos de pontos terem sido aproximados por polinómios de segunda ordem, é necessário proceder a um ajuste das curvas que delimitam o limite superior das costelas. Este ajuste é feito com recurso à imagem de máximos da filtragem, que foi anteriormente referida na fase de prolongamento das curvas. O ajuste é feito movendo a curva, segundo o eixo vertical, para a posição que, numa vizinhança limitada da sua posição actual, minimiza o somatório dos valores de intensidade dos pixels equivalentes na imagem de máximos da filtragem. Procura-se a posição que minimiza este somatório porque, na imagem de filtragem, os pixels com intensidade mais elevada correspondem à transição interior/exterior da costela, correspondendo às transições exterior/interior os pixels com valores de intensidade próximos de zero. A figura 4.3(a) mostra as curvas antes do ajuste de posição e a figura 4.3(b) ilustra o ajuste efectuado. É possível verificar que as curvas se adaptam melhor aos limites superiores permitindo assim obter resultados finais melhores.



**Figura 4.3** — Ajuste da posição das curvas que delimitam o limite superior das costelas.

Na figura 4.4 são mostrados alguns dos resultados obtidos para a detecção dos limites das costelas.



**Figura 4.4** — Alguns resultados obtidos para a detecção dos limites das costelas.



## Capítulo 5

# Compensação das Sombras Introduzidas Pelas Costelas

**Sumário:** *Este capítulo é dedicado ao trabalho desenvolvido para compensar as sombras introduzidas pelas costelas em imagens de Raios-X pulmonares. Os valores de intensidade da imagem devidos à costela são estimados e subtraídos à imagem original, por forma a obter a imagem compensada.*

## 5.1 Introdução

A compensação das sombras introduzidas pelas costelas em imagens de Raios-X pulmonar é uma etapa importante para a concretização de várias tarefas de processamento neste tipo de imagens. Os resultados da detecção de nódulos, lesões pulmonares ou lesões nas próprias costelas podem ser negativamente influenciados pelas sombras das costelas, pelo que a sua compensação poderá ser útil para o aumento das taxas de detecção neste tipo de aplicações médicas. Vogel-sang *et al.* [12] referem que estudos clínicos provam que imagens sem estruturas sobrepostas são melhores para o diagnóstico diferencial de patologias.

## 5.2 Metodologia

Para concretizar a tarefa de compensação das sombras das costelas em imagens de Raios-X é necessário determinar a correspondente máscara de compensação, que deverá conter o valor estimado de intensidade, para cada pixel, a subtrair à imagem original de modo a obter a imagem compensada.

Para tal, e depois de determinados os limites superiores e inferiores das costelas, é necessário estimar o valor de intensidade que corresponderá aos tecidos moles sobrepostos a cada costela. Esta intensidade é calculada utilizando os valores dos pixels fora dos limites das costelas, dado que, nestas regiões a intensidade é predominantemente influenciada pelos tecidos moles. Depois de ser estimada a influência destes tecidos, pode ser calculada a contribuição dada pelas costelas para a intensidade global em cada ponto da imagem, sendo que esta deverá ser a diferença entre os valores dentro da costela e a intensidade correspondente aos tecidos moles. À imagem que contém as intensidades relativas às costelas chama-se máscara de compensação; a imagem compensada é obtida pela subtracção da máscara de compensação à imagem original.

O trabalho desenvolvido para a compensação das sombras introduzidas

pelas costelas foi feito com base no trabalho exposto por Vogelsang *et al.* [13]. No entanto, foram introduzidas algumas modificações metodológicas, sendo os resultados comparados na fase final do capítulo.

### 5.3 Compensação das sombras introduzidas pelas costelas

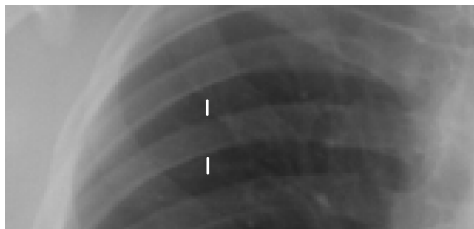
Um dos principais problemas associados à compensação da sombra das costelas é determinar o valor exacto das intensidades que correspondem ao osso. No caso de esses valores serem conhecidos, teremos então a máscara de compensação e a imagem compensada poderá ser obtida pela simples subtracção da máscara à imagem original [13]. Os limites superior e inferior de cada costela já são conhecidos e tornam-se uma ferramenta muito importante uma vez que permitem localizar estas estruturas dentro do campo pulmonar.

A tarefa compensação das costelas está dividida em três fases principais:

1. Estimacção da contribuicção do tecido mole, dentro da costela, para a intensidade da imagem nessa regioão;
2. Determinacção da máscara de compensacção;
3. Obtencção da imagem compensada.

Para se obter uma estimativa da contribuicção do tecido mole para a intensidade dos pixels no interior das costelas é utilizada a informacção dada pelos pontos exteriores que se encontram nas imediaçoes dos limites inferior e superior destas estruturas anatômicas. Para que a estimativa seja mais realista, calculam-se dois valores distintos, que correspondem às intensidades associadas aos tecidos moles acima e abaixo das costelas. O cálculo da máscara de compensacção é feito, coluna a coluna, para todos os pontos compreendidos entre ambos os limites de cada costela. Assim, cada um dos valores de intensidade calculados no exterior

das costelas é o valor médio de um conjunto reduzido de pontos que são seleccionados acima e abaixo das costelas, tal como é representado na figura 5.1. Nesta figura, estão marcados a branco os dois conjuntos de pixels que são utilizados para estimar as intensidades para a coluna assinalada.

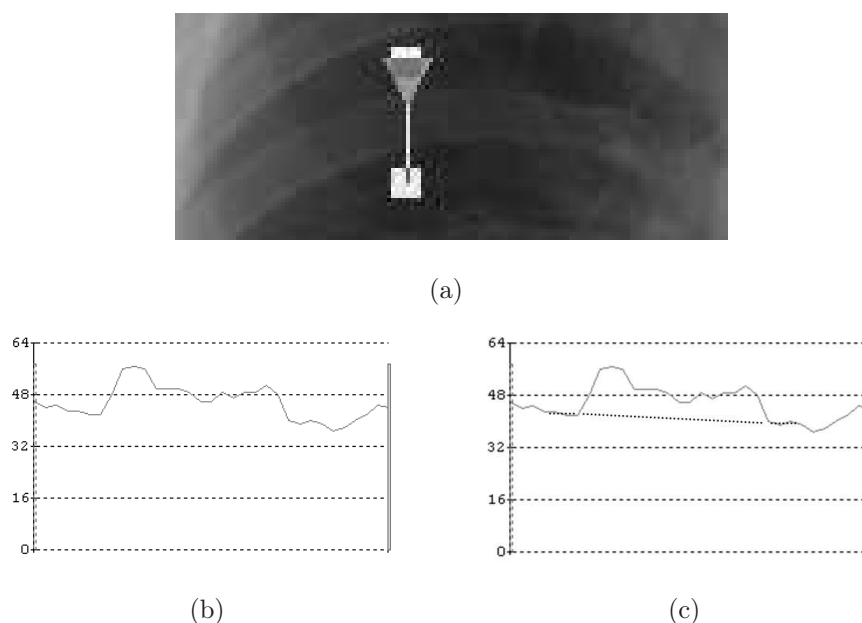


**Figura 5.1** — Selecção dos pontos utilizados para as estimativas das intensidades correspondentes aos tecidos moles.

O interesse em obter dois valores de intensidade para a contribuição do tecido mole é prever, para o interior da costela em questão, a variação de intensidade que possa ocorrer ao longo de cada coluna. Este facto é ilustrado nas imagens da figura 5.2 onde se mostra uma linha da imagem (5.2(a)) relativamente à qual é determinado o perfil de intensidades apresentado na figura 5.2(b). Nesta figura pode ser observado que a parte superior da costela apresenta uma intensidade média superior à da parte inferior. A previsão da intensidade no interior da costela é feita considerando que esta varia linearmente entre estes dois valores de intensidade, tal como é mostrado na figura 5.2(c).

Depois de determinada a contribuição dos tecidos moles é necessário avançar para a segunda fase de compensação da sombra das costelas, que consiste na estimação da máscara de compensação. Esta estimativa traduz a influência da costela na intensidade de cada ponto. Para o cálculo destes valores, a imagem é sujeita a uma operação morfológica de abertura que permite obter uma versão suavizada da imagem. O resultado desta operação é uma imagem na qual as intensidades são próximas das da imagem original, mas sempre inferiores a estas acompanhando apenas as variações lentas de intensidade. Esta abordagem foi seleccionada pois pretende-se obter uma estimativa que se aproxime do perfil





**Figura 5.2** — Perfil de intensidades de uma costela.

anatômico ideal de uma costela, deixando que as estruturas apostas às costelas permaneçam inalteradas na imagem compensada.

As figuras 5.3(a) e 5.3(b) mostram um exemplo de uma costela e o respectivo perfil de intensidades. A figura 5.3(c) mostra a imagem depois de efectuada a abertura com um elemento estruturante vertical com três pixels; o perfil de intensidades da imagem após abertura é apresentado na figura 5.3(d). A análise deste perfil permite verificar que a imagem é mais suave do que a original pois, as variações elevadas de intensidade são removidas.

A figura 5.4 permite visualizar os perfis das figuras 5.3(b) e 5.3(d) sobrepostos. A tracejado é indicada a estimativa da contribuição dada pelos tecidos moles enquanto que a cinzento estão marcadas as intensidades estimadas para a contribuição dada pela costela.

A máscara de compensação é a imagem que contém todos os valores de intensidade correspondentes às costelas e que serão subtraídos à imagem original, de modo a obter a imagem compensada, completando assim o terceiro passo da compensação da sombra das costelas em imagens de Raios-X. Antes de ser

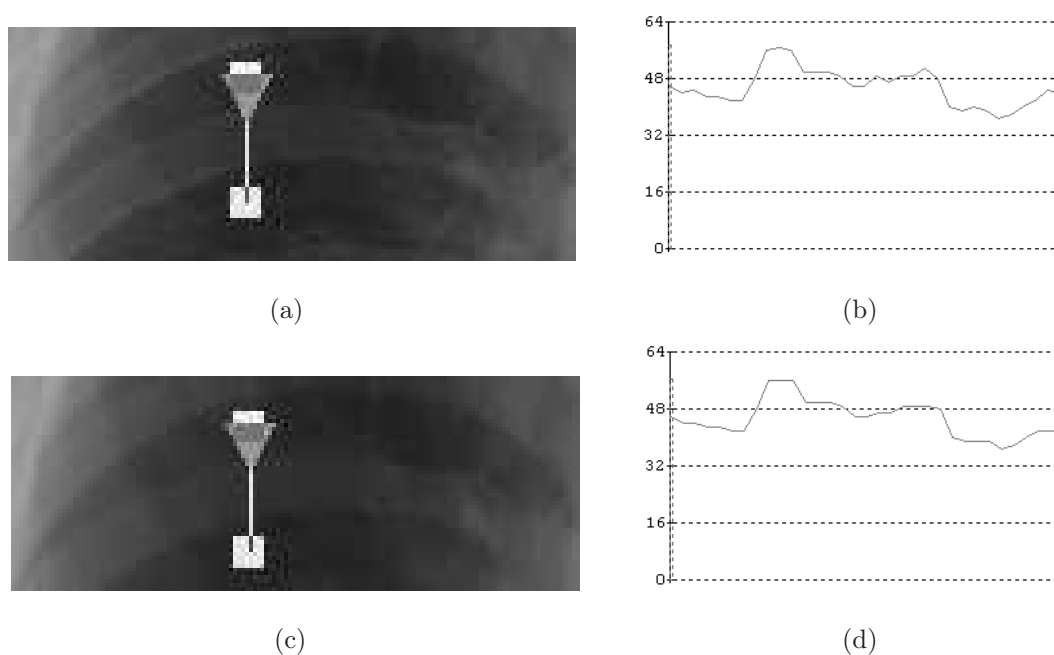


Figura 5.3 — Perfil de intensidades de uma costela antes e depois da operação de abertura.

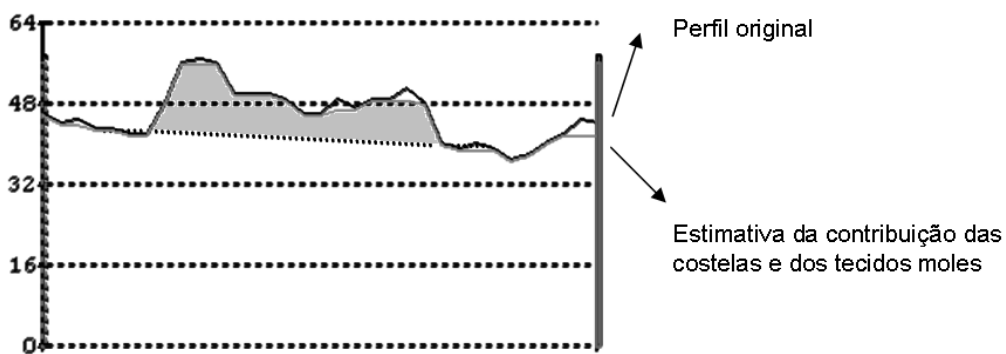


Figura 5.4 — Contribuição dada pela costela para a intensidade na imagem.

efectuada a subtracção, a máscara de compensação é sujeita a uma operação de média de forma a suavizar mudanças bruscas de intensidade, principalmente nos bordos das costelas.

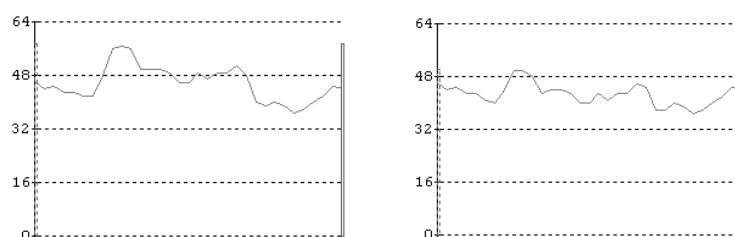
Na figura 5.5 é mostrado um exemplo de uma imagem depois de concretizada a tarefa de compensação. Esta imagem permite verificar que as sombras introduzidas pelas costelas são removidas com sucesso e que as estruturas apostas às costelas são mantidas. Junto dos bordos das costelas, o resultado não é o

ideal mas a análise dos perfis de intensidade após a compensação permite verificar que são bastante satisfatórios. A figura 5.6(a) mostra um perfil de intensidade na imagem original e a figura 5.6(b) mostra perfil homólogo na imagem compensada.



(a) Imagem original

(b) Imagem compensada

**Figura 5.5** — Imagem depois da compensação da sombra das costelas.

(a) Antes da compensação.

(b) Depois da compensação.

**Figura 5.6** — Comparação de perfis de intensidade de uma costela antes e depois da compensação.

Tal como foi dito no início deste capítulo, o trabalho de compensação das sombras introduzidas pelas costelas foi baseado no trabalho publicado por Vogelsang *et al* [13]. As figuras 5.7 e 5.8 permitem comparar os resultados obtidos através do método descrito nesse trabalho e os obtidos utilizando o método proposto nesta dissertação.

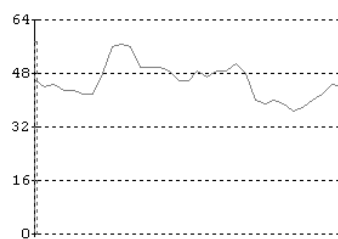


(a) Compensação efectuada pelo método descrito nesta dissertação.

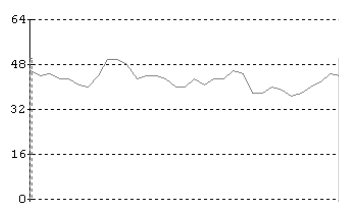


(b) Compensação efectuada pelo método descrito por Vogelsang *et al.* [13]

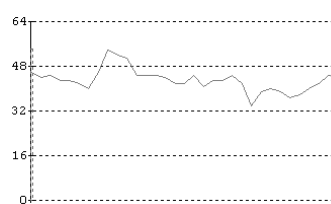
**Figura 5.7** — Comparação de perfis de intensidade de uma costela antes e depois da compensação.



(a) Antes da compensação.



(b) Compensação efectuada pelo método descrito nesta dissertação.



(c) Compensação efectuada pelo método descrito por Vogelsang *et al.* [13]

**Figura 5.8** — Comparação de resultados.

É possível verificar que os resultados obtidos através do método proposto nesta dissertação permitem uma melhor compensação das costelas pois, o perfil de intensidades é mais semelhante ao da imagem original, não tendo declives tão acentuados junto aos bordos das costelas.



# Capítulo 6

## Resultados

**Sumário:** *Neste capítulo são mostrados e comentados alguns dos resultados obtidos para o conjunto de imagens que foi utilizado neste trabalho, assim como, os resultados obtidos em algumas imagens de uma outra base de dados de imagens de Raios-X pulmonares.*

## 6.1 Introdução

Neste capítulo são apresentados alguns dos resultados de detecção dos limites das costelas, assim como da compensação das sombras introduzidas por estas estruturas anatómicas. As metodologias utilizadas foram descritas detalhadamente nos capítulos anteriores.

Para a elaboração deste trabalho foi usado um conjunto de 30 imagens de exames de Raios-X pulmonares (PA) efectuados no Hospital de S. João, no Porto. Estas imagens tinham originalmente uma resolução de 1760 por 1760 ou de 1760 por 2144 pixels e uma profundidade de 10 bits, em níveis de cinzento. Com o objectivo de eliminar informação redundante e diminuir o tempo de processamento, estas imagens foram reduzidas para um quarto do seu tamanho em cada direcção e a profundidade de cor foi diminuída para 8 bits. Neste capítulo são também apresentados alguns resultados obtidos com uma nova base de dados de imagens disponibilizada pelos seus autores [16], contendo 247 imagens de Raios-X pulmonares (PA).

Todos os algoritmos desenvolvidos no âmbito desta dissertação foram implementados em MatLab<sup>®</sup>.

Este capítulo encontra-se dividido em três secções. Nas duas primeiras são apresentados os resultados obtidos para a detecção dos limites das costelas em cada um dos dois conjuntos de imagens. Na terceira são apresentados alguns resultados para a compensação das sombras introduzidas por estas estruturas ósseas.

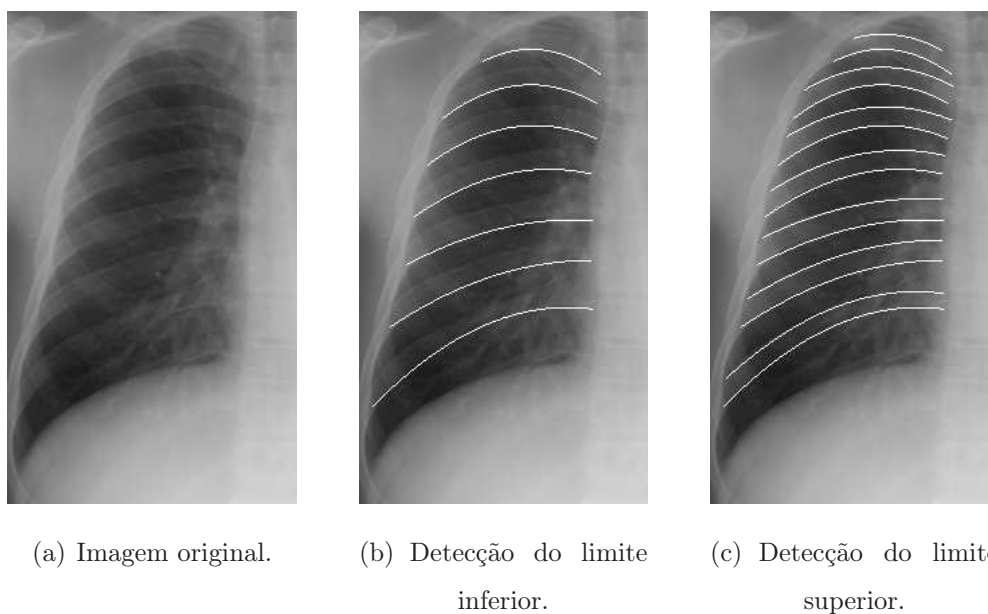
## 6.2 Resultados obtidos para a detecção dos limites das costelas

Tal como já foi referido, o trabalho de detecção dos limites das costelas foi todo ele desenvolvido com base no pulmão direito. Para segmentar o pulmão



esquerdo, a respectiva ROI é reflectida sobre o eixo central da imagem, permitindo assim a utilização do mesmo algoritmo. Por este facto, os resultados obtidos para cada campo pulmonar são apresentados em separado.

Na figura 6.1 é mostrado o resultado da detecção dos limites das costelas, obtido com o algoritmo proposto, para uma imagem de um pulmão direito.



**Figura 6.1** — Resultados obtidos na detecção dos limites das costelas para o pulmão direito.

Como se pode observar, as curvas apresentadas acompanham de forma bastante precisa os limites das costelas que pretendem descrever. Nesta imagem é visível que a estratégia de manter as curvas que descrevem os limites superior e inferior a uma distância constante, quando esta é medida na perpendicular à tangente à curva inferior, permite obter bons resultados na localização do limite superior.

Na figura 6.2 são mostrados os resultados obtidos para a mesma tarefa no pulmão esquerdo do mesmo indivíduo. Também nesta figura é visível que as curvas acompanham de forma bastante precisa os limites das costelas. Na figura 6.3(b) é apresentado o resultado da combinação dos resultados obtidos para cada um dos campos pulmonares para a imagem mostrada na figura 6.3(a).



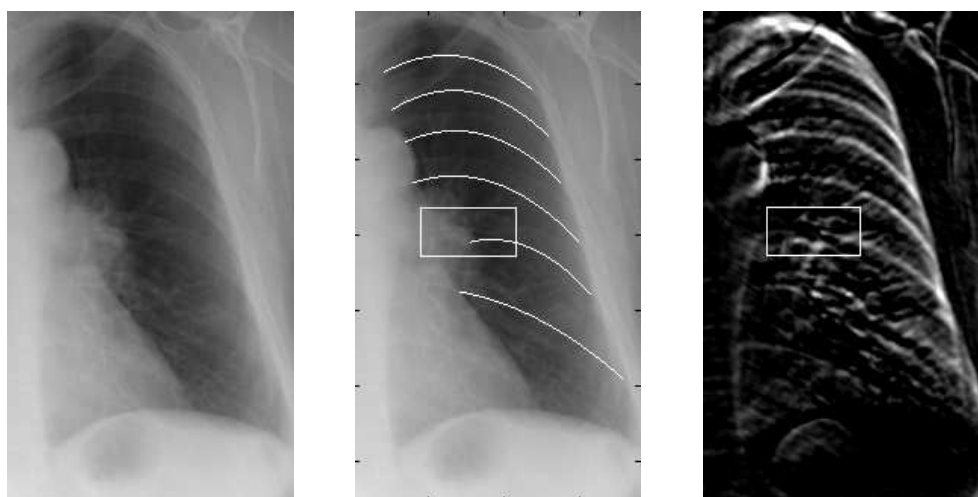
às costelas que escondem os respectivos contornos reais. A clavícula é também uma fonte de erros, pois muitas vezes há sobreposição total ou parcial com as costelas anteriores que se pretendem delimitar, alterando a resposta dada pelos filtros e, conseqüentemente, o resultado final. Em algumas das imagens testadas, os algoritmos de detecção das regiões de interesse não produziram os resultados esperados, não permitindo a correcta detecção dos limites das costelas. Noutras imagens o resultado não é rigoroso porque o contraste das costelas é muito baixo. Desta forma, a resposta dos filtros utilizados não permitem identificar correctamente os seus limites.

Estes problemas serão descritos e exemplificados com mais detalhe de seguida. No final desta secção será apresentado um resumo dos resultados obtidos.

A figura 6.4(b) mostra uma imagem onde a influência de uma estrutura pulmonar não permite a correcta detecção dos limites inferiores das costelas da imagem 6.4(a). O limite inferior da costela assinalada na imagem pelo rectângulo a branco está mal determinado na sua parte mais à esquerda. Este problema deve-se ao facto de existir uma zona com intensidades elevadas a povoar essa área, à qual corresponde uma transição elevada distinta da do limite inferior da costela. A figura 6.4(c) mostra a imagem de máximos das respostas dos filtros onde pode ser observado que ao limite da costela corresponde uma intensidade inferior à que é conferida à transição referida; o algoritmo de ajuste adapta-se a estes pontos, tal como mostra a figura 6.4(d), dando assim um resultado menos exacto.

Como foi mencionado anteriormente, os resultados obtidos na localização do limite inferior são utilizados para a obtenção do limite superior. Na figura 6.4(e) é apresentado o resultado da detecção dos limites superiores para a imagem da figura 6.4(a) e onde, mais uma vez, é visível que a costela em questão não é correctamente detectada.

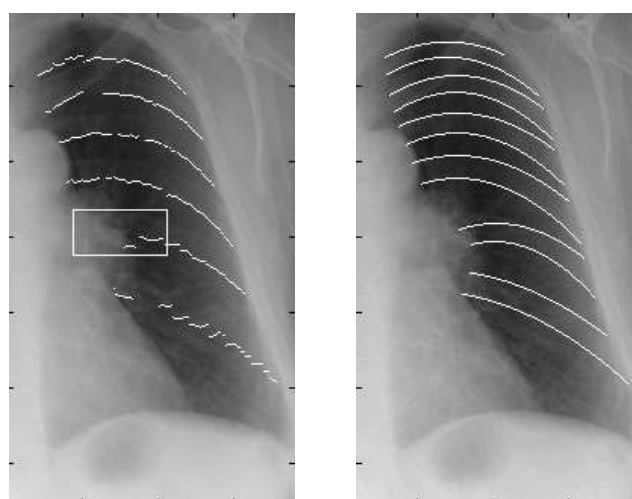
Na figura 6.5 é possível ver um exemplo onde a clavícula interfere com a correcta detecção dos limites das costelas. A imagem original é mostrada na



(a) Imagem original.

(b) Resultado da detecção dos limites inferiores das costelas

(c) Imagem de máximos da filtragem.



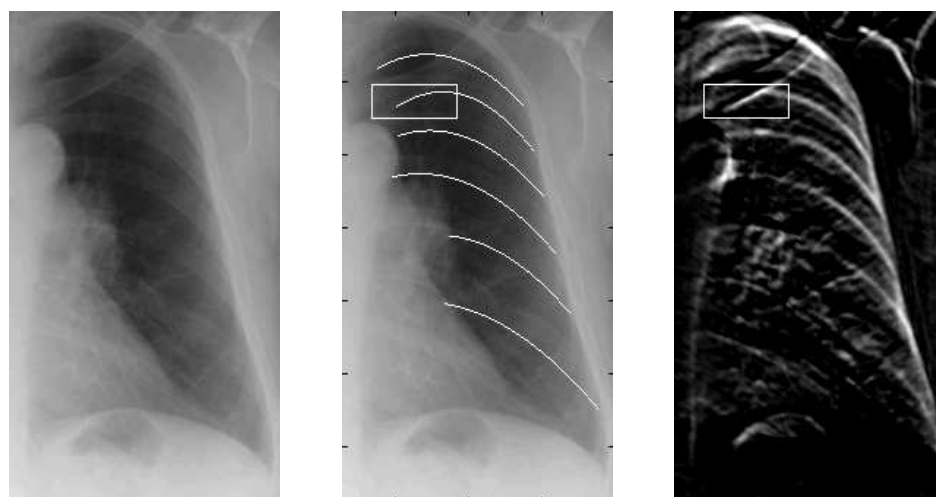
(d) Imagem depois de feito o ajuste.

(e) Resultado da detecção dos limites das costelas

**Figura 6.4** — Influência de outras estruturas na detecção dos limites das costelas.

figura 6.5(a) e a detecção do limite inferior feita pelo algoritmo proposto é apresentada na figura 6.5(b). Como se pode ver, a parte mais à esquerda da segunda costela está mal detectada. Este resultado é consequência da sobreposição com a clavícula, tendo os filtros apresentado uma resposta muito mais elevada na transição da clavícula/tecidos moles do que na transição costela/clavícula, tal como se

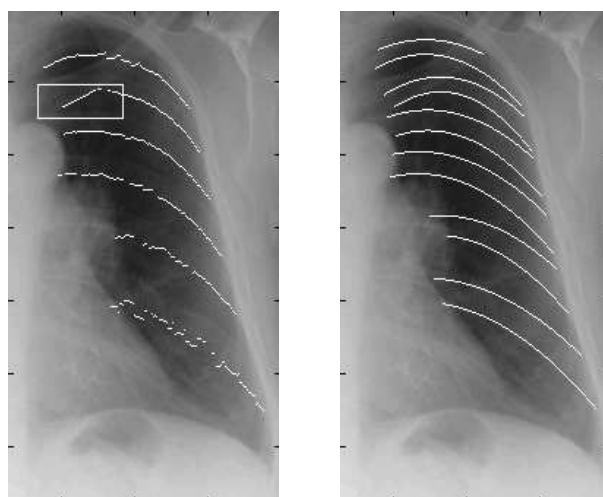
pode verificar na figura 6.5(c). Como no exemplo anterior, o algoritmo de ajuste move os pontos para a posição com intensidade mais elevada, como se pode ver na figura 6.5(d), resultando portanto, uma detecção incorrecta deste limite. A figura 6.5(e) mostra o resultado da detecção dos contornos das costelas para a imagem da figura 6.5(a).



(a) Imagem original.

(b) Resultado da detecção dos limites inferiores das costelas

(c) Imagem de máximos da filtragem.

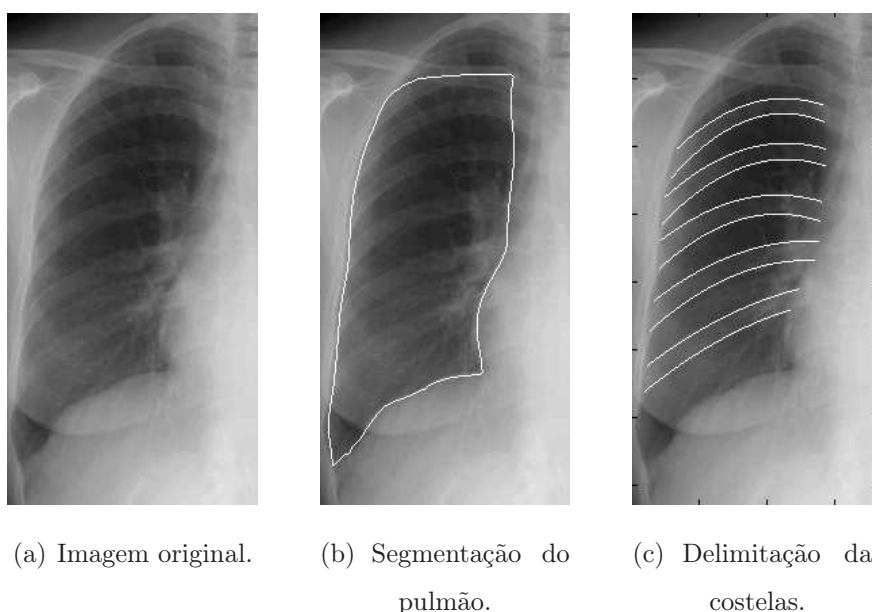


(d) Imagem depois de feito o ajuste.

(e) Resultado da detecção dos limites das costelas

**Figura 6.5** — Influência de outras estruturas na detecção dos limites das costelas.

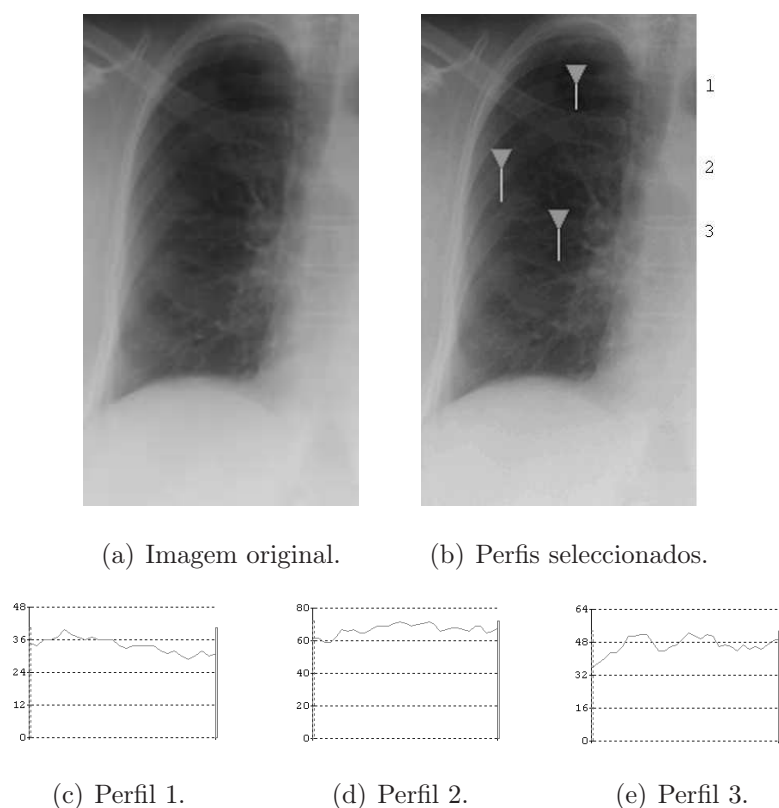
Neste trabalho surgem alguns problemas na detecção dos limites das costelas porque a identificação das regiões de interesse não é a mais correcta. A figura 6.6(b) mostra o resultado da delimitação do pulmão para a imagem da figura 6.6(a), onde se pode ver que a parte superior do mesmo não se encontra correctamente segmentada, o que faz com que o algoritmo proposto não consiga delimitar as duas costelas do topo. Embora ainda esteja contida no perímetro identificado, a segunda costela não é detectada, como se pode ver na figura 6.6(c), por se encontrar demasiadamente próxima do topo da região de interesse identificada.



**Figura 6.6** — Influência da detecção das regiões de interesse na detecção dos limites das costelas.

Um outro problema que surgiu na elaboração deste trabalho é a existência de imagens onde o contraste entre costelas e tecidos moles é muito baixo. Este facto impede que os processos subsequentes à filtragem obtenham resultados minimamente satisfatórios. Na figura 6.7 é mostra-se um exemplo onde o baixo contraste da imagem impede que os filtros respondam de forma conveniente às transições entre as costelas e os tecidos moles. A figura 6.7(a) apresenta a imagem original e as figuras 6.7(c), 6.7(d) e 6.7(e) mostram cada um dos perfis indicados na figura 6.7(b). Como se pode ver pela análise destes perfis, as variações de in-

tensidade são bastante ténues e mesmo visualmente, é difícil identificar a posição dos limites das costelas.

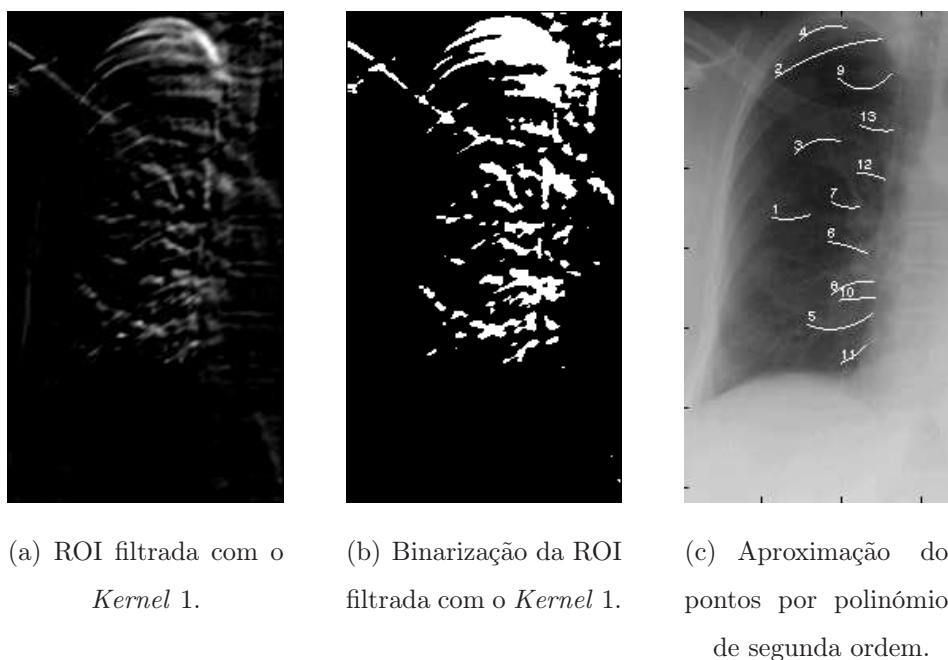


**Figura 6.7** — Influência do baixo contraste das costelas na detecção dos limites das costelas.

A imagem original da figura 6.7(a) foi filtrada com o *kernel* 1 e o resultado é apresentado na figura 6.8(a). Como se pode ver, a resposta deste filtro para esta imagem é bastante fraca, não permitindo identificar nenhuma costela abaixo da clavícula. As costelas que se encontram acima desta estrutura óssea são visíveis, mas a operação de binarização não facilita a sua correcta localização porque o limiar determinado pelo método de Otsu é bastante baixo.

A figura 6.8(b) mostra o resultado da binarização da imagem da figura 6.8(a) e a posterior aproximação dos conjuntos de pontos adelgaçados por polinómios de segunda ordem é apresentado na figura 6.8(c).

Da observação destas figuras, conclui-se que a detecção pode não ser fidedigna pois esta é feita recorrendo à informação dada pelos filtros utilizados e



**Figura 6.8** — Influência do baixo contraste das costelas na detecção dos limites das costelas.

quando esta é insuficiente ou pouco precisa os resultados não poderão ser favoráveis.

Depois de descritos e comentados os principais problemas encontrados na detecção dos limites das costelas, os resultados obtidos para o conjunto de teste de 30 imagens (60 campos pulmonares) são resumidos na tabela 6.1. Esta encontra-se dividida em três colunas que pretendem discriminar os casos em que todas as costelas foram correctamente detectadas, daqueles em que, embora todas tenham sido localizadas, existe pelo menos uma costela cuja delimitação está parcialmente incorrecta. A terceira coluna engloba os casos em que há costelas não detectadas. Nesta tabela é distinguido o desempenho do algoritmo para cada um dos campos pulmonares porque, como já foi referido, a detecção dos limites no pulmão esquerdo é feita por reflexão da ROI em torno do eixo central da imagem, ficando este nas mesmas condições que o direito e permitindo assim a utilização do mesmo algoritmo.



**Tabela 6.1** — Avaliação do desempenho do algoritmo.

	Todas as costelas bem detectadas	Todas as costelas detectadas mas ocorrendo desajuste parcial do contorno	Alguma costela detectada
Pulmão direito	16	3	11
Pulmão esquerdo	5	9	16
Total	21	12	27

A análise dos valores da tabela permite verificar que, para o pulmão direito, o número de imagens para as quais o algoritmo foi bem sucedido é mais elevado do que para o pulmão esquerdo. Este facto é justificável pela presença do coração na região de interesse; como o coração tapa parcialmente as costelas, o comprimento da parte não oculta é mais pequeno, havendo assim menos pontos a contribuir para o cálculo dos polinómios que delimitam as costelas. Esta redução do número de pontos faz com que um erro introduzido altere significativamente a curva sem que os restantes a consigam reposicionar.

Na tabela 6.2 são detalhados os casos em que todas as costelas são detectadas, mas onde ocorrem desajustes parciais do contorno. Todas estas imagens apresentam pequenos problemas na detecção das costelas numa porção bastante limitada da sua zona de definição. Uma análise dos valores da tabela permite verificar que o número de casos em que apenas existe um erro é maior, em ambos os campos pulmonares, do que o número de casos em que há dois ou mais erros.

Na tabela 6.3 são detalhados os casos onde o algoritmo não foi tão bem sucedido. Nesta tabela é identificado o número de casos onde apenas foram detectadas correctamente uma ou duas costelas e os restantes casos. A análise dos valores da tabela permite verificar que apenas em 8 de 60 casos, o algoritmo permite detectar um número de costelas inferior a três.

A figura 6.9 mostra um caso onde o algoritmo só permite identificar correctamente a segunda costela. As duas primeiras costelas foram delimitadas nos

**Tabela 6.2** — Avaliação do desempenho do algoritmo para as imagens onde todas as costelas foram detectadas.

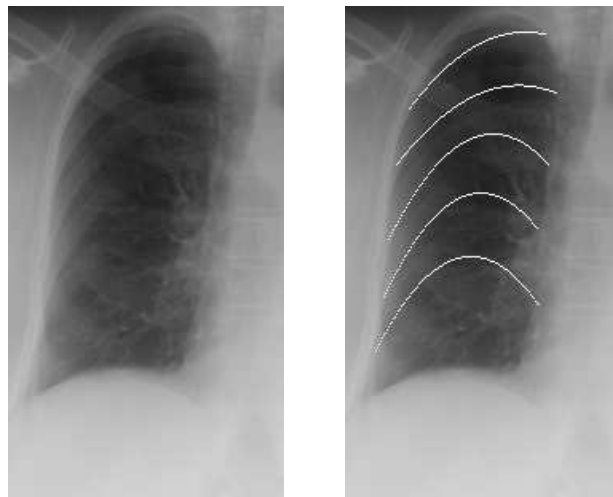
	Todas as costelas detectadas mas ocorrendo desajuste parcial do contorno	
	Um erro	Dois ou mais erros
Pulmão direito	2	1
Pulmão esquerdo	5	4
Total	7	5

**Tabela 6.3** — Avaliação do desempenho do algoritmo para os restantes casos.

	Alguma costela detectada		
	Uma costela detectada	Duas costelas detectadas	Três ou mais costelas detectadas
Pulmão direito	1	3	7
Pulmão esquerdo	1	3	12
Total	2	6	19

passos iniciais da detecção. As seguintes foram acrescentadas pelo algoritmo, baseando-se na informação fornecida pelas duas primeiras. Dado que a informação dada pela costela do topo não é correcta e o contraste da imagem é baixo, o algoritmo não consegue ajustar correctamente as curvas que delimitam as costelas seguintes.

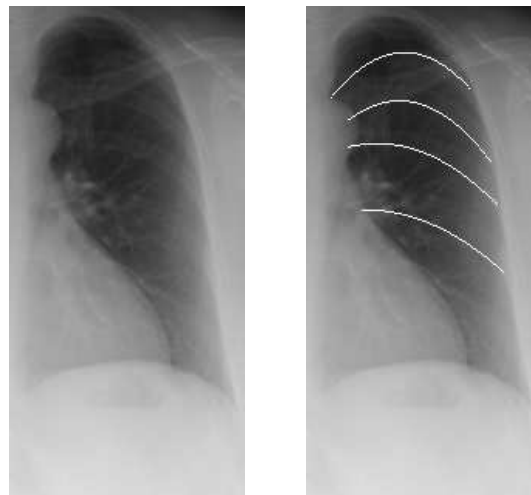
Na figura 6.10 é mostrado um caso onde apenas são detectadas correctamente três costelas. A primeira costela identificada não está correctamente detectada. Nesta imagem os problemas verificam-se nas partes superior e inferior do campo pulmonar pois, nestas zonas a detecção é dificultada pelo baixo contraste das imagens.



(a) Imagem original.

(b) Resultado da detecção.

**Figura 6.9** — Exemplo de uma imagem onde apenas é uma costela é detectada correctamente.



(a) Imagem original.

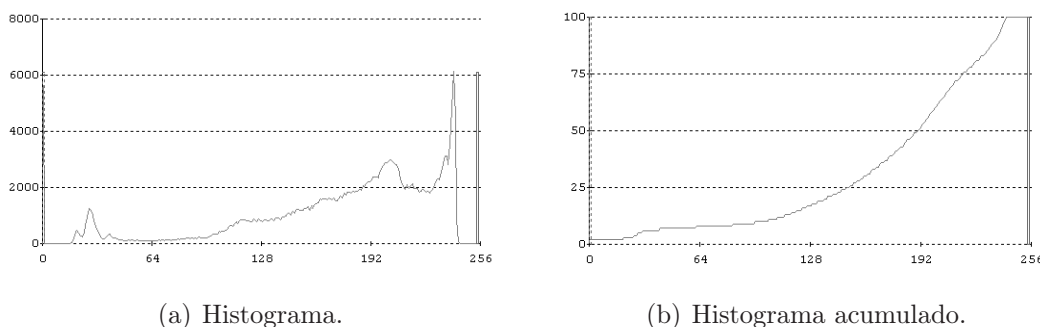
(b) Resultado da detecção.

**Figura 6.10** — Exemplo de uma imagem onde apenas são detectadas correctamente três costelas.

### 6.3 Alguns resultados obtidos em imagens de uma outra base de dados

Nesta secção são apresentados alguns dos resultados obtidos utilizando o algoritmo proposto nesta dissertação para detectar os limites das costelas na base criada pela *Japanese Society of Radiological Technology* (JSRT) [16]. Dado que os primeiros testes efectuados revelaram vários problemas ao nível da detecção das regiões de interesse, apenas se apresentam resultados para algumas imagens desta base de dados. Com efeito, os algoritmos de detecção das regiões de interesse não foram ainda adaptados às características peculiares destas imagens, que se caracterizam por contraste e gama dinâmica relativamente reduzidos. A análise de histogramas de algumas imagens desta base de dados permite também concluir que as intensidades das imagens estão demasiadamente concentradas nos valores mais intensos. Por exemplo, na figura 6.11 são mostrados, para a imagem da figura 6.12 os histogramas de contagem e o de acumulação onde, facilmente, se pode identificar este problema.

As figuras 6.13 e 6.14 apresentam dois exemplos dos resultados obtidos para imagens desta base de dados onde se pode ver que a delimitação das costelas foi bem sucedida; em ambos os casos, tanto os limites inferiores como os superiores estão bem detectados.

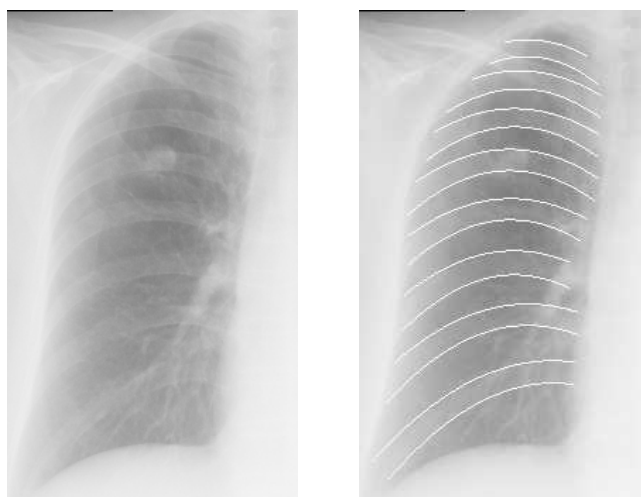


**Figura 6.11** — Histogramas da imagem.



(a) Imagem original.

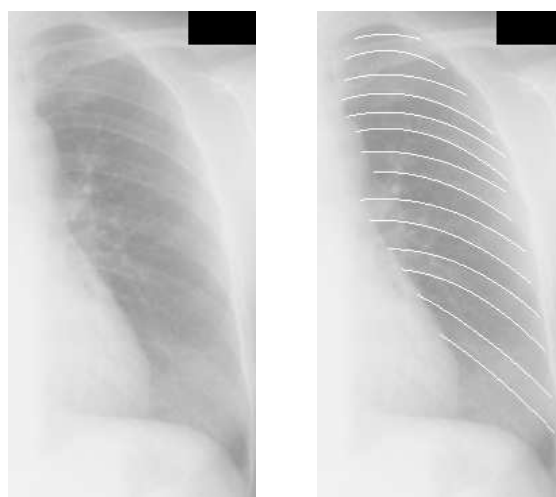
**Figura 6.12** — Exemplo de uma imagem da nova base de dados.



(a) Imagem original.

(b) Detecção das costelas.

**Figura 6.13** — Detecção das costelas em imagens de uma base de dados diferente.



(a) Imagem original. (b) Detecção das costelas.

**Figura 6.14** — Detecção das costelas em imagens de uma base de dados diferente.

## 6.4 Resultados obtidos para a compensação das sombras introduzidas pelas costelas

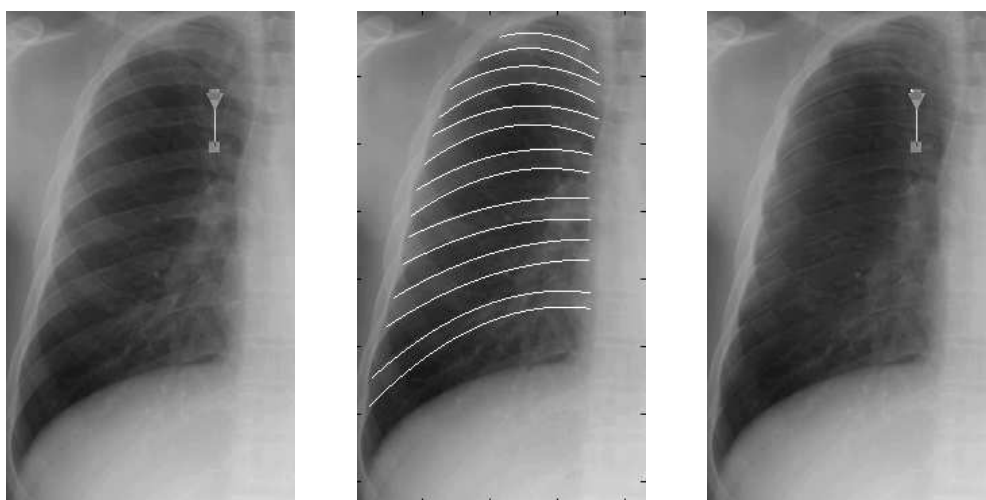
Nesta secção são apresentados alguns dos resultados obtidos para a compensação das sombras introduzidas pelas costelas. Tal como já foi referido, para a concretização desta tarefa é necessário conhecer a localização dos limites das costelas para que seja possível estimar a contribuição dada por estas estruturas e assim poder obter a imagem compensada. A exactidão dos resultados depende, em larga medida, da correcta delimitação das costelas.

A figura 6.15(a) mostra uma imagem original onde foi efectuada a delimitação das costelas e a compensação das sombras introduzidas por estas estruturas anatómicas. Os resultados obtidos são mostrados nas figuras 6.15(b) e 6.15(c), respectivamente. Como pode ser observado nas figuras, estes resultados são bastante satisfatórios.

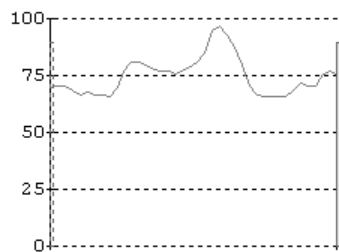
Uma análise mais pormenorizada dos perfis de intensidade, antes e depois

#### 6.4. Resultados obtidos para a compensação das sombras introduzidas pelas...

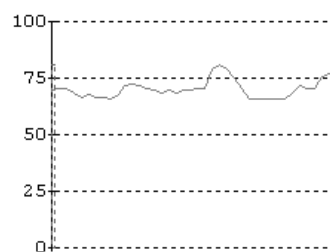
da compensação, permite afirmar que são removidas as intensidades associadas às costelas, sem que se perca a informação relativa a outras estruturas que eventualmente se encontrem sobrepostas. A escolha da localização do perfil foi feita de modo a que seja possível observar o comportamento do algoritmo quando há sobreposição das costelas a outras estruturas. No perfil da figura 6.15(d) existe um pico de intensidade que corresponde a uma estrutura que está sobreposta à costela. Na figura 6.15(e) é mostrado o perfil da imagem compensada, onde este mesmo pico continua demarcado, o que demonstra que a compensação não elimina informação relativa a outras estruturas presentes na imagem.



(a) Imagem original. (b) Delimitação das costelas. (c) Imagem compensada.



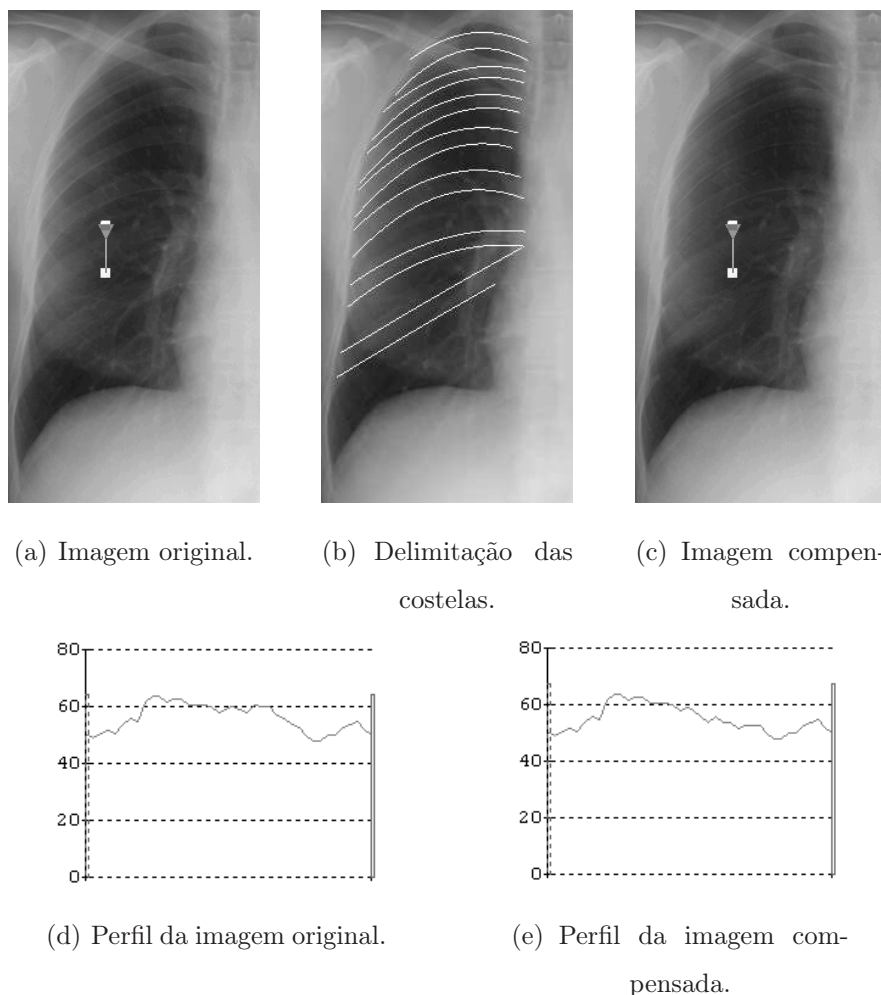
(d) Perfil da imagem original.



(e) Perfil da imagem compensada.

**Figura 6.15** — Resultado da compensação das sombras introduzidas pelas costelas.

Este tipo de resultados apenas é possível quando as costelas estão corretamente delimitadas. Em caso contrário, o algoritmo poderá apenas compensar parte da costela, tal como acontece na figura 6.16. Neste exemplo, o limite superior da sexta costela não é bem identificado, tal como se pode ver na figura 6.16(b), o que implica que a compensação é feita apenas na parte inferior. A análise dos perfis de intensidade mostrados nas figuras 6.16(d) e 6.16(e) permite confirmar a ocorrência desta situação; na parte mais à esquerda do perfil da imagem compensada, as intensidades são idênticas às mostradas no perfil original, o que mostra que não houve compensação.



**Figura 6.16** — Resultado da compensação das sombras introduzidas pelas costelas.



# Capítulo 7

## Conclusões e Desenvolvimentos Futuros

**Sumário:** *Face ao trabalho desenvolvido, neste capítulo são apresentadas as principais conclusões, assim como algumas perspectivas de desenvolvimento futuro.*

## 7.1 Conclusões

Nesta tese de mestrado foi apresentado um método para a detecção dos limites das costelas em imagens de Raios-X pulmonares (PA). Foi também proposta uma técnica para compensar as sombras introduzidas pelas costelas neste tipo de imagens médicas.

No capítulo 2 foram apresentados alguns métodos, propostos por diversos autores, para concretizar a segmentação destas estruturas ósseas.

No capítulo 3 apresentou-se um método para a detecção do limite inferior das costelas. Para alcançar este objectivo é inicialmente utilizada uma técnica de detecção de orlas; as imagens são filtradas utilizando um par de filtros direccionais com vista a obter conjuntos de pontos conexos candidatos a limite de costelas. Estes conjuntos são unidos, utilizando diversos critérios, de modo a obter um segmento único para cada um dos limites; estes são posteriormente aproximados por polinómios de segunda ordem. Com base nos resultados obtidos conclui-se que o algoritmo proposto permite detectar correctamente os limites das costelas desde que a resposta dada pelos filtros seja satisfatória; a delimitação das costelas é tanto melhor quanto maior for o contraste da imagem original porque os filtros são sensíveis a esta característica das imagens.

Ao longo deste trabalho verificou-se que a utilização da Transformada de Radon, para a remoção de segmentos com inclinações indesejadas, é uma mais-valia para a concretização da detecção. A conjugação dos resultados obtidos com cada um dos filtros é um factor muito importante na qualidade dos resultados obtidos pois, com alguma facilidade, elimina curvas que não são contornos reais de costela. A fase de prolongamento e ajuste das curvas, introduzido no processamento, permite rectificar, de forma bastante eficiente, alguns erros que possam ter sido introduzidos em fases anteriores. O algoritmo de verificação das distâncias intercostais identifica a presença de costelas não delimitadas; no caso de ser necessário introduzir um novo limite, este é determinado recorrendo à informa-

ção dada pelas costelas já detectadas, o que se traduz num ganho substancial na tarefa de detecção.

No capítulo 4 foi proposta uma técnica para a detecção do limite superior das costelas utilizando a informação dada pelos limites inferiores previamente detectados. Para uma dada costela, a parábola que define o limite superior é uma versão equidistante da que define o limite inferior, quando a distância entre elas é medida na perpendicular à tangente à curva inferior. Depois de obtida esta parábola, esta é movida verticalmente para uma posição adjacente tal que o somatório dos pixels correspondentes, na imagem de máximos da filtragem, é mínimo. Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que a abordagem seguida permite obter curvas mais fidedignas do que aquelas que se obteriam por simples ajuste vertical da parábola, tal como é feito na maior parte dos trabalhos publicados.

No capítulo 5 foi apresentada uma técnica para compensar o efeito das sombras introduzidas pelas costelas. É determinada uma máscara de compensação, que depois é subtraída à imagem original para obter a imagem compensada. A análise dos perfis de intensidade permite concluir que a compensação remove as intensidades associadas às costelas de forma bastante satisfatória e que as estruturas apostas às costelas são mantidas na imagem compensada, tal como é definido nos objectivos. Verificou-se que a compensação é influenciada, em larga escala, pela detecção dos limites das costelas pelo que este é o factor mais preponderante para a obtenção de um bom resultado.

No capítulo 6 foram apresentados alguns dos resultados obtidos para o conjunto de imagens utilizadas neste trabalho. Foram também mostrados alguns resultados em imagens de uma outra base de dados. Concluiu-se que os métodos apresentados para delimitação das costelas falham em imagens com baixo contraste mas, para as restantes permitem uma detecção bastante satisfatória. Foram também identificados alguns problemas na detecção das costelas mais próximas dos extremos dos campos pulmonares pois, nestas áreas o contraste da imagem é

mais baixo e, por vezes, as costelas têm sobreposição com a clavícula.

Uma análise do método proposto para a delimitação das costelas, sob um ponto de vista mais global, permite concluir que este apresenta algumas fragilidades nas fases iniciais de filtragem, binarização e adelgaçamento. O processo de filtragem apresenta alguns problemas quando as imagens têm baixo contraste porque os filtros não respondem da forma desejada, necessária para que as fases seguintes possam ter sucesso.

Como foi referido, a escolha do limiar de binarização é feita pelo Método de Otsu; sendo este um método global poderá, em certos casos, não ser o mais indicado, comprometendo assim as fases subseqüentes.

A fase de adelgaçamento surge imediatamente a seguir à binarização com o objectivo de reduzir, até à espessura unitária, os segmentos presentes na imagem. O problema surge quando o segmento a ser adelgado tem uma espessura significativa e/ou buracos pois, desta forma o segmento obtido poderá não estar posicionado sobre o limite real da costela, tal como se pretendia; esta fragilidade foi parcialmente removida com a introdução da fase de ajuste das curvas.

Os resultados obtidos para a compensação das sombras introduzidas pelas costelas são satisfatórios dado que permitem reduzir as intensidades associadas às costelas sem que sejam removidas estruturas que a elas possam estar sobrepostas.

## 7.2 Perspectivas de Desenvolvimento Futuro

Existem várias possibilidades de desenvolvimento e aperfeiçoamento do trabalho apresentado nesta dissertação.

Dado que existem algumas fragilidades ao nível da binarização, uma possibilidade de melhoramento seria utilizar um método no qual o limiar fosse calculado localmente; esta técnica poderia minimizar os problemas introduzidos pelo Método de Otsu em imagens onde as respostas dos filtros sejam menos satisfató-

rias.

Outra possibilidade seria estudar estatisticamente as distâncias entre limites consecutivos, para um vasto conjunto de imagens. Este conhecimento ajudaria a aumentar a eficiência do algoritmo que verifica as distâncias intercostais, aumentando assim a qualidade dos resultados obtidos.

Ao nível da compensação das sombras introduzidas pelas costelas seria interessante fazê-la utilizando a informação relativa aos tecidos moles na perpendicular à tangente às curvas e não na vertical. Este desenvolvimento permitiria que os resultados fossem melhores nos pontos de cruzamento entre as costelas posteriores e as anteriores.



# Bibliografia

- [1] A. M. Mendonça, J. Silva, and A. C. Campilho, “Automatic delimitation of lung fields on chest radiographs,” in *ISBI 2004 - IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, pp. 1287–1290, 2004.
- [2] A. Mendonça, J. Silva, and A. Campilho, “Detection and validation of lung field contours on chest radiographs,” in *Proceedings of the IASTED International Conference on Biomedical Engineering*, pp. 183–188, 2003.
- [3] Z. Yue, A. Goshtasby, and L. V. Ackerman, “Automatic detection of rib borders in chest radiographs,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 14, no. 3, pp. 525–536, 1995.
- [4] B. van Ginneken and B. ter Haar Romeny, “Automatic segmentation of lung fields in chest radiographs,” *Medical Physics*, vol. 27, no. 10, pp. 2445–2455, 2000.
- [5] H. Wechsler and J. Sklansky, “Finding the rib cage in chest radiographs,” *Pattern Recognition*, vol. 9, Issue 1, pp. 21–30, January 1977.
- [6] P. de Souza, *Automatic analysis of chest radiographs*. IBM - UK Scientific Centre, January 1982. Internal Report.
- [7] H. Zhao, S. B. Lo, M. T. Freedman, and Y. J. Wang, “Enhanced lung cancer detection in temporal subtraction chest radiography using directional edge filtering techniques,” in *Proc. SPIE Vol. 4684, p. 698-703, Medical Imaging*

- 2002: *Image Processing*, Milan Sonka; J. Michael Fitzpatrick; Eds., pp. 698–703, May 2002.
- [8] B. van Ginneken and B. ter Haar Romeny, “Automatic delineation of ribs in frontal chest radiographs,” in *Proceedings of the SPIE*, vol. 3979, pp. 825–836, 2000.
- [9] M. Park, J. S. Jin, and L. S. Wilson, “Detection and labeling ribs on expiration chest radiographs,” in *Medical Imaging 2003: Physics of Medical Imaging*. Edited by Yaffe, Martin J.; Antonuk, Larry E. *Proceedings of the SPIE, Volume 5030*, pp. 1021-1031 (2003)., 1021-1031 2003.
- [10] S. Sarkar and S. Chaudhuri, “Detection of rib shadows in digital chest radiographs,” in *ICIAP '97: Proceedings of the 9th International Conference on Image Analysis and Processing-Volume II*, pp. 356–363, Springer-Verlag, 1997.
- [11] M. Park, J. S. Jin, and L. S. Wilson, “Detection of abnormal texture in chest x-rays with reduction of ribs,” in *2003 Pan-Sydney Area Workshop on Visual Information Processing (VIP2003)* (M. Piccardi, T. Hintz, S. He, M. L. Huang, and D. D. Feng, eds.), vol. 36 of *Conferences in Research and Practice in Information Technology*, (Sydney, Australia), pp. 71–74, ACS, 2004. Pan-Sydney Area Workshop on Visual Information Processing (VIP2003).
- [12] F. Vogelsang, F. Weiler, J. Dahmen, M. Kilbinger, B. Wein, and R. Gunther, “Detection and compensation of rib structures in chest radiographs for diagnose assistance,” in *Proceedings of the International Symposium on Medical Imaging 1998*, vol. 3338-1, pp. 774–785, SPIE, 1998.
- [13] F. Vogelsang, M. Kohnen, J. Mahlke, F. Weiler, M. W. Kilbinger, B. B. Wein, and R. W. Guenther, “Model-based analysis of chest radiographs,” in *Proc. SPIE Vol. 3979, p. 1040-1052, Medical Imaging 2000: Image Processing*, Kenneth M. Hanson; Ed., pp. 1040–1052, June 2000.



- [14] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms," *IEEE-ESMC*, vol. 9, no. 1, pp. 62–66, 1979.
- [15] Mathworks, *MatLab Image Processing Toolbox User's Guide*, October 2004. <http://www.mathworks.com/products/imageprocessing/>.
- [16] J. Shiraishi, S. Katsuragawa, J. Ikezoe, T. Matsumoto, T. Kobayashi, K.-i. Komatsu, M. Matsui, H. Fujita, Y. Kodera, and K. Doi, "Development of a Digital Image Database for Chest Radiographs With and Without a Lung Nodule: Receiver Operating Characteristic Analysis of Radiologists' Detection of Pulmonary Nodules," *Am. J. Roentgenol.*, vol. 174, no. 1, pp. 71–74, 2000.