JOSÉ MIGUEL MANZANARES CHIRINOS

Determinação do Contorno Pulmonar Orientado em Sequências
Temporais de Imagens de RM pela Transformada de Hough

São Paulo
2016

JOSÉ MIGUEL MANZANARES CHIRINOS

Determinação do Contorno Pulmonar Orientado em Sequências
Temporais de Imagens de RM pela Transformada de Hough

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Engenharia Mecânica

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

Orientador: Prof. Dr. Marcos de Sales
Guerra Tsuzuki

São Paulo
2016

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, _____ de _____ de _____

Assinatura do autor: _____

Assinatura do orientador: _____

Catlogação-na-publicação

Chirinos, José Miguel

Determinação do Contorno Pulmonar Orientado em Sequências Temporais de Imagens de RM pela Transformada de Hough / J. M. Chirinos -- versão corr. -- São Paulo, 2016.
105 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1.PULMÃO 2.IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA
3.IMAGEAMENTO (BIOENGENHARIA) I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

A meus colegas, professores e, principalmente, à minha família.

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcos Sales Guerra Tsuzuki, que sempre se mostrou aberto e disposto a me orientar neste trabalho. Aos meus colegas de laboratório, que me ajudaram sempre que possível. A meus familiares, especialmente meus pais, que sempre me apoiaram durante toda a minha formação. À Escola Politécnica, por ter fornecido a infraestrutura para o desenvolvimento deste trabalho. À CAPES por financiar esta pesquisa de mestrado. A todos aqueles que contribuíram de forma indireta para que eu chegasse a este ponto.

*“É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.*

*Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.*

*Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ...”*

(Martin Luther King)

Resumo

O estudo do movimento pulmonar é assunto de grande interesse na área médica. A observação direta do mesmo é inviável, uma vez que o pulmão colapsa quando a caixa torácica é aberta. Dentre os meios de observação indireta, escolheu-se o imageamento por ressonância magnética em respiração livre e sem uso de nenhum gás para melhorar o contraste ou qualquer informação de sincronismo. Esta escolha propõe diversos desafios, como: a superar a alta variação na qualidade das imagens, que é baixa, em geral, e a suscetibilidade a artefatos, entre outras limitações a serem superadas. Imagens de Tomografia Computadorizada apresentam melhor qualidade e menor tempo de aquisição, mas expõem o paciente a níveis consideráveis de radiação ionizante. É apresentada uma metodologia para segmentação do pulmão, produzindo um conjunto de pontos coordenados. Isto é feito através do processamento temporal da sequência de imagens de RM. Este processamento consiste nas seguintes etapas: geração de imagens temporais (2DSTI), transformada de Hough modificada, algoritmo de contornos ativos e geração de silhueta. A partir de um dado ponto, denominado centro de rotação, são geradas diversas imagens temporais com orientações variadas. É proposta uma formulação modificada da transformada de Hough para determinar curvas parametrizadas que sejam síncronas ao movimento diafragmático, chamados movimentos respiratórios. Também são utilizadas máscaras para delimitar o domínio de aplicação da transformada de Hough. São obtidos movimentos respiratórios que são suavizados pelo algoritmo de contornos ativos e, assim, permitem a geração de contornos para cada quadro pertencente a sequência e, portanto, de uma silhueta do pulmão para cada sequência.

Palavras-chave: Segmentação do Pulmão. Imagens Médicas. Ressonância Magnética.

Abstract

Lung movement visualization is of great interest in medicine. Direct observation of the lung movement is not practicable, as it collapses if the thoracic cage is opened. Among indirect observation means, we choose magnetic resonance imaging, acquired on free breathing, without the use of any triggering information and any special gas to enhance the contrast. This choice leads us to overcome the high variation on MR images' quality, which is, generally, low, and, also, artifact susceptibility, among other limitations. Computed Tomography images have better quality and a shorter acquisition time, but they expose the subject to considerably high levels of radiation. A Lung segmentation methodology is presented and it produces a connected set of points. That is achieved through MRI sequences temporal processing and it consists of the following stages: masks generation, 2-dimensional space-time images (2DSTI), modified Hough transform, an active contours algorithm and silhouette generation. Using a given point, which will be called parameter point, various temporal images with varied orientation will be generated. A modified Hough transform is applied to extract parameterized curves, that are synchronous to diaphragmatic movement, which will be called respiratory movements. Also, masks will be used in order to delimit the modified Hough transform application domain. An active contours algorithm will smoothen the obtained respiratory movements, so they will allow the generation of a contour for each frame on the image sequence and, therefore, a lung silhouette for a given sequence.

Keywords: Lung Segmentation. Medical Imaging. MRI.

Lista de ilustrações

Figura 1	– (a). Contorno definido pelo usuário - pontos de controles representados por círculos. (b) Contorno determinado automaticamente pelo algoritmo - pontos de controle representados por quadrados.	17
Figura 2	– (a). Sequência sagital. (b) Sequência coronal.	20
Figura 3	– Exemplo de um STV construído a partir de 10 imagens coronais de RM do pulmão. (STEVO, 2010)	21
Figura 4	– Ilustração da intersecção de um STV com um plano arbitrário paralelo ao eixo do tempo. (STEVO, 2010)	21
Figura 5	– À esquerda, imagens de RM com planos de corte marcados em azul: (a) e (c). À direita, as respectivas imagens temporais associadas aos planos de corte azuis: (b) e (d).	22
Figura 6	– Uma função respiratória padrão $f_s(t)$	22
Figura 7	– Diversos movimentos respiratórios para: (a) Imagem pertencente a uma sequência sagital. (b) Imagem pertencente a uma sequência coronal. . .	23
Figura 8	– A transformada de Hough estabelece um mapeamento entre a imagem e o Espaço paramétrico de Hough.	24
Figura 9	– Criação de uma máscara definindo o contorno pulmonar. (a) Imagem de RM original. (b) Imagem binarizada. (c) Interior determinado. (d) Aplicação de filtro. (e) Interior determinado. (f) Imagem após a aplicação de operadores morfológicos e do operador XOR.	25
Figura 10	– Os pixels no contorno são deslocados verticalmente, verificando ponto a ponto se há redução no funcional. Espera-se assim minimizar o funcional de energia dado. (a) Nós ímpares em movimento. (b) Nós pares em movimento.	27
Figura 11	– Diagrama do Sistema Proposto.	29
Figura 12	– Imagens 2DST. (a) Original. (b) Imagem de arestas segundo (3.3). (c) Imagem de arestas segundo (3.2).	30
Figura 13	– Exemplo comparando a imagem original à imagem de arestas espacial. (a) Imagem sagital. (b) Imagem de arestas (Canny).	30
Figura 14	– Processamento Temporal. (a) Imagem original indicando o plano de corte. (b) Imagem 2DST (corte em verde). (c) Imagem de arestas segundo (3.3). (d) Imagem de arestas segundo (3.2). (e) Acumulador, com domínio limitado por máscara definido pela imagem de arestas (c).	32
Figura 15	– Imagens 2DST. (a) Padrões determinados. (b) Imagem de arestas segundo (3.3). (c) Imagem de arestas com a aplicação de máscara temporal.	32

Figura 16 – (a) Modelo de movimentação similar a um balão que infla e desinfla. (b) Padrões determinados na imagem 2DST. (c) Padrões determinados no espaço de Hough.	33
Figura 17 – Novos conceitos definidos para a transformada de Hough modificada proposta neste trabalho: valores máximo e mínimo para as intensidades de aresta e escalas positiva e negativa, respectivamente.	34
Figura 18 – Fluxograma do algoritmo para geração de imagens temporais multidirecionais.	34
Figura 19 – Imagem de RM sagital com diversos planos de corte para geração de imagens temporais indicados pelas respectivas letras e cores. (a) Verde. (b) Ciano (c) Azul (d) Magenta (e) Vermelho (f) Amarelo	35
Figura 20 – Exemplos de intersecções dos planos gerados com imagens de sequências coronais e sagitais. (a) Imagem sagital. (b) Imagem coronal.	36
Figura 21 – Geração de pontos extremos e linhas de referência. Pontos iniciais são representados em amarelo, pontos finais são representados em vermelho e o centro de rotação aparece em azul. As linhas de referência são representadas em verde.	37
Figura 22 – Geração de pontos extremos e linhas de referência. Pontos iniciais são representados em amarelo, pontos finais são representados em vermelho e o centro de rotação aparece em azul. As linhas de referência são representadas em verde. Pontos auxiliares aparecem em ciano.	38
Figura 23 – Fluxograma do algoritmo para geração de contornos.	38
Figura 24 – Comparação de máscaras geradas para diversos quadros de uma sequência de imagens de RM. (a), (c) e (e) Máscaras Manuais. (b), (d) e (f) Máscaras proposta por Tavares (2011).	40
Figura 25 – Comparação de máscaras geradas para diversos quadros de uma sequência de imagens de RM. (a), (c) e (e) Máscaras Manuais. (b), (d) e (f) Máscaras proposta por Tavares (2011).	41
Figura 26 – Comparação de máscaras geradas para diversos quadros de uma sequência de imagens de RM. (a), (c) e (e) Máscaras Manuais. (b), (d) e (f) Máscaras proposta por Tavares (2011).	42
Figura 27 – Comparação de imagens temporais de máscaras gerados segundo Tavares (2011), (g)-(l), e máscaras manuais, (a)-(f). (a) e (g) Verde. (b) e (h) Ciano. (c) e (i) Azul. (d) e (j) Magenta. (e) e (k) Vermelho. (f) e (l) Amarelo.	43
Figura 28 – Movimentos respiratórios obtidos usando acumulador por valor absoluto. Foi processada a sequência 466 (kad2) (a)-(r) Índices de 1 a 426, espaçados de 25.	45

Figura 29 – Contornos obtidos utilizando acumulador por valor absoluto. Foi processada a sequência sagital 466 (kad2). (a)-(l) Quadros 1-12 da sequência.	46
Figura 30 – Movimentos respiratórios determinados para diversas imagens 2DST. (kad2-466) (a)-(q) Índices de 1 a 426, espaçados de 25.	47
Figura 31 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-466) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	48
Figura 32 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-466) (a)-(t) Quadros 21-40 da sequência.	49
Figura 33 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-466) (a)-(j) Quadros 41-50 da sequência.	50
Figura 34 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-465) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	51
Figura 35 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-465) (a)-(t) Quadros 21-40 da sequência.	52
Figura 36 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-465) (a)-(j) Quadros 41-50 da sequência.	53
Figura 37 – Contornos obtidos para uma sequência coronal de imagens de RM. (Iwasawa-CP2) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	54
Figura 38 – Contornos obtidos para uma sequência coronal de imagens de RM. (Iwasawa-CP2) (a)-(t) Quadros 21-40 da sequência.	55
Figura 39 – Contornos obtidos para uma sequência coronal de imagens de RM. (Iwasawa-CP2) (a)-(j) Quadros 41-50 da sequência.	56
Figura 40 – Deslocamento do centro de rotação de acordo com os valores do parâmetro de geometria.	56
Figura 41 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.6$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	57
Figura 42 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.5$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	58
Figura 43 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.4$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	59
Figura 44 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.3$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	60
Figura 45 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.2$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	61
Figura 46 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.1$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	62
Figura 47 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = 0.0$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	63

Figura 48 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = 0.1$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	64
Figura 49 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = 0.2$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	65
Figura 50 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = 0.3$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.	66
Figura 51 – Problemas de detecção num acumulador muito pequeno. (a) e (b), acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 201). (c) e (d) acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 274).	67
Figura 52 – Detecção correta num acumulador de tamanho apropriado. (a) e (b), acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 201). (c) e (d) acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 274).	68
Figura 53 – Problemas de detecção num acumulador muito grande. (a) e (b), acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 240).	68
Figura 54 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Máscaras morfológicas. Acumulador por valor absoluto . . .	69
Figura 55 – Acumuladores mal definidos ou com mal comportamento	70
Figura 56 – Exemplos de evolução de padrões no espaço de Hough. Índices de Plano: (a) 114. (b) 115. (c) 116. (d) 117. (e) 118.	71
Figura 57 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Máscaras morfológicas.	72
Figura 58 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Máscaras manuais.	73
Figura 59 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Máscaras manuais.	74
Figura 60 – Anomalias ressaltadas em verde no gráfico de escala por índice de plano.	74
Figura 61 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.6$	75
Figura 62 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.5$	75
Figura 63 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.4$	76
Figura 64 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.3$	76
Figura 65 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.2$	77
Figura 66 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.1$	77

Figura 67 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.0$	78
Figura 68 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.1$	78
Figura 69 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.2$	79
Figura 70 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.3$	79
Figura 71 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.6$	80
Figura 72 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.5$	80
Figura 73 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.4$	81
Figura 74 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.3$	81
Figura 75 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.2$	82
Figura 76 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.1$	82
Figura 77 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.0$	83
Figura 78 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.1$	83
Figura 79 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.2$	84
Figura 80 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.3$	84
Figura 81 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.6$	85
Figura 82 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.5$	85
Figura 83 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.4$	86
Figura 84 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.3$	86
Figura 85 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.2$	87

Figura 86 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.1$	87
Figura 87 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.0$	88
Figura 88 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.1$	88
Figura 89 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.2$	89
Figura 90 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.3$	89
Figura 91 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.6$	90
Figura 92 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.5$	90
Figura 93 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.4$	91
Figura 94 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.3$	91
Figura 95 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.2$	92
Figura 96 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.1$	92
Figura 97 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = 0.0$	93
Figura 98 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = 0.1$	93
Figura 99 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = 0.2$	94
Figura 100 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = 0.3$	94
Figura 101 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.6$	95
Figura 102 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.5$	95
Figura 103 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.4$	96
Figura 104 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.3$	96

Figura 105–Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.2$	97
Figura 106–Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.1$	97
Figura 107–Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = 0.0$	98
Figura 108–Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = 0.1$	98
Figura 109–Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = 0.2$	99
Figura 110–Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = 0.3$	99

Sumário

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Motivação e Objetivos	16
1.2	Rápida Revisão Sobre a Segmentação Pulmonar em Imagens de RM	16
1.3	Segmentação Pulmonar em Sequências de Imagens de RM	17
1.4	Organização do Texto	18
2	CONCEITOS E ALGORITMOS FUNDAMENTAIS	19
2.1	Imageamento por RM do Pulmão	19
2.2	Função Respiratória Padrão	20
2.3	Transformada de Hough	20
2.4	Máscaras Pulmonares por Limiarização	24
2.5	Algoritmo de Contornos Ativos	25
3	MÉTODO PROPOSTO	28
3.1	Arquitetura do Algoritmo Proposto	28
3.2	Revisão sobre Segmentação	28
3.3	Algoritmo da transformada de Hough Revisto	31
3.3.1	Acumulador pelo Valor Absoluto	31
3.3.2	Acumulador Negativo-Positivo	31
3.4	Algoritmo para Geração de Planos Multidirecionais	33
3.5	Algoritmo para Geração de Silhuetas	37
3.6	Máscaras Manuais	39
3.7	Conclusão	39
4	RESULTADOS	44
4.1	Alguns resultados do experimento	44
4.2	Teste de Centro de Rotação	44
5	DISCUSSÃO	67
5.1	Determinação das Dimensões Adequadas do Acumulador	67
5.2	Acumulador com Valor Absoluto de Aresta	67
5.3	Avaliação do Método Proposto	68
5.4	Gráficos do Teste do Centro de Rotação	70
5.5	Conclusão	90
6	CONCLUSÃO	101
6.1	Trabalhos Futuros	102

REFERÊNCIAS 103

1 Introdução

O movimento pulmonar ocorre de maneira passiva, na inspiração os músculos intercostais se movem para frente, e o diafragma, se move para baixo, simultaneamente. Ocorrem os movimentos inversos na expiração. A compressão e a descompressão dos alvéolos, respectivamente, durante a inspiração e expiração fazem com que a tensão superficial do pulmão, respectivamente, diminua e aumente. Este fenômeno caracteriza a histerese do movimento pulmonar, que fica bem definida pela diferença na relação pressão/volume durante inspiração e expiração ([SANTHANAM et al., 2004](#)).

A observação direta do movimento pulmonar é inviável, uma vez que o pulmão colapsa quando a caixa torácica é aberta. A única opção para observar o pulmão em movimento é indireta por meio de dispositivos de imageamento. Tais métodos sofrem de imperfeições características devido ao erro nas aproximações dos sinais por médias de pequenos volumes, limitações na resolução e consideráveis taxas de sinal-ruído. Contornos desconexos ou mal definidos são efeitos destas limitações. Neste trabalho é utilizada uma modelagem da movimentação pulmonar para realizar a segmentação pulmonar de uma sequência temporal de imagens.

A modelagem precisa do movimento pulmonar é um importante tópico de pesquisa em diversas aplicações clínicas. Por exemplo, a visualização da deformação pulmonar é estudada para verificar equipamentos de aquisição de imagens médicas e para treinamentos médicos. Diversos modelos do movimento pulmonar foram desenvolvidos: utilizando imagens de tomografia computadorizada (TC) ([TSUI; SEGARS; LALUSH, 2000](#)), e baseado na anatomia pulmonar ([ZORDAN et al., 2004](#)). Entretanto, a TC utiliza consideráveis doses de radiação, sendo, então, inviável para estudos do movimento pulmonar. A escolha pelo imageamento por Ressonância Magnética é preferível em relação à TC.

Vários trabalhos apresentaram meios de avaliar o volume pulmonar, visto que métodos de diagnóstico pulmonar atuais ainda necessitam de diversos aprimoramentos. Por exemplo, espirometria e testes de função pulmonar apenas fornecem medidas globais do trabalho pulmonar. Um procedimento utilizado para medição do volume pulmonar foi associá-lo ao movimento da caixa torácica em imagens de RM ([CLUZEL et al., 2000](#); [SUGA et al., 1999](#)). Outro modo de avaliar o volume pulmonar é através do estudo do movimento diafragmático. [Iwasawa et al. \(2002\)](#) avaliaram quantitativamente o movimento diafragmático em imagens de RM a partir da área em deslocamento e a amplitude total de movimento do diafragma em um ciclo respiratório. [Cluzel et al. \(2000\)](#) obtiveram imagens tridimensionais de RM, com o paciente em respiração presa, reduzindo o tempo de aquisição de cada imagem. A sequência de imagens foi utilizada para medir o volume do pulmão e a

área do diafragma. [Gauthier et al. \(1994\)](#) avaliaram não somente a área do diafragma, mas também o formato de sua superfície para diferentes volumes do pulmão. [Gierada et al. \(1995\)](#) verificaram e confirmaram a viabilidade do imageamento do movimento diafragmático através de imagens de RM obtidas por pulsos *fast gradient recalled echo* (GRE). Alguns poucos trabalhos tiveram como foco o movimento do parênquima pulmonar ([VOORHEES et al., 2005](#); [GEE et al., 2003](#)).

1.1 Motivação e Objetivos

Uma etapa inicial muito importante na determinação do volume pulmonar e outras aplicações clínicas, é a segmentação do pulmão. Neste trabalho, será proposto um algoritmo de segmentação do pulmão. O algoritmo de segmentação proposto se baseia na obtenção de contornos pulmonares utilizando padrões respiratórios, por meio de curvas paramétricas que representam o movimento pulmonar numa dada sequência de imagens. Todos os contornos pulmonares são simultaneamente segmentados e registrados. Desta maneira, um ponto do contorno pulmonar, em um determinado instante, possuirá uma correspondente em cada imagem da sequência temporal.

1.2 Rápida Revisão Sobre a Segmentação Pulmonar em Imagens de RM

O imageamento por RM possui diversas limitações a serem superadas. Entre elas, destaca-se a baixa relação sinal-ruído, devido à baixa densidade de prótons no ar ([KO; NAIDICH, 2004](#)). Assim, existe um compromisso entre tempo de aquisição e resolução espacial. A quantidade de vasos sanguíneos presentes no pulmão tem alta variação, mesmo para imagens de uma mesma sequência ([MATSUSHITA et al., 2004](#)), e estes produzem muitos máximos locais quando o sangue é bombeado. Isto ocorre devido a alterações na polarização causadas pelo fluxo sanguíneo. A pulsação sanguínea ([KAUCZOR, 2009](#)) e o movimento do tecido cardíaco ([HATABU et al., 1999](#)) podem gerar artefatos na imagem. Na caixa torácica, o pulmão e o coração são os únicos órgãos em movimento. Por este motivo, muitos dos trabalhos recentes envolvendo imagens de RM do pulmão exploram mais aspectos funcionais do pulmão, como ventilação e perfusão, e caracterização de lesões. A limitação na resolução espacial das imagens de RM não é crítica na avaliação de tais aspectos ([MILLS et al., 2003](#)).

Existem duas abordagens muito utilizadas no estudo de imagens de RM do pulmão: a abordagem estática, que utiliza procedimentos e sequências padrões aplicados em ciclos de respiração presa, de modo a adquirir imagens em pelo menos dois estágios diferentes; e a abordagem da aquisição em respiração livre do paciente. A vantagem evidente da

Figura 1 – (a). Contorno definido pelo usuário - pontos de controles representados por círculos. (b) Contorno determinado automaticamente pelo algoritmo - pontos de controle representados por quadrados.

segunda abordagem é a caracterização fiel da evolução temporal do movimento pulmonar. A desvantagem inerente na segunda abordagem reside em necessitar de uma resolução temporal maior, em detrimento da resolução espacial da imagem. Sequências tipicamente empregadas pela segunda abordagem são de gradientes de eco (FLASH, Siemens; SPGR, General Electric; T1-FFE, Philips) e de gradientes de eco em estado uniforme (TrueFISP, Siemens; FIESTA, General Electric; FFE balanceado, Philips). A primeira sequência tem a vantagem de maior resolução temporal, e a segunda tem a vantagem de maior sinal dos vasos sanguíneos, que fornecem as principais informações espaciais na obtenção de imagens dinâmicas do pulmão através de RM (PLATHOW et al., 2005).

Middleton e Damper (1995) abordaram a segmentação do pulmão a partir de imagens de RM através de uma combinação de classificadores de redes neurais supervisionadas e modelos de contornos ativos paramétricos para delinear os pulmões em várias fatias de RM. Ray et al. (2003) estudaram o mesmo problema utilizando modelos de contornos ativos paramétricos que poderiam mesclar múltiplos contornos para segmentar o pulmão. Este método utilizava um campo de forças externas, baseado em equações diferenciais parciais com condições de contorno que foram definidas pelo contorno inicial. Osareh e Shadgar (2009) utilizaram contornos ativos geométricos para segmentar cavidades pulmonares em imagens de RM.

1.3 Segmentação Pulmonar em Sequências de Imagens de RM

Asakura et al. (2005) propuseram um método para a segmentação temporal da região do pulmão em sequências de imagens de RM. Um perito médico é responsável por definir o contorno da região do pulmão na imagem inicial (ver Fig. 1(a)) e o algoritmo o determina nas demais imagens da sequência (ver Fig. 1(b)). Este método produz resultados

aceitáveis, mas é muito dependente do especialista médico que define o contorno inicial do pulmão, pois, eventualmente, é necessário fazer correções em alguns pontos determinados pelo algoritmo. [Tsuzuki et al. \(2009\)](#) utilizaram este método para reconstruir uma animação 4D do pulmão, tendo como entrada silhuetas definidas em sequências temporais de imagens de RM coronais e sagitais. É feita uma composição das silhuetas sagitais e coronais e um modelo sólido B-Rep é construído.

[Tavares et al. \(2010\)](#) propuseram um algoritmo de segmentação, no qual um conjunto de pontos desestruturado é obtido para representar o contorno e, um algoritmo de contornos ativos é utilizado para definir a sequência ordenada de pontos para representar o contorno. O contorno obtido através dessa metodologia não é registrado ao longo da sequência temporal de contornos. [Yang et al. \(2014\)](#) propuseram um método de segmentação baseada no registro de pontos de controle de curvas B-Spline que representam o contorno do pulmão visualização tridimensional ou quadridimensional, do pulmão. Eles utilizaram uma sequência de aquisição diferente (*Dynamic 3-D MRI*) da utilizada neste trabalho (TRUE-FISP), e que proporciona um contorno pulmonar com um melhor contraste e mais bem definido.

1.4 Organização do Texto

Este texto está estruturado da seguinte maneira.

No capítulo [2](#), são revistos alguns conceitos utilizados que já foram apresentados em trabalhos anteriores e alguns resultados destes são ilustrados para o melhor entendimento do funcionamento do sistema proposto. Em seguida, é apresentado a arquitetura do sistema, o método proposto neste trabalho no capítulo [3](#). Resultados são exibidos no capítulo [4](#) e são discutidos no capítulo [5](#). As conclusões do trabalho são feitas no capítulo [6](#).

2 Conceitos e Algoritmos Fundamentais

Neste capítulo, são introduzidos os conceitos utilizados no algoritmo de segmentação proposto. A seção 2.1 faz uma breve introdução à física do imageamento por RM do pulmão. A seção 2.2 estabelece o sincronismo dos movimentos respiratórios pela definição da função respiratória padrão. A formulação mais tradicional e aplicada em trabalhos anteriores da transformada de Hough é apresentada na seção 2.3. Máscaras são apresentadas na seção 2.4 e sua aplicação permite determinar o movimento respiratório sobre o contorno pulmonar. Um algoritmo de contornos ativos é definido como ferramenta de suavização de padrões respiratórios determinados pela transformada de Hough na seção 2.5 com o objetivo de relaxar a restrição de sincronismo dos movimentos respiratórios.

2.1 Imageamento por RM do Pulmão

A breve explicação a seguir foi baseada no primeiro capítulo de (LANDINI; POSITANO; SANTARELLI, 2005). O princípio de funcionamento do imageamento por RM é baseado no momento angular do spin dos elétrons e a sua configuração depende da estrutura do material que está sendo escaneado, neste caso o tecido pulmonar. Através da exposição destes núcleos a campos magnéticos externos, é que se avalia a variação dos campos magnéticos internos, que estão associados ao momento angular de cada núcleo. Estes campos magnéticos externos também são conhecidos como pulso de rádio frequência. Bobinas são utilizadas para medir as variações deste campos internos e adquirir um sinal.

O sinal efetivamente usado no processo é o da variação da magnetização nos núcleos, que nada mais é que a soma do momento angular de todos os núcleos. A amostra pode ser submetida a diversos tipos de pulso de RF, dando origem a diversos tipos de imageamento por RM. Cada tecido responde de maneira diferente à excitação, tecidos com maior magnetização correspondem a porções brancas na imagem. Como o hidrogênio é o elemento mais suscetível a essa medição, é a sua presença que acaba determinando a intensidade que o tecido apresentará na imagem.

Depois que a imagem é formada, ela é armazenada em um arquivo de formato padronizado chamado por DICOM. Este padrão foi criado para permitir a fácil troca de informações entre aparelhos biomédicos e para padronizar a formatação das imagens obtidas. O sistema a ser desenvolvido neste trabalho processará imagens DICOM, extraíndo a sua imagem e informações importantes, para depois utilizá-las.

Figura 2 – (a). Sequência sagital. (b) Sequência coronal.

2.2 Função Respiratória Padrão

Dois tipos principais de sequências de imagens são processados: coronais e sagitais. Estes dois tipos de sequência de imagens são exibidos na Fig. 2. Sequências coronais apresentam silhuetas dos pulmões direito e esquerdo, enquanto as sagitais apresentam a silhueta de apenas um deles. É possível definir um volume espaço temporal (STV - *Spatio Temporal Volume*) $I_s(x, y, t)$ pelo empilhamento de imagens de sequências temporais, onde x e y são as coordenadas de cada pixel da imagem e t é o tempo. A Fig. 3 mostra um exemplo de um STV, construído a partir de 10 imagens coronais.

Dado um STV, pode-se definir um plano $Q_s(x_s, y_s, \theta_s)$, de modo que ele contém o ponto (x_s, y_s) , faz um ângulo de θ_s com o eixo x e é paralelo ao eixo de tempo t . A intersecção do STV $I_s(x, y, t)$ com $Q_s(x_s, y_s, \theta_s)$ define uma imagem espaço-temporal 2D (2DST) como ilustrado na Fig. 4. A imagem 2DST $F_s(t, y_s)$ corresponde à intersecção do STV $I_s(x, y, t)$ com $Q_s(x_s, y_s, \theta_s)$. A Fig. 5 mostra imagens 2DST obtidas orientações arbitrárias.

A função respiratória padrão $f_s(t)$ representa o movimento pulmonar, e ela é determinada na região diafragmática, uma vez que é mais fácil de observá-la nesta região, pois seu movimento tem maior amplitude quando comparado a outras possibilidades. Uma $f_s(t)$ é mostrada na Fig. 6, que representa uma sequência de valores inteiros não-negativos no tempo. A $f_s(t)$ está dentro do intervalo $[0, f_{max}]$, onde f_{max} é a sua amplitude máxima.

2.3 Transformada de Hough

A transformada de Hough é uma técnica de extração de características utilizada em análise de imagem, visão computacional e processamento de imagens (KIRYATI; ELDAR; BRUCKSTEIN, 1991). O propósito desta técnica é determinar instâncias imperfeitas de

Figura 3 – Exemplo de um STV construído a partir de 10 imagens coronais de RM do pulmão. (STEVO, 2010)

Figura 4 – Ilustração da intersecção de um STV com um plano arbitrário paralelo ao eixo do tempo. (STEVO, 2010)

Figura 5 – À esquerda, imagens de RM com planos de corte marcados em azul: (a) e (c). À direita, as respectivas imagens temporais associadas aos planos de corte azuis: (b) e (d).

Figura 6 – Uma função respiratória padrão $f_s(t)$.

Figura 7 – Diversos movimentos respiratórios para: (a) Imagem pertencente a uma sequência sagital. (b) Imagem pertencente a uma sequência coronal.

padrões pertencentes a uma certa classe de curvas através de um processo de votação. Uma transformada de Hough modificada foi proposta por Matsushita et al. (2004) para se determinar a presença de movimentos respiratórios $f_k(t)$ em imagens 2DST. Cada ponto deve se mover no tempo de acordo com um padrão respiratório, alterado por uma escala e um deslocamento. A Fig. 7 mostra a presença de padrões de movimento. O movimento de cada ponto no tempo é modelado por

$$f_k(t) = y = a \cdot f_s(t) - b \quad (2.1)$$

onde a e b são a escala e o deslocamento, com relação a $f_s(t)$, respectivamente. A busca por movimentos respiratórios $f_k(t)$ pode ser resumida como sendo a identificação de um conjunto de pares (a, b) no maior número possível de imagens 2DST de um determinado STV. Uma imagem de arestas é criada a partir da imagem 2DST utilizando-se um filtro de gradiente (HEATH et al., 1998). Um movimento respiratório é, portanto, completamente especificado por um par de parâmetros (a, b) . Para a detecção de movimentos respiratórios, a transformada de Hough mapeia cada pixel (t, y) da imagem de arestas no espaço paramétrico de Hough.

Cada ponto (t, y) , presente no espaço da imagem de arestas, representa uma reta no espaço paramétrico de Hough, conforme

$$b = a \cdot f_s(t) - y \quad (2.2)$$

e as células no espaço paramétrico de Hough pelas quais esta reta passa são incrementadas de acordo com a intensidade do ponto no espaço da imagem de arestas. Este processo é repetido para todos os pontos do espaço da imagem de arestas. Cada célula (a, b) no espaço paramétrico de Hough representa um movimento respiratório.

Figura 8 – A transformada de Hough estabelece um mapeamento entre a imagem e o Espaço paramétrico de Hough.

Assim, após todos os pontos da imagem de arestas terem sido acumulados no espaço paramétrico de Hough, a célula (a, b) no espaço paramétrico de Hough indica o movimento respiratório mais saliente para a imagem 2DST processada. Na Fig. 8, mostram-se dois pontos, pertencentes a um mesmo movimento respiratório $f_k(t)$ no espaço da imagem de arestas, sendo mapeados nas respectivas retas no espaço paramétrico de Hough. O movimento respiratório $f_k(t)$ é mapeado num ponto (a, b) . Ambos $(f_k(t))$ e (a, b) tem representações em vermelho na Fig. 8.

2.4 Máscaras Pulmonares por Limiarização

Matsushita et al. (2004) propuseram um método para detectar a presença de movimentos respiratórios em imagens temporais baseado em transformada de Hough. Este método determina diversos movimentos respiratórios, do pulmão e de todas as demais estruturas internas e demais órgãos no seu entorno. Sua incapacidade de determinar qual dos diversos movimentos respiratórios detectados pertence ao contorno do pulmão é que motivou a utilização de máscaras para delimitar apropriadamente o domínio de aplicação da transformada de Hough modificada (TAVARES, 2011).

Como grande parte do volume interno do pulmão é preenchido por ar, que gera um baixo sinal na imagem de RM, é possível separar o contorno pulmonar e o exterior definindo um limiar de intensidade de pixels (veja a Fig. 9.(b)). Após esta limiarização, utiliza-se um filtro de mediana para atenuar a presença de pequenas estruturas internas na imagem. Para obter o isolamento da superfície pulmonar em relação ao fundo, um algoritmo de rotulação executa uma análise dos pixels vizinhos (veja a Fig. 9.(c)). O contorno resultante é suavizado por um segundo filtro de mediana (veja a Fig. 9.(d)). Aplica-se o algoritmo de rotulação novamente, removendo todas estruturas internas restantes do pulmão (veja a Fig. 9.(e)). O resultado final é uma estimativa da região pulmonar.

Figura 9 – Criação de uma máscara definindo o contorno pulmonar. (a) Imagem de RM original. (b) Imagem binarizada. (c) Interior determinado. (d) Aplicação de filtro. (e) Interior determinado. (f) Imagem após a aplicação de operadores morfológicos e do operador XOR.

Visando obter os movimentos respiratórios, é necessário isolar a região onde eles podem ser encontrados. Aplicando dois operadores morfológicos, erosão e dilatação, simultaneamente nesta região pulmonar, obtém-se duas novas imagens. A região de interesse é definida pela diferença entre essas imagens (veja a Fig. 9.(f)), aplicando um operador de disjunção exclusiva entre estas imagens obtém-se a máscara do contorno pulmonar. Assim, a transformada de Hough modificada poderá ser aplicada apenas sobre as posições definidas pela máscara. As imagens temporais de máscaras geradas fornecem apenas dois movimentos respiratórios, sendo um em fase com a função respiratória padrão e o outro defasado de 180° . Esta distinção entre as imagens de máscaras e temporais de máscaras é importante. Ambas as sequências (de máscaras e temporal de máscaras) representam a mesma informação sobre os aspectos diferentes. Na transformada de Hough, utiliza-se apenas a imagem temporal de máscaras. Exemplos de imagens temporais de máscaras são fornecidos no capítulo a seguir, na Fig. 27.

2.5 Algoritmo de Contornos Ativos

O algoritmo de contornos ativos será aplicado para relaxar a restrição de sincronismo dos movimentos respiratórios com a função respiratória padrão. Isto é importante pois o

pulmão não se movimenta sincronamente.

Kass, Witkin e Terzopoulos (1988) propuseram um método de extração de contornos baseado em um modelo de contorno deformável que consistia de segmentos spline conectados e se deformava através de forças internas e externas de modo a atingir regiões de interesse na imagem, como arestas. As forças internas podem ser separadas em duas categorias. A primeira confere um comportamento de membrana ao contorno, já a segunda modela o comportamento de uma placa. As forças externas, por sua vez, eram proveniente de características da imagem - no caso, a magnitude do vetor gradiente - ou de restrições e condições de contorno inerentes ao problema específico. Este modelo tornou-se também conhecido por *snakes*, e recebeu diversas implementações. Neste trabalho, será utilizada uma adaptação do algoritmo greedy de contornos ativos, inicialmente apresentado por Williams e Shah (1992). O método de segmentação por contornos ativos necessita de um contorno inicial, próximo à solução final, que será, então refinada ao longo das iterações. Ao contrário do algoritmo anterior, não há garantia de encontrar um mínimo global, no entanto, os resultados e a eficiência computacional são superiores a de outros métodos. Na formulação dos contornos ativos, o contorno é representado como uma curva $v(s) = (x(s); y(s))$ com comprimento de arco s como parâmetro. O funcional de energia do contorno é definido considerando uma parcela externa e outra interna.

$$E_{snake}^*(v(s)) = \int_0^1 (E_{int}(v(s)) + E_{ext}(v(s))) ds \quad (2.3)$$

onde $E_{int}(v(s))$ é a energia interna do contorno, que determina a suavidade da curva, e $E_{ext}(v(s))$, é a energia externa que é responsável, de maneira geral, por atrair a curva à borda do objeto. O contorno obtido por este método é o que minimiza o funcional de energia definido em (2.3). A energia interna está relacionada à curvatura e à continuidade do contorno. A energia interna é representada por

$$E_{int}(v(s)) = \frac{1}{2} (\alpha(s)|v'(s)|^2 + \beta(s)|v''(s)|^2) \quad (2.4)$$

onde $v'(s)$ e $v''(s)$ são as derivadas de primeira e segunda ordem, respectivamente, de $v(s)$, com respeito a s .

O primeiro termo pode ser associado à continuidade, enquanto o segundo termo está relacionado à curvatura. Isso pode ser demonstrado matematicamente. Os parâmetros $\alpha(s)$ e $\beta(s)$ controlam o peso de cada termo, e podem ser fixados globalmente ou, ainda, independentes de características locais do contorno. Um bom exemplo de utilização desses parâmetros se dá quando consideramos a formação de cantos no contornos. Pode-se não inibir ou ainda estimular que isto ocorra. Valores nulos de $\beta(s)$ permitem altas curvaturas com baixos valores no termo de curvatura da energia interna.

Figura 10 – Os pixels no contorno são deslocados verticalmente, verificando ponto a ponto se há redução no funcional. Espera-se assim minimizar o funcional de energia dado. (a) Nós ímpares em movimento. (b) Nós pares em movimento.

Por fim, a energia externa pode ser expressa como

$$E_{ext}(v(s)) = E_{img}(v(s)) + E_{bnd}(v(s)) \quad (2.5)$$

onde o termo $E_{img}(v(s))$ representa características presentes na imagem (por exemplo, arestas) e $E_{bnd}(v(s))$ são as demais condições de contorno e restrições impostas (por exemplo, o uso de forças balão, que geram uma tendência do contorno inflar). Para $E_{img}(v(s))$, o mais comum é utilizar a intensidade de arestas, sendo expresso por

$$E_{img}(v(s)) = -\gamma \cdot \|\nabla I(v(s))\|^2 \quad (2.6)$$

Com o sinal negativo, $E_{img}(v(s))$ assume valores baixos onde o gradiente é alto (por exemplo, nas arestas). O algoritmo de contornos ativos minimiza o seguinte funcional de energia

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(\alpha \cdot |v'(s)|^2 + \beta \cdot |v''(s)|^2) - \gamma \cdot \|\nabla I(v(s))\| \quad (2.7)$$

Usando aproximações a diferenças finitas:

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(\alpha \cdot |v(t+1) - v(t)|^2 + \beta \cdot |v(t+1) - 2 \cdot v(t) + v(t-1)|^2) - \gamma \cdot \|\nabla I\| \quad (2.8)$$

O algoritmo trabalha com nós pares e ímpares alternadamente, movendo o contorno ponto a ponto na vertical e verificando se houve redução no funcional de energia, como pode-se ver na Fig. 10. Um parâmetro de controle é a amplitude dessa movimentação do contorno. Neste caso, ela se limita a uma pequena vizinhança do contorno, pois existe interesse apenas em refinar o resultado.

3 Método Proposto

Neste capítulo, é apresentado o algoritmo proposto para segmentar o pulmão. A Seção 3.1 apresenta a arquitetura do algoritmo proposto. Na Seção 3.2, algumas considerações sobre o movimento do pulmão é apresentado, estabelecendo as bases teóricas para o algoritmo da transformada de Hough modificada, apresentado na Seção 3.3. A Seção 3.4, define um algoritmo para geração de planos em diversas direções. Na seção 3.5, é apresentado um algoritmo que agrupa a informação obtida na forma de padrões respiratórios e a reescreve sobre a forma de um conjunto coordenado de pontos, eliminando redundâncias decorrentes do método, e permitindo a visualização sobre a forma de contorno na imagem original. Na seção 3.6, são apresentadas máscaras manuais e também justificativas para sua utilização.

3.1 Arquitetura do Algoritmo Proposto

Na Fig. 11, pode-se ver a arquitetura do algoritmo proposto. A partir de uma sequência de arquivos DICOM (de imagens de RM), tanto coronais, quanto sagitais, são geradas máscaras indicando aproximadamente o contorno pulmonar. A seguir, imagens temporais (2DSTI) de múltiplas orientações são geradas, tanto para as imagens da sequência, quanto para as máscaras. Posteriormente, ocorre o processamento utilizando uma transformada de Hough modificada, que resulta em dois movimentos respiratórios para cada imagem 2DST. Um algoritmo de contornos ativos é responsável por suavizar estes padrões e relaxar a hipótese de sincronismo com o movimento diafragmático. Finalmente, um algoritmo gerador de silhuetas, utiliza os movimentos respiratórios obtidos para gerar um contorno pulmonar para cada quadro da sequência de imagens de RM. O desenvolvimento deste capítulo é feito, explicando passo a passo, cada uma das etapas apresentadas no diagrama da Fig. 11.

3.2 Revisão sobre Segmentação

A transformada de Hough, como explicado anteriormente, procura por padrões de movimento contendo pixels de aresta com maior intensidade. Sabe-se que o pulmão tridimensional, ao ser seccionado por um plano define uma imagem bidimensional. Considerando que o exterior do pulmão é definido por um tipo de tecido e o seu interior por outro tipo de tecido, então nestas duas regiões próximas ao contorno pulmonar, é possível supor que existem dois valores típicos de intensidade. A imagem de arestas é determinada pela subtração entre dois pixels verticais adjacentes, pois serão desconsiderados os gradientes

Figura 11 – Diagrama do Sistema Proposto.

de intensidade no tempo,

$$E(x, y) = I(x, y) - I(x, y - 1). \quad (3.1)$$

Neste caso, as arestas com maior intensidade são definidas por contornos onde a região superior é clara e a região inferior é escura. Mas, no pulmão, existe também o contorno definido por uma região superior escura e uma região inferior clara. Para que a transformada de Hough encontre este contorno, a imagem de aresta deve ser determinado por uma outra subtração entre dois pixels verticais adjacentes, dada por

$$E(x, y) = I(x, y - 1) - I(x, y). \quad (3.2)$$

Ambos os filtros geram imagens que contém a informação procurada, isolando o contorno pulmonar numa parte negativa e numa positiva. Como mostra a Fig. 12, as imagens de arestas obtidas são simétricas. Ou seja, pode-se optar por qualquer um dos filtros para

Figura 12 – Imagens 2DST. (a) Original. (b) Imagem de arestas segundo (3.3). (c) Imagem de arestas segundo (3.2).

Figura 13 – Exemplo comparando a imagem original à imagem de arestas espacial. (a) Imagem sagital. (b) Imagem de arestas (Canny).

gerar imagens de arestas. Ao invés de determinar a imagem de arestas a partir da imagem 2DST, a imagem de arestas também pode ser determinada a partir da imagem espacial, como o exemplo ilustrado na Fig. 13. Ela mostra uma imagem de RM e a respectiva imagem de arestas determinado pelo filtro de Canny. Nota-se que nesta imagem existe apenas a intensidade da aresta, não possuindo informação de direção.

3.3 Algoritmo da transformada de Hough Revisto

Será apresentada na Subseção 3.3.1 uma abordagem utilizada em trabalhos anteriores. Na Subseção 3.3.2 será apresentado o algoritmo da transformada Hough melhorada proposta neste trabalho.

3.3.1 Acumulador pelo Valor Absoluto

Uma abordagem utilizada para procurar por padrões de movimento segundo o valor do módulo do gradiente, com o valor determinado pelo filtro de Canny

$$E(x, y) = |I(x, y) - I(x, y - 1)|. \quad (3.3)$$

Deste modo, o sinal de diferença é perdido, sendo impossível determinar se a aresta delimita uma região superior com maior intensidade que a inferior, ou vice-versa. Assim, artefatos são criados.

A seguir, são apresentados trabalhos que utilizam esta proposta. Tavares (2011) e Abe (2013) utilizaram esta abordagem. No caso o trabalho de Tavares (2011) seu objetivo foi criar uma nuvem de pontos, sem qualquer conexão ou orientação. No caso de Abe (2013), foi segmentado apenas o diafragma. Abe (2013) também utilizou uma ferramenta para eventuais correções manuais.

Esta abordagem não será utilizada neste trabalho. Será feito uma outra proposta, considerando a orientação das arestas. Deste modo, o filtro definido pela (3.3) fornecerá tanto intensidades positivas, quanto negativas. Assim, um algoritmo modificado da transformada de Hough passará a procurar por máximos e mínimos no acumulador, cada um correspondente a um dos contornos pulmonares que interseccionam a imagem 2DST.

3.3.2 Acumulador Negativo-Positivo

Utiliza-se o modelo apresentado para modificar a transformada de Hough. A Fig. 14 mostra um exemplo de processamento com o acumulador positivo-negativo. Espera-se que os padrões em azul claro correspondam a intensidades negativas na imagem de arestas e os padrões em vermelho correspondem a intensidades positivas na mesma. Ou seja, procura-se pela máxima intensidade positiva e pela mínima intensidade negativa. Também tem-se que os padrões em azul claro são representados por escalas não-positivas e os vermelhos por escalas não-negativas.

Imaginando o movimento pulmonar como algo similar a um balão que infla e desinfla, pode-se avaliar as imagens 2DST nas Figs. 15 e 16. O movimento pulmonar em uma dada imagem 2DST é tal que os dois padrões associados ao contorno pulmonar presentes na imagem 2DST estão com uma diferença de fase de 180°. Ou, seja, devem ser

Figura 14 – Processamento Temporal. (a) Imagem original indicando o plano de corte. (b) Imagem 2DST (corte em verde). (c) Imagem de arestas segundo (3.3). (d) Imagem de arestas segundo (3.2). (e) Acumulador, com domínio limitado por máscara definido pela imagem de arestas (c).

Figura 15 – Imagens 2DST. (a) Padrões determinados. (b) Imagem de arestas segundo (3.3). (c) Imagem de arestas com a aplicação de máscara temporal.

Figura 16 – (a) Modelo de movimentação similar a um balão que infla e desinfla. (b) Padrões determinados na imagem 2DST. (c) Padrões determinados no espaço de Hough.

representados por escalas de diferentes sinais no espaço de Hough (acumulador). A escala positiva é associada ao padrão em vermelho e a escala negativa ao padrão em azul.

Ficam bem caracterizadas também regiões claras (branco) e escuras (preto), tanto na imagem de arestas, quanto no acumulador. Elas correspondem a transições distintas: de claro para escuro (preto/negativo) e de escuro para claro (branco/positivo).

Utilizando todos os conceitos apresentados, define-se a transformada de Hough modificada proposta neste trabalho. A Fig. 17 este conceito de modo simples.

3.4 Algoritmo para Geração de Planos Multidirecionais

Este algoritmo possui como entradas a sequência de imagens de RM (arquivos DICOM) e a sequência de máscaras correspondente. São geradas imagens 2DST da sequência de imagens de RM e de máscaras, e também um arquivo de indexação, que associa cada imagem temporal a um segmento do volume temporal original. A Fig. 18 ilustra o fluxo do algoritmo. Trabalhos anteriores (STEVO et al., 2007; TAVARES, 2011; ABE, 2013) utilizaram imagens 2DST geradas a partir de planos em quatro direções (vertical, horizontal e oblíquos a 45° e -45°). Isto define um contorno com pontos sequenciais e que está registrado com outra imagem pelo movimento respiratório. Neste trabalho, são geradas imagens 2DST numa sequência de direções arbitrárias, ordenadas sequencialmente, como ilustram as Figs. 19 e 20. Os resultados são sequências de movimentos

Figura 17 – Novos conceitos definidos para a transformada de Hough modificada proposta neste trabalho: valores máximo e mínimo para as intensidades de aresta e escalas positiva e negativa, respectivamente.

Figura 18 – Fluxograma do algoritmo para geração de imagens temporais multidirecionais.

Figura 19 – Imagem de RM sagital com diversos planos de corte para geração de imagens temporais indicados pelas respectivas letras e cores. (a) Verde. (b) Ciano (c) Azul (d) Magenta (e) Vermelho (f) Amarelo

respiratórios segundo ângulos ordenados no sentido horário. Utiliza-se a aproximação de Bresenham ([BRESENHAM, 1965](#)) para determinar quais pontos da sequência pertencem a uma dada imagem 2DST.

Todos os planos gerados tem uma intersecção comum realçada nas imagens da Fig. 20 por pontos azul e vermelho. Este ponto é uma entrada do algoritmo e também um parâmetro a ser definido. Este ponto é o centro de rotação para definir as linhas que criam as imagens 2DST. O centro de rotação deve ser criteriosamente selecionado para evitar a geração de imagens 2DST que possuam mais de duas intersecções com o contorno pulmonar. Uma restrição trivial é que o centro de rotação seja interno a todos os contornos pulmonares na sequência, ou seja, aos menores contornos, relativos a fase de expiração.

Figura 20 – Exemplos de intersecções dos planos gerados com imagens de sequências coronais e sagitais. (a) Imagem sagital. (b) Imagem coronal.

Isto, pode ser alcançado visualmente sem maiores dificuldades. Neste trabalho, o centro de rotação foi determinado como centro de massa do volume espaço temporal constituído das máscaras utilizadas. Em sequências de máscaras não-degeneradas, esta escolha mostrou-se apropriada.

Os pontos extremos são definidos seguindo um padrão. Define-se que os pontos marcados em amarelo na Fig. 21 são pontos iniciais. A primeira imagem temporal gerada é horizontal, com seu ponto inicial à esquerda. Na Fig. 21, ela é gerada a partir dos pontos extremos marcados com zero. Considerando o centro de rotação como referência, o ponto inicial percorre a borda da imagem em sentido horário, como indicam as setas em verde. Para cada incremento unitário no ponto inicial, determina-se um ponto final e gera-se uma imagem 2DST. O ponto final é determinado de modo que pertença à mesma reta que conecta o ponto inicial e o centro de rotação. Isto gera um número massivo de redundâncias no método, o que é de suma importância para validação dos resultados. As linhas obtidas a partir dos pontos extremos são armazenadas em arquivos de texto para posterior utilização na etapa de geração de contornos, e serão denominadas linhas de referência neste texto. Ao contrário do que possa sugerir a Fig. 21, pontos finais não são necessariamente vizinhos.

O processo é um pouco diferente para imagens coronais. Na Fig. 22, a grade em ciano é utilizada para auxiliar na determinação dos pontos iniciais, em amarelo. Isto é feito para que a geração de imagens temporais siga de forma simétrica, com a mesma quantidade de informação do contorno para ambos os lados do pulmão.

Espera-se que a utilização de orientações arbitrárias e das redundâncias permita uma melhor caracterização de regiões mal definidas ou côncavas, como o diafragma.

Figura 21 – Geração de pontos extremos e linhas de referência. Pontos iniciais são representados em amarelo, pontos finais são representados em vermelho e o centro de rotação aparece em azul. As linhas de referência são representadas em verde.

3.5 Algoritmo para Geração de Silhuetas

Para criação dos contornos, é necessário reescrever a informação de movimento pulmonar obtida através dos padrões respiratórios. Utilizando a informação das linhas de referência e os movimentos respiratórios obtidos é possível dizer a que ponto de um volume temporal, um dado ponto pertencente a um padrão respiratório corresponde. Ou seja, é possível associar um ponto pertencente a um padrão respiratório a um ponto pertencente a um contorno pulmonar.

Este algoritmo realiza esta operação para todos os padrões respiratórios obtidos, e, também, elimina as redundâncias obtidas a nível de contorno. Para cada sequência são processados mais de 400 imagens temporais (até 500, dependendo do centro de rotação) e cada imagem contém dois padrões respiratórios. Ao final deste processo obtemos entre 500 e 600 pontos no contorno pulmonar.

Figura 22 – Geração de pontos extremos e linhas de referência. Pontos iniciais são representados em amarelo, pontos finais são representados em vermelho e o centro de rotação aparece em azul. As linhas de referência são representadas em verde. Pontos auxiliares aparecem em ciano.

Figura 23 – Fluxograma do algoritmo para geração de contornos.

3.6 Máscaras Manuais

O procedimento estabelecido por [Tavares \(2011\)](#) para geração de máscaras nem sempre gera bons resultados. Os resultados quando tomados individualmente para cada imagem da sequência são melhores do que quando se processa uma sequência inteira, uma vez que os parâmetros podem ser otimizados para que uma determinada imagem ou conjunto de imagens apresente melhores resultados. Exemplos de parâmetros a otimizar são: o valor de limiar para binarização, área rotulada e tamanho do elemento estruturante de cada filtro de mediana. O processamento em sequência requer uma solução de compromisso na escolha de parâmetros para este método e muitas vezes o resultado não é satisfatório. Por este motivo, faz-se necessária a utilização de máscaras definidas manualmente em vários casos.

As Figs. 24, 25 e 26 ilustram a comparação das duas máscaras para diversas imagens numa mesma sequência. Nelas, pode-se observar falhas e imperfeições comuns no método de [Tavares \(2011\)](#). Um problema recorrente é a inutilização da máscara gerada no primeiro quadro, uma vez que o sinal adquirido só atinge um nível de intensidade estável depois de alguns poucos quadros.

A Fig. 27 ilustra o efeito que as imperfeições nas máscaras podem ter nas imagens e também no processamento temporal. O efeito mais comum é a extensão indesejada na amplitude da máscara na imagem temporal, descaracterizando o objetivo inicial de limitar o domínio de aplicação da transformada de Hough.

3.7 Conclusão

Foi introduzido um modelo para a segmentação do pulmão. Um algoritmo modificado da transformada de Hough foi desenvolvido a partir deste modelo. Também foram apresentadas justificativas para estas mudanças, bem como diferenças de abordagem para com alguns trabalhos anteriores em especial.

Apresentou-se um algoritmo de geração de planos multidirecionais, que permite a geração de uma vasta quantidade de imagens temporais, caracterizando um grande número de redundâncias ao método.

Também foi discutida e justificada a utilização de máscaras manuais neste trabalho. Fica bem definido, então, que este trabalho é uma etapa posterior à geração de máscaras em si. O foco deste trabalho está no processamento temporal para segmentar corretamente o pulmão, obtendo conjuntos de pontos coordenados para cada quadro na sequência processada.

Figura 24 – Comparação de máscaras geradas para diversos quadros de uma sequência de imagens de RM. (a), (c) e (e) Máscaras Manuais. (b), (d) e (f) Máscaras proposta por [Tavares \(2011\)](#).

Figura 25 – Comparação de máscaras geradas para diversos quadros de uma sequência de imagens de RM. (a), (c) e (e) Máscaras Manuais. (b), (d) e (f) Máscaras proposta por [Tavares \(2011\)](#).

Figura 26 – Comparação de máscaras geradas para diversos quadros de uma sequência de imagens de RM. (a), (c) e (e) Máscaras Manuais. (b), (d) e (f) Máscaras proposta por [Tavares \(2011\)](#).

Figura 27 – Comparação de imagens temporais de máscaras gerados segundo [Tavares \(2011\)](#), (g)-(l), e máscaras manuais, (a)-(f). (a) e (g) Verde. (b) e (h) Ciano. (c) e (i) Azul. (d) e (j) Magenta. (e) e (k) Vermelho. (f) e (l) Amarelo.

4 Resultados

As sequências de imagens processadas foram adquiridas em diferentes tipos de configuração de aquisição de imagens. Por isto, parâmetros para as máscaras morfológicas variaram de acordo com as diferentes configurações. As imagens iniciais destas sequências foram adquiridas no regime transiente da magnetização, deste modo elas têm intensidade de sinal e contraste diferentes do restante das imagens da sequência.

4.1 Alguns resultados do experimento

O acumulador por valor absoluto proposto por (TAVARES, 2011; ABE, 2013), produziu os resultados exibidos nas Figs. 28 e 29. A Fig. 28 mostra alguns movimentos respiratórios e a Fig. 29 mostra os contornos obtidos. É possível observar que alguns movimentos respiratórios foram determinados incorretamente, particularmente nas Figs. 28(e), (f), (g), (j), (k) e (l). Nos contornos determinados, é possível observar que alguns estão afastados da posição real, como nas Figs. 29(e), (f), (g).

A Fig. 30 mostra alguns movimentos respiratórios obtidos para a sequência 466 (kad2). Os contornos determinados para a sequência 466 (kad2) é apresentada nas Figs. 31, 32 e 33.

Os contornos obtidos para a sequência 465 (kad2) são apresentados nas Figs. 34, 35 e 36. São apresentados alguns contornos obtidos para uma sequência coronal (Iwasawa-CP2) nas Figs. 37, 38 e 39.

4.2 Teste de Centro de Rotação

O centro de rotação é um parâmetro importante para o método proposto. Pode-se, por exemplo, gerar imagens 2DST com mais de duas intersecções com o contorno pulmonar. Isto é indesejável e deve ser limitado a um número mínimo de quadros. Por esta razão foram feitos experimentos em 5 sequências de imagens: 464, 465, S04, S05 e S06. As duas primeiras pertencem a um grupo de sequências denominado kad2 e outras três pertencem a outro grupo de sequências denominado Iwasawa.

Estes experimentos foram conduzidos para diversas posições do centro de rotação. O centro de rotação foi mantido na mesma linha vertical que o centro de massa das máscaras. Isto foi feito por questões de simetria e para evitar a concentração de redundâncias em um lado do contorno pulmonar. A Fig. 40 ilustra os possíveis deslocamentos do centro de rotação nesta linha vertical. Não foi permitido que o “contorno pulmonar”, na imagem de

Figura 28 – Movimentos respiratórios obtidos usando acumulador por valor absoluto. Foi processada a sequência 466 (kad2) (a)-(r) Índices de 1 a 426, espaçados de 25.

máscaras, fosse ultrapassado em nenhum quadro da sequência. Logo, o ponto em ciano e vermelho corresponde aos limites definidos para o teste.

Um parâmetro de geometria (g) foi definido para percorrer todos os valores possíveis para o centro de rotação (linha amarela na Fig. 40). O valor mínimo ($g_{\min}$) corresponde ao ponto em ciano e o valor máximo ($g_{\max}$) corresponde ao ponto em vermelho. Isto ocorre porque os eixos são invertidos na imagem, de modo que a origem está no canto superior esquerdo. Quando o parâmetro assume o valor nulo, ele corresponde ao ponto na cor magenta. O ponto em magenta também corresponde à projeção do centro de massa das máscaras naquele quadro da sequência. O centro de rotação é definido por

$$CR = (CR_x; CR_y) = (CM_x; CM_y + g \cdot L) \quad (4.1)$$

onde CM_x e CM_y são as coordenadas da projeção do centro de massa da sequência de imagens e L corresponde ao comprimento da linha amarela, na Fig. 40. O intervalo de valores possíveis para o parâmetro de geometria é $[g_{\min}; g_{\max}]$. $g_{\min}$ e $g_{\max}$ tem sinais contrários, e vale

$$g_{\max} - g_{\min} = 1 \quad (4.2)$$

Figura 29 – Contornos obtidos utilizando acumulador por valor absoluto. Foi processada a sequência sagital 466 (kad2). (a)-(l) Quadros 1-12 da sequência.

Tabela 1 – Tabela ilustrando os valores máximo e mínimo possíveis para o parâmetro de geometria para cada sequência

geo.\Seq.	465	466	S04	S05	S06
Máximo	0.317	0.313	0.360	0.378	0.324
Mínimo	-0.683	-0.687	-0.640	-0.622	-0.676

Os valores utilizados para o parâmetro de geometria neste teste foram: $-0,6$, $-0,5$, $-0,4$, $-0,3$, $-0,2$, $-0,1$, $0,0$, $0,1$, $0,2$ e $0,3$. Espera-se que no caso ótimo, o centro de rotação não se distancie consideravelmente da projeção do centro de massa das máscaras. A tab. 1 mostra os valores máximos e mínimos possíveis para o parâmetro de geometria em cada sequência deste teste. Nota-se que o intervalo contempla uma faixa maior de valores negativos.

É importante frisar que para este teste foi utilizado o algoritmo descrito na seção 3.3 e toda a metodologia descrita no capítulo 3.

Dentre as 5 sequências utilizadas no teste, foi escolhida a sequência S04 (Iwasawa) para mostrar as alterações nos contornos obtidos para os diferentes valores do parâmetro

Figura 30 – Movimentos respiratórios determinados para diversas imagens 2DST. (kad2-466) (a)-(q) Índices de 1 a 426, espaçados de 25.

Figura 31 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-466)
(a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 32 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-466)
(a)-(t) Quadros 21-40 da sequência.

Figura 33 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-466)
(a)-(j) Quadros 41-50 da sequência.

de geometria. A sequência tem 80 quadros, mas apenas os primeiros 20 serão apresentados para não poluir este texto com mais imagens do que necessário. Estes 20 primeiros quadros contém um ciclo respiratório e um estágio de respiração presa também. As Figs. 41 à 50 mostram os contornos obtidos utilizando os valores para o parâmetro de geometria de -0.6 a 0.3 .

Figura 34 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-465)
(a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 35 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-465)
(a)-(t) Quadros 21-40 da sequência.

Figura 36 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM. (kad2-465)
(a)-(j) Quadros 41-50 da sequência.

Figura 37 – Contornos obtidos para uma sequência coronal de imagens de RM. (Iwasawa-CP2) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 38 – Contornos obtidos para uma sequência coronal de imagens de RM. (Iwasawa-CP2) (a)-(t) Quadros 21-40 da sequência.

Figura 39 – Contornos obtidos para uma sequência coronal de imagens de RM. (Iwasawa-CP2) (a)-(j) Quadros 41-50 da sequência.

Figura 40 – Deslocamento do centro de rotação de acordo com os valores do parâmetro de geometria.

Figura 41 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.6$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 42 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.5$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 43 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.4$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 44 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.3$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 45 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.2$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 46 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = -0.1$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 47 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = 0.0$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 48 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = 0.1$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 49 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = 0.2$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

Figura 50 – Contornos obtidos para uma sequência sagital de imagens de RM utilizando $g = 0.3$. (Iwasawa-S04) (a)-(t) Quadros 1-20 da sequência.

5 Discussão

5.1 Determinação das Dimensões Adequadas do Acumulador

A definição da dimensão do acumulador possui importância para o método proposto. A Fig. 51 apresenta resultados considerando um acumulador com pequenas dimensões, e observa-se um movimento respiratório mal determinado. É possível avaliar a má qualidade do resultado tanto na imagem 2DST, quanto no acumulador. Já na Fig. 52, observa-se que o padrão foi determinado corretamente. Bastou utilizar uma discretização de escala maior no acumulador para obter um melhor resultado.

No entanto, acumuladores demasiadamente grandes também levam a má detecção de movimentos respiratórios. Isto é ilustrado na Fig. 53. Observa-se que os erros de detecção assumem proporções maiores, uma vez que a escala utilizada também é maior. Acumuladores com dimensões maiores também são menos eficientes computacionalmente. O intervalo adequado para a escala determinado foi $[-2, 5; 2, 5]$.

5.2 Acumulador com Valor Absoluto de Aresta

São apresentados gráficos da translação e escala por índice de plano 2DST para melhor avaliação das flutuações deste parâmetros. Eles são apresentados nas Figs. 54. É possível que grandes variações ocorram quando a superfície diafragmática inicia e termina. Em outras situações não deveria haver grandes variações, pois o contorno deveria ser contínuo, entretanto estas grandes variações estão presentes.

Figura 51 – Problemas de detecção num acumulador muito pequeno. (a) e (b), acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 201). (c) e (d) acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 274).

Figura 52 – Detecção correta num acumulador de tamanho apropriado. (a) e (b), acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 201). (c) e (d) acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 274).

Figura 53 – Problemas de detecção num acumulador muito grande. (a) e (b), acumulador e respectiva imagem temporal (Índice 240).

5.3 Avaliação do Método Proposto

Os resultados foram, em sua maioria, muito satisfatórios. Os movimentos respiratórios encontrados apresentam uma certa coerência entre imagens 2dst consecutivas. Em sua maioria, os movimentos respiratórios determinados descrevem o movimento pulmonar apropriadamente, como mostrou a Fig. 30.

Nota-se também que as máscaras tiveram grande influência nos resultados, ou seja, máscaras muito ruins podem levar a má detecção de movimentos respiratórios. Por isso, fez-se necessária a verificação em detalhe das máscaras obtidas. A disponibilidade de boas máscaras para uma dada sequência é um fator limitante para o método apresentado.

Pode-se comparar os contornos obtidos quando utilizadas máscaras morfológicas ou manuais. Observando as Figs. 31, 32 e 33, e 34, 35 e 36, nota-se que as máscaras manuais provem resultados com um delineamento lateral melhor, sem penetrar nas costelas. No

Figura 54 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Máscaras morfológicas. Acumulador por valor absoluto

entanto, as mesmas apresentam falhas na região diafragmática. Os contornos obtidos utilizando máscaras morfológicas, por sua vez, apresentam uma ótima segmentação da região diafragmática e, uma indesejável penetração maior nas regiões das costelas.

A Fig. 55 ilustra alguns casos de mal comportamento do acumulador. O caso (a) corresponde a não caracterização de um cruzamento claro no espaço de Hough, dificultando a definição de um pico de máximo/mínimo. O caso (b) mostra um acumulador que não apresenta comportamento de acordo com o modelo da Fig. 17, aonde se pode observar a inversão/ausência das intensidades provenientes da imagens de arestas que seriam esperadas. O caso (c) é uma mistura dos dois casos anteriores. O comportamento inesperado foi mais presente no processamento utilizando máscaras manuais do que quando se utilizou máscaras morfológicas.

Na Fig. 56, pode-se observar a evolução dos movimentos respiratórios, tanto no acumulador, quanto nas imagens 2dst. Pode-se notar os saltos drásticos em (c) e (d) e os efeitos no acumulador e imagem temporal. Este é um exemplo localizado deste tipo de mal comportamento.

Nas Figs. 57 e 59, são apresentados gráficos que facilitam a visualização da variação

Figura 55 – Acumuladores mal definidos ou com mal comportamento

dos movimentos respiratórios de acordo com cada índice de plano (imagem temporal). A análise decorrente da Fig. 56, pode ser feita observando o comportamento das curvas. Pode-se, por exemplo, constatar que os parâmetros de deslocamento b apresentam um bom comportamento, sem apresentar variações bruscas entre imagens 2DST consecutivas. Isto pode ser atribuído à máscara utilizada, que está desempenhando corretamente seu papel.

Na Fig. 60, são evidenciadas as transições mais bruscas, que são mostradas em verde. Elas ocorrem, quase que em sua totalidade, nos padrões vermelhos, correspondentes à região diafragmática (índices de 200 a 300). Essas anomalias ocorrem, em sua maioria, em sequências processadas com máscaras manuais.

5.4 Gráficos do Teste do Centro de Rotação

Os gráficos dos parâmetros de Hough por índice de plano são apresentados, para cada uma das 5 sequências selecionadas, e cada um dos valores do parâmetro de geometria. Os gráficos correspondem às Figs. 61 a 110.

Observa-se que os valores mais extremos do parâmetro de geometria produzem uma maior quantidade de anomalias nos gráficos apresentados. Os valores mais centrais (-0.3 e -0.2) tem transições mais suaves e uma menor quantidade de anomalias nas curvas mostradas. Nas Figs. 44 e 45, os contornos estão bem distribuídos não havendo concentrações muito altas ou muito baixas de pontos no contorno. Em contra-partida, nas Figs. 46 e 47, há falhas na região diafragmática de (m) a (t).

Analisando a Tab. 1 é intuitivo que estes valores sejam ótimos. A média do valor intermediário, centro do intervalo de valores possíveis $[g_{min}; g_{max}]$, para o parâmetro de geometria é $g = -0.3232$. Uma possível explicação para tanto consiste no equilíbrio da quantidade de pontos do contorno obtidos, tanto para a parte superior, quanto a inferior.

Figura 56 – Exemplos de evolução de padrões no espaço de Hough. Índices de Plano: (a) 114. (b) 115. (c) 116. (d) 117. (e) 118.

Figura 57 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Máscaras morfológicas.

Outra explicação para este valor ótimo é o melhor ângulo de visão das reentrâncias diafragmáticas

Figura 58 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Máscaras manuais.

Figura 59 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Máscaras manuais.

Figura 60 – Anomalias ressaltadas em verde no gráfico de escala por índice de plano.

Figura 61 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.6$.

Figura 62 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.5$.

Figura 63 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.4$.

Figura 64 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.3$.

Figura 65 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.2$.

Figura 66 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.1$.

Figura 67 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.0$.

Figura 68 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.1$.

Figura 69 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.2$.

Figura 70 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S04 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.3$.

Figura 71 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.6$.

Figura 72 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.5$.

Figura 73 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.4$.

Figura 74 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.3$.

Figura 75 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.2$.

Figura 76 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.1$.

Figura 77 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.0$.

Figura 78 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.1$.

Figura 79 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.2$.

Figura 80 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S05 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.3$.

Figura 81 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.6$.

Figura 82 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.5$.

Figura 83 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.4$.

Figura 84 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.3$.

Figura 85 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.2$.

Figura 86 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = -0.1$.

Figura 87 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.0$.

Figura 88 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.1$.

Figura 89 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.2$.

Figura 90 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência S06 (Iwasawa). Foi utilizado $g = 0.3$.

Figura 91 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.6$.

5.5 Conclusão

Foram analisados os resultados apresentados em 4.1. No teste da posição do centro de rotação, conclui-se que a faixa ótima para o parâmetro de geometria é entre -0.2 e -0.3 . Mostrou-se que os diversos acumuladores alternativos produzem resultados não tão

Figura 92 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.5$.

Figura 93 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.4$.

Figura 94 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.3$.

Figura 95 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.2$.

Figura 96 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = -0.1$.

Figura 97 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = 0.0$.

Figura 98 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = 0.1$.

Figura 99 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = 0.2$.

Figura 100 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 465 (kad2). Foi utilizado $g = 0.3$.

Figura 101 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.6$.

Figura 102 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.5$.

Figura 103 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.4$.

Figura 104 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.3$.

Figura 105 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.2$.

Figura 106 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = -0.1$.

Figura 107 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = 0.0$.

Figura 108 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = 0.1$.

Figura 109 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = 0.2$.

Figura 110 – Gráfico dos parâmetros de Hough por índice do plano para a sequência 466 (kad2). Foi utilizado $g = 0.3$.

satisfatórios. A comparação dos gráficos nas Fig. 54 com o gráfico da Fig. 57 ilustra o melhor comportamento do método proposto.

A seção 5.3 nos leva à conclusão de que o método funciona, tanto com máscaras manuais, quanto morfológicas. No entanto, máscaras manuais podem levar a uma maior quantidade de flutuações bruscas nos parâmetros de Hough, especialmente na escala. Quanto ao delineamento do contorno, ambas apresentam aspectos positivos e negativos. Máscaras manuais produzem contornos com falhas, em alguns quadros, na região diafragmática. No entanto, contornos obtidos utilizando máscaras manuais delimitam as laterais do pulmão perfeitamente. Isto pode ser explicado pela limitação física do olho humano, que é o principal instrumento na geração de máscaras manuais. Já máscaras morfológicas produzem contornos que delimitam corretamente a região diafragmática, em praticamente todos os quadros. Todavia, esses contornos apresentam uma indesejável penetração na caixa torácica e costelas.

6 Conclusão

Um algoritmo de segmentação pulmonar é proposto neste trabalho. Efetua-se o processamento temporal de sequências de imagens de RM utilizando um algoritmo de geração de imagens 2dst multidirecionais, uma transformada de Hough modificada, máscaras e um algoritmo de contornos ativos. Uma vasta quantidade de imagens 2dst é utilizada, fornecendo uma grande quantidade de redundâncias, que aumentam a confiabilidade dos resultados obtidos. Movimentos respiratórios são determinados e utilizados por um algoritmo para geração de um conjunto de contornos coordenados do pulmão. Os contornos foram segmentados com sucesso para a vasta maioria das imagens 2dst geradas.

O método apresentado tem aplicação limitada em sequências coronais. Isto ocorre porque as imagens 2dst geradas podem apresentar mais de dois pontos de intersecção com o pulmão. Sequências com imagens próximas ao centro do coração são ótimos exemplos de casos não aplicáveis ao método, uma vez que possuem diversas reentrâncias.

Sequências sagitais que apresentam o pulmão separado em porções (pelo coração) também são casos especiais. Neste caso, pode-se aplicar o método a cada porção separadamente. Haverá uma coerência nos contornos obtidos para cada porção, mas não fica estabelecida coerência para o pulmão em sua totalidade (coerência entre porções).

Também foram apresentados e discutidos resultados obtidos a partir de formulações alternativas. Deste modo, pôde-se compará-los com aqueles obtidos com o método proposto e validar esta metodologia. Também consta a importância de documentar, para trabalhos futuros, a ineficiência destas abordagens e possíveis explicações para tal.

Observando os gráficos apresentados nas Figs. 57 e 59, podemos notar diversos tipos de mal comportamento na curva. Entretanto, observa-se que estes (marcados em verde na Fig. 60) são predominantes em sequências processadas utilizando máscaras manuais. Isto pode estar associado a imperfeições na delimitação do contorno pulmonar na máscara.

Exemplos de mal comportamento no espaço de Hough também foram discutidos. Eles ficam caracterizados especialmente como: má definição de cruzamento ou pico no espaço de Hough (Fig. 55(a)) e, ausência da intensidade de aresta desejada no acumulador (Fig. 55(b)). Elas podem ocorrer simultaneamente (Fig. 55(c)).

Assim, ficou claro que, apenas para uma quantidade pouco significativa de imagens 2dst, o comportamento dos parâmetros de Hough foi volátil.

6.1 Trabalhos Futuros

Diversas frentes de pesquisa podem ser definidas. Dentre elas, aquelas discutidas a seguir.

Os conjuntos de pontos coordenados obtidos podem fornecer informação para efetuar a reconstrução pulmonar. Estas informações poderiam também ser comparadas ou complementadas com informações obtidas em imagens de TC ou Tomografia por Impedância Elétrica.

Diversas modificações podem ser feitas no algoritmo gerador de planos, uma vez que a estratégia utilizada nele é bem direta. Pode-se utilizar informação do contorno esperado para gerar um conjunto de pontos iniciais (em amarelo na Fig. 21) ou pontos auxiliares, para determinar estes pontos iniciais (em ciano na Fig. 22), mais interessantes. Estas modificações afetariam o número de redundâncias obtidas. Este é um parâmetro que pode ser variado, uma vez que, neste trabalho, não foi determinado uma quantidade apropriada de redundâncias.

Já para imagens coronais, este algoritmo de geração de planos precisa ser revisto. Como já foi mencionado, o método não pode ser aplicado em imagens que contém reentrâncias proeminentes. Uma nova lógica deve ser desenvolvida para segmentar o pulmão apropriadamente nessas sequências. Uma alternativa é a introdução de mais pontos parâmetro, modificando a forma como são gerando as imagens 2dst.

Considerando os gráficos de parâmetros de Hough por índice, pode-se efetuar diversos tipos de análise. Uma delas seria a avaliação de um comportamento característico para as curvas nos gráficos de cada um dos parâmetros de Hough. Poderia-se, ainda, definir uma parametrização para essas curvas.

Para imagens do acumulador em que ocorrem más formações, aonde não fica caracterizado, geometricamente, um pico no espaço de Hough (Fig. 55), pode-se utilizar uma outra abordagem. Uma possibilidade é o reconhecimento de formas ou estruturas, utilizando filtros na imagem do acumulador como informação extra para a determinação do movimento respiratório (a, b) .

Finalmente, pode-se avaliar um conjunto de parâmetros de aquisição de imagens de RM, para favorecer o contraste e delineamento do pulmão na imagem. Isto deve facilitar o processo de geração de máscaras e elevar um nível o automatismo do processo de segmentação apresentado.

Referências

- ABE, L. I. *Segmentação do Pulmão em Sequências de Imagens de Ressonância Magnética Utilizando a Transformada de Hough*. Dissertação (Mestrado) — Escola Politécnica da USP, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 31, 33 e 44.
- ASAKURA, A. et al. Computer aided system for respiratory motion analysis of the lung region by sequential mr images. *Medical Imaging Technology*, v. 23, p. 39–46, 2005. Citado na página 17.
- BRESENHAM, J. E. Algorithm for computer control of a digital plotter. *IBM Systems journal*, IBM, v. 4, n. 1, p. 25–30, 1965. Citado na página 35.
- CLUZEL, P. et al. Diaphragm and chest wall: assessment of the inspiratory pump with mr imaging—preliminary observations. *Radiology*, v. 215, p. 574–583, 2000. Citado na página 15.
- GAUTHIER, A. P. et al. Three dimensional reconstruction of the in vivo human diaphragm shape at different lung volumes. *J Appl Physiol.*, v. 76, p. 495–50, 1994. Citado na página 16.
- GEE, J. et al. Characterization of regional pulmonary mechanics from serial magnetic resonance imaging data^{> 1}. *Academic radiology*, Elsevier, v. 10, n. 10, p. 1147–1152, 2003. Citado na página 16.</sup>
- GIERADA, D. S. et al. Diaphragmatic motion: fast gradient–recalled–echo mr imaging in healthy subjects. *Radiology*, v. 194, p. 879–884, 1995. Citado na página 16.
- HATABU, H. et al. T2* and proton density measurement of normal human lung parenchyma using submillisecond echo time gradient echo magnetic resonance imaging. *European Journal of Radiology*, v. 29, n. 3, p. 245 – 252, 1999. Citado na página 16.
- HEATH, M. et al. Comparison of edge detectors: a methodology and initial study. *Computer Vision and Image Understanding*, v. 69, p. 38–54, 1998. Citado na página 23.
- IWASAWA, T. et al. Magnetic resonance analysis of abnormal diaphragmatic motion in patients with emphysema. *European Respiratory Journal*, v. 19, p. 225–331, 2002. Citado na página 15.
- KASS, M.; WITKIN, A.; TERZOPOULOS, D. Snakes: active contour models. *International Journal of Computer Vision*, v. 1, p. 321–331, 1988. Citado na página 26.
- KAUCZOR, H. U. *MRI of the lung*. Berlim: Springer-Verlag, 2009. Citado na página 16.
- KIRYATI, N.; ELDAR, Y.; BRUCKSTEIN, A. M. A probabilistic hough transform. *Pattern Recognition*, v. 24, p. 303–316, 1991. Citado na página 20.
- KO, J. P.; NAIDICH, D. P. Computer aided diagnosis and the evaluation of lung disease. *Journal of Thoracic Imaging*, v. 19, p. 136–155, 2004. Citado na página 16.

- LANDINI, L.; POSITANO, V.; SANTARELLI, M. *Advanced image processing in magnetic resonance imaging*. CRC/Taylor & Francis, 2005. (Signal processing and communications). ISBN 9780824725426. Disponível em: <<http://books.google.com/books?id=WyVHAM93dlkC>>. Citado na página 19.
- MATSUSHITA, K. et al. Shape tracking on chest mr sequence images using respiratory patterns. *The Journal of the Institute of Image Electronics Engineers of Japan*, v. 33, p. 1115–1122, 2004. Citado 3 vezes nas páginas 16, 23 e 24.
- MIDDLETON, I.; DAMPER, R. I. Segmentation of magnetic resonance images of the thorax by back-propagation. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Neural Networks*. [S.l.: s.n.], 1995. p. 2490–2494. Citado na página 17.
- MILLS, G. et al. Functional magnetic resonance imaging of the lung. *British Journal of Anaesthesia*, v. 91(1), p. 16–30, 2003. Citado na página 16.
- OSAREH, A.; SHADGAR, B. A segmentation method of lung cavities using region aided geometric snakes. *Journal of Medical Systems*, 2009. Citado na página 17.
- PLATHOW, C. et al. Evaluation of lung volumetry using dynamic three-dimensional magnetic resonance imaging. *Invest Radiol.*, v. 40, p. 173–179, 2005. Citado na página 17.
- RAY, N. et al. Merging parametric active contours within homogeneous image regions for mri-based lung segmentation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, n. 22, p. 189–199, 2003. Citado na página 17.
- SANTHANAM, A. et al. Physically-based deformation of high-resolution 3d lung models for augmented reality based medical visualization. In: *MICCAI-AMI-ARCS international workshop on augmented environments for medical imaging and computer-aided surgery*. Rennes (St. Malo France): [s.n.], 2004. Citado na página 15.
- STEVO, N. et al. Registration of temporal sequences of coronal and sagittal images obtained from magnetic resonance. In: *Proceedings of the COBEM 2009 - 20th International Congress of Mechanical Engineering*. [S.l.: s.n.], 2007. Citado na página 33.
- STEVO, N. A. *Registro Múltiplo de Sequências Temporais Coronais e Sagitais Obtidas por Ressonância Magnética Baseada em Transformada de Hough*. Dissertação (Mestrado) — Escola Politécnica da USP, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 21.
- SUGA, K. et al. Impaired respiratory mechanics in pulmonary emphysema: evaluation with dynamic breathing mri. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Wiley Online Library, v. 10, n. 4, p. 510–520, 1999. Citado na página 15.
- TAVARES, R. S. *Reconstrução da superfície diafragmática em movimento a partir de múltiplas sequências coronais e sagitais temporais de ressonância magnética*. Dissertação (Mestrado) — Escola Politécnica da USP, 2011. Citado 10 vezes nas páginas 7, 24, 31, 33, 39, 40, 41, 42, 43 e 44.
- TAVARES, R. S. et al. Temporal segmentation of lung region mr image sequences using hough transform. In: *IEEE. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.], 2010. p. 4789–4792. Citado na página 18.

- TSUI, B.; SEGARS, W.; LALUSH, D. Effects of upward creep and respiratory motion in myocardial spect. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 47, n. 3, p. 1192–1195, 2000. Citado na página 15.
- TSUZUKI, M. S. G. et al. Animated solid model of the lung constructed from unsynchronized mr sequential images. *Computer Aided Design*, v. 41, p. 573–585, 2009. Citado na página 18.
- VOORHEES, A. et al. Magnetic resonance imaging-based spirometry for regional assessment of pulmonary function. *Magnetic resonance in medicine*, Wiley Online Library, v. 54, n. 5, p. 1146–1154, 2005. Citado na página 16.
- WILLIAMS, D. J.; SHAH, M. A fast algorithm for active contours and curvature estimation. *Computacional Visual Graphical Image Processing*, v. 1, p. 14–26, 1992. Citado na página 26.
- YANG, Y. et al. A spatiotemporal-based scheme for efficient registration-based segmentation of thoracic 4-d mri. *Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of*, IEEE, v. 18, n. 3, p. 969–977, 2014. Citado na página 18.
- ZORDAN, V. B. et al. Breathe easy: model and control of simulated respiration for animation. In: EUROGRAPHICS ASSOCIATION. *Proceedings of the 2004 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*. [S.l.], 2004. p. 29–37. Citado na página 15.