

ANO
2019



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS – CCT
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO PROFISSIONAL EM ENGENHARIA ELÉTRICA

HANDREY EMANUEL GALON | RECONSTRUÇÃO 4D DA SUPERFÍCIE PULMONAR
ATRAVÉS DE SEQUÊNCIAS TEMPORAIS DE IMAGENS POR RESSONÂNCIA
MAGNÉTICA

A visualização do pulmão em movimento é um importante tópico de pesquisa na medicina, visto que a observação do movimento pulmonar pode auxiliar na eficiência do diagnóstico médico para o tratamento de doenças pulmonares. Este trabalho tem como objetivo realizar a reconstrução da superfície pulmonar 4D baseada em sequências temporais de imagens sagitais e coronais obtidas por Ressonância Magnética (RM). A primeira etapa do método é extrair as silhuetas pulmonares das sequências de imagens de RM através do método de Modelos Ativos de Forma, a partir disto, são geradas imagens 2D espaço-temporal (2DST), sendo possível então, extrair os padrões respiratórios diafragmáticos, onde através destes é realizado o registro temporal das imagens coronais e sagitais, sendo possível ao final deste processo, obter uma nuvem de pontos para cada instante respiratório. Caso necessário, é proposto um método para realizar a interpolação de dados na nuvem de pontos em posições onde não ocorreram o registro temporal. Finalmente o método α -*shapes* é utilizado para adaptar uma superfície sobre a nuvem de pontos para todos os instantes respiratórios, que formarão *frames* que serão executados na sequência para representar o movimento respiratório.

Orientador: Roberto Silvio Ubertino Rosso Junior

Coorientador: André Tavares da Silva

JOINVILLE, 2019

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

RECONSTRUÇÃO 4D DA SUPERFÍCIE PULMONAR ATRAVÉS DE SEQUÊNCIAS TEMPORAIS DE IMAGENS POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

HANDREY EMANUEL GALON

JOINVILLE, 2019

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS - CCT
MESTRADO PROFISSIONAL EM ENGENHARIA ELÉTRICA

HANDREY EMANUEL GALON

**RECONSTRUÇÃO 4D DA SUPERFÍCIE PULMONAR ATRAVÉS DE
SEQUÊNCIAS TEMPORAIS DE IMAGENS POR RESSONÂNCIA
MAGNÉTICA**

JOINVILLE

2019

HANDREY EMANUEL GALON

**RECONSTRUÇÃO 4D DA SUPERFÍCIE PULMONAR ATRAVÉS DE
SEQUÊNCIAS TEMPORAIS DE IMAGENS POR RESSONÂNCIA
MAGNÉTICA**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Tecnológicas da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Silvio Ubertino Rosso Junior

Coorientador: Prof. Dr. André Tavares da Silva

JOINVILLE

2019

**Ficha catalográfica elaborada pelo programa de geração automática da
Biblioteca Setorial do CCT/UEDESC,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)**

Galon, Handrey Emanuel
Reconstrução 4D da Superfície Pulmonar Através de
Sequências Temporais de Imagens por Ressonância Magnética }
\autor{Handrey Emanuel Galon / Handrey Emanuel Galon. -- 2019.
142 p.

Orientador: Roberto Silvio Ubertino Rosso Junior
Coorientador: André Tavares da Silva
Dissertação (mestrado) -- Universidade do Estado de Santa
Catarina, Centro de Ciências Tecnológicas, Programa de
Pós-Graduação , Joinville, 2019.

1. Reconstrução 3D. 2. Reconstrução 4D. 3. Imageamento por
Ressonância magnética. 4. Nuvem de pontos. 5. Interpolação de
dados em nuvens de pontos. I. Junior, Roberto Silvio Ubertino
Rosso . II. Tavares da Silva, André . III. Universidade do Estado de
Santa Catarina, Centro de Ciências Tecnológicas, Programa de
Pós-Graduação . IV. Título.

**Reconstrução 4D da Superfície Pulmonar através de Sequências Temporais de
Imagens por Ressonância Magnética**

por

Handrey Emanuel Galon

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de

MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Área de concentração em "Automação de Sistemas"
e aprovada em sua forma final pelo

**CURSO DE MESTRADO PROFISSIONAL EM ENGENHARIA ELÉTRICA
DO CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS DA
UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA.**

Banca Examinadora:


Prof. Dr. Roberto Silvio Ubertino Rosso
Junior
CCT/UESC (Orientador/Presidente)


Prof. Dr. Marcos de Sales Guerra
Tsuzuki
Escola Politécnica – USP


Prof. Dr. Marcelo da Silva Hounsell
CCT/UESC

Joinville, SC, 1º de julho de 2019.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a Deus por me guiar, iluminar e me dar tranquilidade para seguir em frente com os meus objetivos e não desanimar com as dificuldades.

Agradeço a toda minha família pelo companheirismo, afeto e incentivo durante todo o processo, especialmente, minha mãe, Beatriz e meu irmão, Naidiel, por me proporcionarem todo o apoio desde o início desta jornada e pelo fato de nunca deixarem de acreditar em mim, muitas vezes, quando nem mesmo eu acreditava. Agradeço também meus padrinhos, Acildo e Rosa Lavandoski, por terem me acolhido desde que vim morar em Joinville para trabalhar.

Agradeço minha noiva, Luani, minha companheira de todas as horas, que passou muitos momentos me vendo trabalhar e inclusive me auxiliando em algumas tarefas, por ser minha espectadora quando precisava ensaiar para apresentar trabalhos me tranquilizando e incentivando todas as horas me dando forças para sempre seguir em frente.

Gostaria de expressar os meus agradecimentos ao meu orientador, professor Dr. Roberto Silvio Ubertino Rosso Junior, principal incentivador da elaboração deste projeto, por sua ajuda, atenção, disponibilidade e paciência. Muito obrigado por ter me corrigido quando necessário sem nunca me desmotivar. Agradeço também pela participação, orientação e apoio dos professores André Tavares da Silva e Marcelo da Silva Hounsell.

Desejo igualmente agradecer a minha amiga Emanoeli Madalosso, por ter incentivado a ingressar no mestrado, por ter compartilhado os resultados do seu trabalho de mestrado, os quais foram úteis para o desenvolvimento do meu trabalho e por ter me auxiliado em diversos assuntos no decorrer do mestrado. Agradeço também meus amigos Diego Buchinger e Guilherme Felipe Plichoski, pelo compartilhamento de conhecimentos e materiais.

Expresso também meus agradecimentos à Universidade do Estado de Santa Catarina, pela oportunidade de mestrado, pela bolsa de monitoria concedida através do PROMOP, pelos materiais de trabalhos concedidos, e pelo bom ambiente de trabalho disponibilizado. Agradeço também aos grupos de pesquisa LARVA e GASR, pelas oportunidades, trocas de conhecimento e experiências, e pela condução de pesquisas na área gráfica.

Agradeço também a todos meus colegas do LAPAS, cujo apoio e amizade estiveram presentes em todos os momentos.

Enfim, gostaria de expressar meu agradecimento a todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para este trabalho.

RESUMO

A visualização do pulmão em movimento é um tema atual de pesquisa na medicina, visto que a observação do movimento pulmonar pode auxiliar na eficiência do diagnóstico médico para o tratamento de doenças pulmonares. No entanto, é impossível obter uma visualização direta do real movimento dos pulmões, uma vez que eles ficam contidos dentro da caixa torácica, a qual não pode ser aberta, pois é ela que garante a sustentação dos pulmões, bem como suas funções. A única maneira de observar o movimento pulmonar é através de técnicas de imageamento indireto, sendo a Ressonância Magnética (RM) a técnica mais viável por ser menos prejudicial à saúde, devido ao fato de não utilizar radiação ionizante. Para isto, o objetivo deste trabalho é realizar a reconstrução da superfície pulmonar 4D baseada em sequências temporais de imagens sagitais e coronais obtidas por RM. Estas imagens são adquiridas em respiração livre, estando suscetíveis a borramentos devido à movimentação de todos os órgãos da caixa torácica. Além disso, outro problema é que os pulmões apresentam muitas estruturas internas dependendo da seção transversal, como veias e ramificações bronquiais. A primeira etapa do método é extrair as silhuetas pulmonares das sequências de imagens de RM através do método de Modelos Ativos de Forma, a partir disto, são empilhadas as imagens das silhuetas formando imagens 2D espaço-temporal (2DST), sendo possível então, extrair os padrões respiratórios diafragmáticos. Na sequência é feito um relaxamento dos padrões respiratórios diafragmáticos através da sobreposição deste nas imagens 2DST formadas a partir das imagens originais de RM utilizando um método de contornos ativos (*snakes*). Com a obtenção dos padrões respiratórios diafragmáticos, é possível realizar o registro temporal das imagens coronais e sagitais, sendo possível ao final deste processo, obter uma nuvem de pontos para cada instante respiratório. Caso necessário, é proposto um método para realizar a interpolação de dados na nuvem de pontos em posições onde não ocorreram o registro temporal. Finalmente o método α -*shapes* é utilizado para adaptar uma superfície sobre a nuvem de pontos para todos os instantes respiratórios, que formarão *frames* que serão executados na sequência para representar o movimento respiratório. Um grande desafio que envolve as pesquisas sobre imageamento médico é identificar se o método proposto apresenta os resultados esperados. Isto normalmente é feito pela comparação com um padrão ouro, que no trabalho em questão não existe. A solução proposta foi capaz de reconstruir um modelo 4D representando o pulmão em movimento de dois pacientes.

Palavras-chaves: Reconstrução 3D. Reconstrução 4D. Imageamento por Ressonância magnética. Registro temporal. Nuvem de pontos. Interpolação de dados em nuvens de pontos.

ABSTRACT

The lung's motion visualization is a current topic of research in medicine, since the observation of its movement can aid in the efficiency of medical diagnosis for the treatment of lung diseases. However, it is impossible to get a direct view of the real lung's motion, since they are contained inside the rib cage, which cannot be opened, since it is the one that guarantees the support of the lungs, as well as their functions. The only way to observe its movement is using internal organ imaging devices. Magnetic resonance imaging (MRI) is the most viable technique because it is less harmful to health because it does not use ionizing radiation. In this regard, the goal of this work is to perform reconstruction of the 4D pulmonary surface based on temporal sequences of sagittal and coronal images obtained by MRI. These images are acquired in free breathing. Therefore, they are susceptible to blurring due to the movement of all the organs inside the rib cage. In addition, another problem is that the lungs have many internal structures depending on the cross section, such as veins and bronchial branches. The first step of the method is to extract the lung silhouettes from the MRI sequences using the active shape models (ASM) method, from this, the images of the silhouettes are stacked forming spatial-temporal 2D images (2DST). This makes it possible to extract respiratory diaphragmatic patterns. A relaxation of the diaphragmatic respiratory patterns is performed, where the respiratory pattern obtained from the 2DST of the lungs silhouettes is the input curve for an active contour method (snakes). The result is applied to the 2DST formed from the original MRI. With the obtained diaphragmatic respiratory patterns, it is possible to perform the temporal registration of the coronal and sagittal images, being possible at the end of this process to obtain a point cloud for each respiratory instant. If necessary, a method is proposed to perform data interpolation in the point cloud at positions where no time recording has occurred. Finally, the alpha-shapes method is used to adapt a surface on the points cloud to all the respiratory instants, which form frames that will be executed in sequence to represent the respiratory movement. A major challenge involving research on medical imaging is to identify whether the proposed method presents the expected results. This is usually done by comparing with a benchmark, which is not exist. The proposed solution was able to 4D reconstruct models representing the moving lungs of two patients.

Key-words: 3D surface reconstruction. 4D surface reconstruction. Magnetic resonance imaging. Temporal registration. Point cloud. Data interpolation in point clouds.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Exemplos de imagens obtidas por Ressonância Magnética. (a) Exemplo de fatia coronal. (b) Exemplo de fatia sagital.	26
Figura 2	– Exemplo de fatia coronal em diferentes instantes do ciclo de respiração.	26
Figura 3	– Fenômeno da ressonância magnética.	35
Figura 4	– Demonstração dos pulmões em vistas (a) anterior e (b) lateral, sendo possível ver os lobos e as fissuras.	39
Figura 5	– Pulmão: vista anterior.	39
Figura 6	– Sequência temporal de imagens de RM no plano sagital.	41
Figura 7	– Sequência temporal de imagens de RM no plano coronal.	41
Figura 8	– Exemplo de um STV criado através do empilhamento de uma sequência de imagens no plano coronal.	42
Figura 9	– Intersecção de um plano arbitrário vertical paralelo ao eixo do tempo com um STV.	43
Figura 10	– (a) Imagem original. (b) Imagem 2DST extraída da posição marcada por uma linha vertical na cor branca em (a).	43
Figura 11	– Exemplo de uma função respiratória padrão.	44
Figura 12	– (a) Imagem de RM de uma sequência coronal. A linha vertical representa a posição de corte para formar a imagem 2DST. (b) Imagem 2DST com padrão respiratório encontrado, que não corresponde ao diafragma. (c) Posição do padrão encontrado no espaço de Hough paramétrico.	45
Figura 13	– Reta normal ao ponto p_i	48
Figura 14	– Exemplo de registro linear para uma imagem coronal, representada verticalmente e as diversas sagitais cruzadas a ela. O registro linear busca uma sagital para cada ponto de cruzamento que registre a esta coronal.	53
Figura 15	– Padrão respiratório diafragmático no plano (a) coronal e no plano (b) sagital. As setas indicam a fase respiratória: para baixo, o paciente está em inspiração e para cima, em expiração.	54
Figura 16	– Exemplos de registro temporal.	55
Figura 17	– Representação do registro temporal cíclico.	56
Figura 18	– Através de uma sequência temporal de imagens são definidos padrões respiratórios nos pontos de cruzamento entre as sequências ortogonais.	57
Figura 19	– Estrutura em árvore do (a) segundo passo e do (b) terceiro passo do algoritmo de registro múltiplo.	58

Figura 20 – (a) Os quadrados representam as posições em que o nível diafragmático pode ser determinado (primeira etapa do algoritmo): azul (da imagem raiz), verde (da primeira etapa de registro) e branco (sem registro na primeira etapa). (b) Para a segunda etapa do algoritmo de registro, os quadrados vermelhos representam onde o registro temporal era possível. Quadrados amarelos representam onde o nível diafragmático foi determinado e os quadrados brancos, posições onde não foi possível determinar o nível diafragmático na segunda etapa do registro.	59
Figura 21 – Resultado da árvore de registros indicando onde ocorreram os registro temporais. Os quadrados vermelhos indicam posições onde ocorrem o registro temporal com a primeira e a segunda imagem. Os quadrados verdes indicam locais onde o nível diafragmático e a fase respiratória podem ser determinados utilizando o instante registrado no quadrado azul. O quadrado amarelo indica onde há registro temporal na terceira etapa do algoritmo, correspondente a um quadrado vermelho na mesma vertical. Os quadrados em roxo indicam as posições representadas por um quadrado verde e que na mesma vertical possuem um quadrado vermelho, possuem dois registros temporais associados, e o seu nível diafragmático será definido de modo indireto como a média entre os níveis diafragmáticos presentes nas duas imagens que se interseccionam nesta posição. Os quadrados em cinza são posições que ainda não possuem nenhum nível diafragmático. Estes pontos serão determinados por meio de interpolação linear entre as posições adjacentes.	60
Figura 22 – Diferentes formas de artefatos de nuvem de pontos, mostrados aqui no caso de uma curva em 2D.	63
Figura 23 – Simplexos. (a) Vértice (b) Simplexo unidimensional (segmento de reta). (c) Simplexo bidimensional (triângulo). (d) Simplexo tridimensional (tetraedro).	64
Figura 24 – <i>Convex-hull</i> de um conjunto de pontos em (a) duas dimensões e (b) três dimensões.	64
Figura 25 – (a) Malha estruturada; (b) Malha não-estruturada.	65
Figura 26 – (a) Diagrama de Voronoi; (b) Sobreposição da TD e do DV, demonstrando a dualidade.	66
Figura 27 – Propriedade dos círculos circunscritos aos vértices de triângulo numa triangulação de Delaunay.	67
Figura 28 – Exemplo do funcionamento do algoritmo α - <i>shapes</i> em duas dimensões.	69

Figura 29 – A esfera de esculpimento é mostrada à direita de cada forma. Além de um conglomerado denso de pontos, o conjunto é basicamente oco. A Figura 29a demonstra o resultado formado com o valor de α se aproximando do infinito ($\alpha \rightarrow \infty$) obtendo-se desta maneira o envoltório convexo. Conforme o valor de α diminui, percebe-se na sequência de figuras 29b, 29c e 29d uma aproximação melhor da superfície ao conjunto de pontos. Já na sequência de figuras 29e e 29f, percebe-se que conforme o valor de α se aproxima de zero ($\alpha = 0$), o resultado formado é o conjunto original de pontos.	69
Figura 30 – α -shapes de um conjunto de pontos com (a) $\alpha = 0$ (representa os próprios pontos do conjunto); (b) $\alpha = 0.19$; (c) $\alpha = 0.25$ (valor de α adequado para este caso); (d) $\alpha = 0.75$; (e) $\alpha = \infty$ (representa o envoltório convexo). . . .	70
Figura 31 – (a) Limite da forma alfa (α -shape); (b) Triangulação de Delaunay; (c) α -complexo.	72
Figura 32 – Limitações do método α -shapes.	73
Figura 33 – Ocasão onde o parâmetro α é definido separadamente para cada volume, definindo assim, uma forma alfa que melhor se adapte a forma a ser reconstruída.	73
Figura 34 – Diagrama das etapas que constituem a geração da base de treinamento e segmentação dos pulmões de forma semiautomática.	76
Figura 35 – Exemplos de tipos de fatias sagitais pertencentes a cada um dos 6 grupos. . .	77
Figura 36 – Exemplos de tipos de fatias coronais pertencentes a cada um dos 6 grupos. .	77
Figura 37 – Exemplo de crescimento de regiões com forma de referência para sequência coronal. (a) Imagem sagital segmentada manualmente. (b) Marcador. (c) Região resultante suavizada (para suavizar o contorno resultante). (d) Contorno obtido através da região segmentada.	78
Figura 38 – Exemplo de crescimento de regiões com forma de referência para sequência coronal. (a) Imagem coronal segmentada manualmente. (b) Marcador. (c) Região resultante suavizada (para suavizar o contorno resultante). (d) Contorno obtido através da região segmentada.	78
Figura 39 – Diagrama das etapas que constituem a fase de segmentação automática dos pulmões.	79
Figura 40 – Diagrama das etapas que constituem o processo de reconstrução da superfície pulmonar.	94
Figura 41 – Exemplo de silhuetas pulmonares extraídas de diferentes fatias do pulmão nos planos (a), (b) sagital e (c), (d) coronal.	95
Figura 42 – Exemplos de resultados da segmentação do pulmão utilizando o método de Madalosso (2016) no plano (a), (b) sagital e (c), (d) coronal.	95
Figura 43 – Imagens 2DST geradas a partir das imagens originais de RM.	96
Figura 44 – Imagens 2DST geradas a partir das imagens das silhuetas pulmonares. . . .	96

Figura 45 – (a) Silhueta pulmonar no plano sagital; (b) Imagem 2DST extraída da posição marcada pela linha vertical na cor branca em (a); (c) Imagem 2DST desconsiderando a curva superior que representa o movimento do <i>apex</i> do pulmão.	97
Figura 46 – Etapas do registro temporal e formação da nuvem de pontos. (a) Imagem coronal raiz (em vermelho) registra as imagens das sequências sagitais (em azul) que cruzam com ela; (b) Definição da imagem sagital raiz; (c) Registro do restante das imagem das sequências coronais paralelas (em verde) à imagem coronal raiz; (d) Resultado final da realização do registro temporal.	98
Figura 47 – Nuvem de pontos que representam a superfície dos pulmões em diferentes ângulos de visão.	99
Figura 48 – Representação do método de interpolação utilizando curvas <i>B-splines</i> . Os quadrados verdes representam posições onde ocorreu o registro temporal. Os quadrados vermelhos representam posições onde não ocorreu o registro temporal. Os quadrados em azuis representam as posições utilizadas para criação de curvas <i>B-splines</i> para interpolação de dados.	100
Figura 49 – Pontos das silhuetas sagitais de um determinado instante respiratório. Os pontos em vermelho demonstram que cada ponto de todas as silhuetas pulmonar de um mesmo plano (no caso, sagital) possuem outro ponto correspondente adjacente.	101
Figura 50 – Curvas <i>B-splines</i> utilizadas para interpolação de pontos.	102
Figura 51 – Interpolação utilizando curvas <i>B-spline</i> na nuvem de pontos.	103
Figura 52 – Representação do método de interpolação espaço-temporal. Os quadrados verdes representam posições onde ocorreu o registro temporal. Os quadrados vermelhos representam posições onde não ocorreu o registro temporal. Os quadrados em azuis representam as posições utilizadas no método para interpolação de dados.	105
Figura 53 – Exemplo de interpolação espaço-temporal no espaço tridimensional. (a) Representa o instante respiratório anterior ao que está sendo analisado. O ponto em vermelho é utilizado no calculo da interpolação do ponto roxo em (b); (b) Espaço vazio que representa uma posição onde não ocorreu o registro temporal. O ponto em roxo exemplifica um valor a ser interpolado; (c) Representa o instante respiratório posterior ao que está sendo analisado. O ponto em vermelho é utilizado no cálculo da interpolação do ponto roxo em (b). .	106

Figura 54 – Exemplos de interpolação espaço-temporal de dados na nuvem de pontos do pulmão direito de um paciente. Os pontos interpolados são representados em azul. (a) Exemplo de pontos interpolados para uma silhueta sagital localizada na extremidade do pulmão; (b) Exemplo de pontos interpolados para uma silhueta sagital posicionada no meio do pulmão; (c) e (d) apresentam um exemplo em diferentes ângulos de visão para o caso de interpolação de pontos de silhuetas em mais de uma posição.	108
Figura 55 – Interpolação espaço-temporal de dados na nuvem de pontos do pulmão esquerdo de um paciente. Os pontos interpolados são representados em azul. (a), (b), (c) e (d) apresentam um exemplo em diferentes ângulos de visão para o caso de interpolação de pontos de silhuetas em mais de uma posição.	109
Figura 56 – Exemplo da superfície reconstruída utilizando o método α -shapes para adaptação da mesma sobre a nuvem de pontos.	111
Figura 57 – Na parte superior das silhuetas pulmonares os pontos podem não ficar na mesma posição no espaço, e alguns pontos ficam no interior da nuvem de pontos.	112
Figura 58 – Exemplos de imagens em que a segmentação do pulmão nas imagens de RM utilizando o método de Madalosso (2016) não acompanha a região diafragmática do pulmão.	117
Figura 59 – (a) Imagem 2DST gerada a partir de imagens das silhuetas pulmonares obtidas utilizando o método de Madalosso (2016); (b) Padrão respiratório encontrado em (a) sobreposto na imagem 2DST formada pelas imagens originais de RM; (c) Imagem 2DST gerada a partir de imagens das silhuetas pulmonares obtidas através da segmentação manual na região do diafragma; (d) Padrão respiratório encontrado em (c) sobreposto na imagem 2DST formada pelas imagens originais de RM.	118
Figura 60 – Exemplos de resultados da segmentação utilizando ASM nos planos (a) sagital e (b) coronal. Exemplos de resultados da segmentação manual da região do diafragma unido com as bordas laterais do pulmão que foram segmentadas utilizando o ASM nos planos (c) sagital e (d) coronal.	118
Figura 61 – Segmentação da região diafragmática para geração das imagens 2DST no plano (a), (b) sagital e (c), (d) coronal.	119
Figura 62 – Suavização do padrão respiratório diafragmático através do método de Contornos Ativos.	119
Figura 63 – Exemplos da forma alfa (α -shape) construídas com diferentes valores de α . (a) $\alpha = 0$, próprio conjunto de pontos; (b) $\alpha = 1$; (c) $\alpha = 2$; (d) $\alpha = 3$; (e) $\alpha = 5$; (f) $\alpha \rightarrow \infty$ (envoltório convexo).	121
Figura 64 – Exemplo da forma alfa do pulmão direito referente ao paciente número 2 com $\alpha = 3, 9$ em três ângulos de visão diferentes.	122

Figura 65 – Exemplo da forma alfa do pulmão direito referente ao paciente número 4 com $\alpha = 3, 9$ em três ângulos de visão diferentes.	122
Figura 66 – Exemplo da forma alfa do pulmão esquerdo referente ao paciente número 2 com $\alpha = 4, 5$ em três ângulos de visão diferentes.	123
Figura 67 – Exemplo da forma alfa do pulmão direito referente ao paciente número 4 com $\alpha = 3, 9$ em três ângulos de visão diferentes.	123
Figura 68 – Diferenças na superfície adaptada sobre a nuvem de pontos que representam os pulmões. (a) Apresenta a forma alfa dos pulmões contendo as silhuetas em todas as posições no espaço; (b) Apresenta a forma alfa faltando algumas silhuetas em algumas posições no espaço.	124
Figura 69 – Exemplo da alteração da forma de acordo com respiração do paciente. Em (a) o pulmão está no estado máximo de exalação de ar e vai aumentando até chegar em (g) que é o estado máximo de inalação de ar.	125
Figura 70 – Exemplo da alteração da forma de acordo com respiração do paciente. Em (a) o pulmão está no estado máximo de exalação de ar e vai aumentando até chegar em (g) que é o estado máximo de inalação de ar.	126

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Técnicas utilizadas para reconstrução da superfície pulmonar pelos autores mencionados.	90
Tabela 2 – Comparação da distância Euclidiana dos métodos de interpolação através de curvas B-splines e por dados espaciais (mesmo instante respiratório) e temporal (instantes respiratórios anterior e posterior ao analisado).	110
Tabela 3 – Sequências temporais de imagens por paciente.	115
Tabela 4 – Sequências temporais de imagens utilizadas na reconstrução 4D da superfície pulmonar por paciente.	124

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

API	<i>Application Programming Interface</i>
ASM	<i>Active Shape Models</i>
B-rep	<i>boundary representation</i>
DPOC	<i>Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica</i>
DV	Diagrama de Voronoi
GLSL	<i>OpenGL Shading Language</i>
HOG	<i>Histogram of Oriented Gradients</i>
IGES	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>
MCA	Método de Contornos Ativos
NURBS	<i>Non-Uniform Rational Basis Splines</i>
PCA	<i>Principal Component Analysis</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
PHIGS	<i>Programmer's Hierarchical Interactive Graphics Standard</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RM	Ressonância Magnética
RMN	Ressonância Magnética Nuclear
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
STEP	<i>STandard for the Exchange of Product model data</i>
SVM	<i>Support Vector Machine</i>
TC	Tomografia Computadorizada
TD	Triangulação de Delaunay
TIE	Tomografia por Impedância Elétrica
TIS	<i>Thoracic Insufficiency Syndrome</i>
WebGL	<i>Web Graphic Library</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
1.1	ESCOPO DO TRABALHO	28
1.2	OBJETIVO GERAL	28
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	28
1.4	ESTRUTURA DO TRABALHO	29
2	CONCEITOS FUNDAMENTAIS	31
2.1	AQUISIÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS	31
2.1.1	Raios-X	32
2.1.2	Tomografia Computadorizada	32
2.1.3	Ultrassom	33
2.1.4	Ressonância Magnética	33
2.1.4.1	Princípios Físicos da Ressonância Magnética Nuclear	34
2.1.4.2	Formação da Imagem	36
2.2	PADRÃO DICOM	36
2.3	PULMÃO E A MECÂNICA RESPIRATÓRIA	38
2.4	IMAGEAMENTO DO MOVIMENTO RESPIRATÓRIO	40
2.5	IMAGENS ESPAÇO-TEMPORAL	41
2.6	SEGMENTAÇÃO DO PADRÃO RESPIRATÓRIO DIAFRAGMÁTICO	44
2.6.1	Segmentação das Silhuetas Pulmonares	45
2.6.1.1	Histograma de Gradientes Orientados	45
2.6.1.2	Máquinas de Vetores de Suporte	46
2.6.1.3	Modelos Ativos de Formas	46
2.7	ALGORITMOS DE CONTORNOS ATIVOS	49
2.8	MAPEAMENTO CORONAL-SAGITAL E TRANSFORMAÇÃO PARA O ESPAÇO TRIDIMENSIONAL	50
2.8.1	Intersecção do Plano Coronal-Sagital	51
2.9	REGISTRO TEMPORAL	52
2.9.1	Registro Temporal Linear	53
2.9.2	Registro Temporal Cíclico	55
2.9.3	Registro Temporal Múltiplo	56
2.9.3.1	Determinação dos Múltiplos Registros Temporais	56
2.9.3.2	Processamento da Árvore de Registros	59
2.10	RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIES A PARTIR DE NUVEM DE PONTOS	61
2.10.1	Métodos Baseados em Esculpimento	64

2.10.1.1	Triangulação de Delaunay	66
2.10.1.2	Algoritmo α -Shapes	68
2.11	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	74
3	TRABALHOS RELACIONADOS	75
3.1	OBTENÇÃO DAS SILHUETAS PULMONARES ATRAVÉS DE MODELOS ATIVOS DE FORMA	75
3.1.1	Geração da Base de Treinamento e Segmentação Semiautomática dos Pulmões	75
3.1.2	Segmentação Automática do Pulmão Utilizando Modelos Ativos de Forma	79
3.2	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	80
3.3	RAIOS-X	83
3.4	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	83
3.5	ANÁLISES E DISCUSSÕES	86
3.6	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	89
4	RECONSTRUÇÃO 4D DA SUPERFÍCIE PULMONAR	93
4.1	OBTENÇÃO DOS PADRÕES RESPIRATÓRIOS DIAFRAGMÁTICOS	94
4.2	REGISTRO TEMPORAL GLOBAL E GERAÇÃO DA NUVEM DE PONTOS	97
4.3	INTERPOLAÇÃO NA NUVEM DE PONTOS	99
4.3.1	Interpolação Spline no Espaço	100
4.3.2	Interpolação Espaço-Temporal	103
4.4	INTERPOLAÇÃO B-SPLINE NO ESPAÇO vs INTERPOLAÇÃO ESPAÇO TEMPORAL	109
4.5	RECONSTRUÇÃO DA SUPERFÍCIE UTILIZANDO α -SHAPES	110
4.6	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	112
5	TESTES E ANÁLISES DOS RESULTADOS	115
5.1	SEGMENTAÇÃO DO PADRÃO RESPIRATÓRIO DIAFRAGMÁTICO	116
5.2	APLICAÇÃO DO ALGORITMO DE CONTORNOS ATIVOS AO PADRÃO RESPIRATÓRIO	119
5.3	DEFINIÇÃO DO PARÂMETRO α	120
5.4	CICLO RESPIRATÓRIO	124
5.5	CONCLUSÃO DO CAPÍTULO	126
6	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	129
6.1	TRABALHOS FUTUROS	130

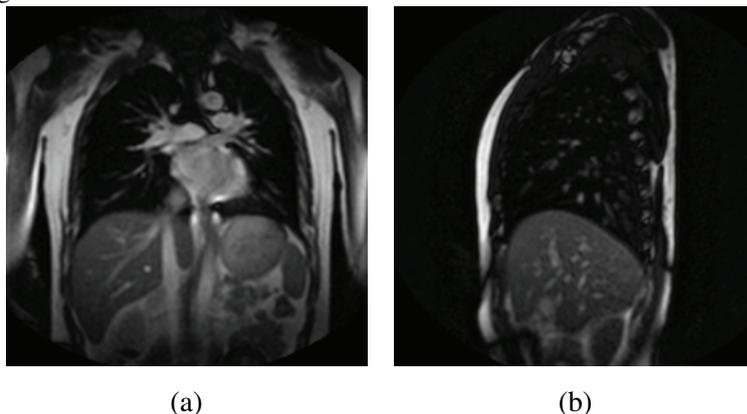
REFERÊNCIAS 133

1 INTRODUÇÃO

A análise do movimento respiratório é um importante tópico de pesquisa na medicina. Porém, é impossível obter uma visualização direta do real movimento dos pulmões, uma vez que eles ficam contidos dentro da caixa torácica, a qual não pode ser aberta, pois é ela quem garante a sustentação dos pulmões, bem como suas funções (BATES, 2009). A única maneira de observar o movimento pulmonar é através de técnicas de imageamento indireto (TAVARES et al., 2009), sendo as principais delas: raios-X, Tomografia Computadorizada (TC), Tomografia por Impedância Elétrica (TIE), Ultrassom e Ressonância Magnética (RM). Dentre estes métodos de aquisição de imagens para análise do movimento respiratório, visando realizar a reconstrução quadridimensional (4D), destacam-se a TC e RM, que possuem a capacidade de obter imagens de fatias específicas do corpo humano, nos planos sagital, coronal e axial. Dentre estas, a RM tem algumas vantagens, como o fato de não utilizar radiação ionizante, evitando riscos ao paciente (exceto em condições específicas, como no caso de pessoas que utilizam marcapasso). Outra vantagem do imageamento por RM é que esta técnica não necessita da injeção de contrastes para tecidos moles, que também pode ser prejudicial a alguns pacientes com quadros de alergia. De acordo com Madalosso (2016), a análise do pulmão através de imagens estáticas obtidas por RM tem sido amplamente estudada, pois estas imagens possuem um bom contraste e menos influência do fluxo sanguíneo, cujo movimento de pulsação pode gerar borramentos na imagem. Já as imagens de RM dos pulmões em movimento, estão mais suscetíveis a este tipo de interferência, o que reduz sua qualidade, sendo apresentados ainda poucos estudos com imagens de pulmões em respiração livre. Este tipo de imagem pode ser utilizada no estudo do movimento respiratório, que é de difícil observação. Apesar das dificuldades encontradas para observação do movimento respiratório, seus padrões são de interesse da medicina, pois podem auxiliar na identificação de doenças. Iwasawa et al. (2002), por exemplo, apresentam um estudo que analisa o movimento dos pulmões a partir de imagens sequenciais, detectando a presença de movimentos paradoxais em pacientes com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC).

Uma maneira de possibilitar a visualização do movimento respiratório é através da construção de modelos 4D dos pulmões, onde tem-se as 3 dimensões espaciais x , y e z e a dimensão temporal. Pode-se construir este modelo por meio da intersecção das silhuetas dos pulmões, obtidas a partir de diferentes secções transversais do mesmo, chamadas de fatias, nos planos sagital e coronal. A Figura 1 apresenta exemplos de fatias nestes dois planos, obtidas por meio de RM.

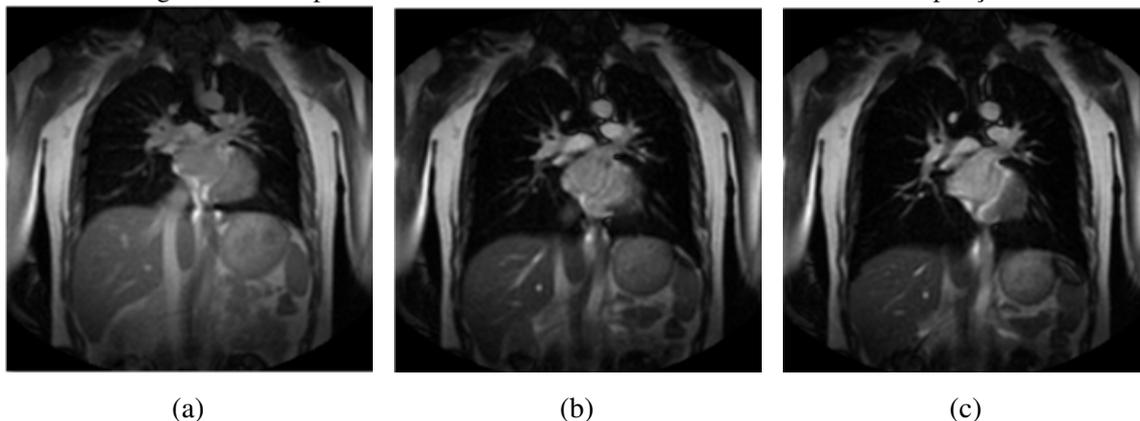
Figura 1 – Exemplos de imagens obtidas por Ressonância Magnética. (a) Exemplo de fatia coronal. (b) Exemplo de fatia sagital.



Fonte: Hospital Kanagawa (2005).

Para que seja possível representar o movimento dos pulmões, é necessária uma sequência de imagens para cada fatia, adquiridas a partir de exames onde o paciente está em respiração livre, capturando o movimento respiratório. Segundo Abe (2013), o movimento respiratório é composto por componentes passivos e ativos. Os componentes passivos são: ossos, ligamentos e articulações da caixa torácica, enquanto os ativos são os músculos encarregados pelo bombeamento. Dentre estes, o diafragma é o músculo que causa maior alteração de volume nos pulmões. A Figura 2 mostra exemplos de imagens coronais pertencentes à mesma fatia, em diferentes instantes de tempo, exemplificando a alteração de tamanho percebida nos pulmões devido ao movimento do diafragma em um caso real.

Figura 2 – Exemplo de fatia coronal em diferentes instantes do ciclo de respiração.



Fonte: Hospital Kanagawa (2005).

Existem algumas dificuldades relacionadas às imagens de pulmões obtidas por RM. Uma delas, conforme Mills et al. (2003), é sua baixa densidade de rotação de prótons, proporcionando sinal mais baixo de RM do que outros tecidos. Além disso, os campos magnéticos estáticos dentro do tórax variam devido à diferença de susceptibilidade magnética entre o oxigênio paramagnético no ar e o tecido diamagnético. Este efeito é ainda agravado pela geometria

complexa dos pulmões. Kauczor (2009) também destaca a questão do movimento contínuo de todos os órgãos do tórax, induzidos pelo movimento do coração e dos próprios pulmões, que podem prejudicar a qualidade da imagem. Apesar destes problemas, o imageamento por RM ainda é o mais viável para a aplicação em questão, que exige um exame mais longo devido ao fato de serem necessárias sequências de imagens, sem expor o paciente à radiação ionizante.

O rápido movimento das estruturas do corpo durante as medições resultam em inconsistências de fase e amplitude da magnetização, como o movimento pulsátil dos líquidos dentro dos vasos. Esse distúrbio na magnetização afeta a obtenção de imagens dessas estruturas, tornando-as visíveis apenas em alguns instantes (desfocamento e "fantasmas"). Sequências em precessão livre com estado estacionário (SSFP, do inglês *Steady State Free Precession*) balanceadas como a sequência TrueFISP (*True Fast Imaging with Steady-state free Precession*) são particularmente adequadas para a obtenção de imagens de RM do pulmão por causa de sua eficiência SNR em relação à taxa de sinal ruído (SNR, do inglês *signal to noise ratio*) ser elevada (IWASAWA et al., 2002). Segundo Stevo (2010), o método TrueFISP tem eficiência SNR elevada, em comparação com outras técnicas convencionais, tais como gradiente e spin-eco, permitindo tempos de aquisição mais rápidos e/ou melhor resolução espacial.

Este trabalho utilizou imagens de pulmões em movimento obtidas por meio de RM. A extração das silhuetas dos pulmões foi feita através do processo chamado de segmentação, que consiste em subdividir uma imagem em regiões ou objetos que a compõem. Para isso, foi utilizado o método desenvolvido por Madalosso (2016), baseado em Modelos Ativos de Forma (ASM, do inglês *Active Shape Models*).

Neste trabalho foi desenvolvida uma solução de reconstrução 4D da superfície pulmonar, representando o movimento respiratório, que são sequências de instantes respiratórios. O método inicialmente efetua os registros temporais, que são o casamento entre imagens nos planos coronal e sagital, visando a formação de uma nuvem de pontos que se assemelhe à forma dos pulmões em diversos instantes respiratórios. Após isso é utilizado o método α -shapes, proposto por Edelsbrunner e Mücke (1994), para adaptar uma superfície sobre a nuvem de pontos.

Um grande desafio que envolve as pesquisas sobre imageamento médico e reconstrução de órgãos é identificar se o método proposto apresenta resultados satisfatórios, já que isso normalmente é realizado através da comparação com um padrão ouro, que no caso de estudo, não existe.

O trabalho de reconstrução apresentado foi desenvolvido em parceria com a Universidade de São Paulo (Brasil), a Universidade Nacional de Yokohama (Japão) e o Hospital Kanagawa Cardiovascular and Respiratory Center (Japão). A base de imagens utilizada nesta pesquisa foi obtida segundo um protocolo aprovado pelo Comitê de Ética Médica do Hospital Kanagawa Cardiovascular and Respiratory Center. A Universidade do Estado de Santa Catarina foi autorizada a utilizar esta base, dando prosseguimento às pesquisas iniciais. A base contém ima-

gens de seis pacientes com idades entre 24 e 58 anos. Cada paciente contém aproximadamente 14 sequências sagitais e 14 sequências coronais, com 50 imagens por sequência, totalizando mais de 8.000 imagens obtidas com o método TrueFISP.

1.1 ESCOPO DO TRABALHO

Neste trabalho propõe-se realizar a reconstrução 4D da superfície pulmonar a partir nuvens de pontos, as quais são obtidas através da segmentação dos pulmões em sequências temporais imagens de RM nos planos coronal e sagital para que desta forma, seja possível analisar o movimento respiratório pulmonar.

Considerando a segurança dos indivíduos sob observação, os dispositivos de RM são preferíveis. Por outro lado, de acordo com Kauczor (2009), a RM é dificultada por vários aspectos: a pouca quantidade de tecido se refere a um pequeno número de prótons levando a sinais de baixa qualidade e conforme Nóbrega (2006), a qualidade da imagem de RM pode ser medida pela SNR, que mede em termos qualitativos o sinal de RM puro. Quanto maior o seu valor, menor será a influência dos fatores que contribuem para a degradação da imagem. O ruído se caracteriza pela formação da imagem "granulada" que se sobrepõe à imagem real do objeto, dificultando a sua visualização. Imagens com baixos valores de SNR são pobres em detalhes.

O foco deste trabalho é observar o movimento respiratório pulmonar em respiração livre através da criação de um modelo 4D que representa a superfície pulmonar

1.2 OBJETIVO GERAL

Implementar a reconstrução 4D da superfície pulmonar a partir de nuvens de pontos que representam instantes respiratórios, com o objetivo de realizar uma análise mais precisa do movimento respiratório pulmonar.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Propor um método de reconstrução 4D das superfícies dos pulmões;
2. Testar e avaliar tal método de modo visual em comparação a forma dos pulmões obtidas nas imagens de RM, devido ao fato de não ter um padrão ouro para comparação numérica;
3. Propor maneiras de realizar a interpolação de dados em nuvens de pontos para obter uma superfície mais precisa dos pulmões;
4. Analisar as vantagens e desvantagens do método proposto em comparação com outros métodos.

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está estruturado da seguinte forma:

No Capítulo 2, uma revisão da literatura dos principais tópicos relevantes à este trabalho são abordados. Primeiramente são apresentados os métodos de aquisição de imagens médicas com ênfase na RM. Então faz-se uma revisão dos conceitos utilizados para realização dos registros temporais. São também abordados tópicos sobre nuvem de pontos e conceitos básicos para reconstrução de superfícies, apresentando os métodos utilizados neste trabalho.

O Capítulo 3 apresenta os trabalhos relacionados à esta dissertação, os quais abordam a reconstrução 3D ou 4D dos pulmões.

O Capítulo 4 apresenta a proposta de como atingir os objetivos geral e específicos desta dissertação.

Os testes e análises dos resultados são apresentados no Capítulo 5, detalhando os componentes envolvidos utilizados na implementação do *software*.

Os Capítulo 6 apresenta a conclusão do trabalho, ressaltando os pontos fortes e fracos do método desenvolvido. São também dadas sugestões de trabalhos futuros visando dar continuidade a este trabalho.

2 CONCEITOS FUNDAMENTAIS

Este capítulo inicia com uma introdução sobre os diferentes métodos de aquisição de imagens médicas. Também são apresentadas as técnicas utilizadas no desenvolvimento do trabalho. Elas podem ser separadas em dois grupos: as técnicas utilizadas para a realização os registros temporais dos padrões respiratórios e as técnicas utilizadas para a reconstrução 4D dos pulmões, as quais são detalhadas na sequência.

2.1 AQUISIÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS

Segundo Nunes (2006), desde que Röntgen, em 1895, descobriu a existência de uma radiação até então desconhecida, capaz de atravessar materiais, ser parcial ou totalmente absorvida por eles e fixar-se em anteparos, a dinâmica dos exames médicos sofreu mudanças significativas. Com a descoberta dos raios-X, a visualização de estruturas internas do corpo e o diagnóstico de anomalias tornou-se viável. Desde então, o avanço na aquisição, processamento e armazenamento de imagens médicas vem permitindo o aperfeiçoamento de diagnósticos e tratamentos de doenças. Cada modalidade de imagem médica atua de forma diferenciada e sua aquisição visa a ressaltar as diferenças entre os diversos tipos de tecidos existentes na natureza e, especialmente, aqueles que compõem o corpo humano, fazendo com que estruturas de interesse se sobressaíam.

De acordo com Maintz e Viergever (1998), as técnicas de aquisição de imagens médicas podem ser divididas em duas categorias: anatômicas e funcionais. A categoria anatômica é dedicada a identificar características morfológicas e algumas modalidades são: Raio-X, Tomografia Computadorizada (TC), Ultrassom (US), Ressonância Magnética (RM), dentre outras modalidades derivadas destas citadas. A categoria funcional tem como objetivo adquirir informação sobre o metabolismo relacionado a uma anatomia e algumas modalidades são: Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único, ou do inglês, *Single Photon Emission Computed Tomography* (SPECT) e Tomografia por Emissão de Pósitrons, ou do inglês *Positron Emission Tomography* (PET), dentre outras modalidades menos usuais. Muitas outras modalidades funcionais podem ser nomeadas, mas estas ainda são pouco utilizadas ou ainda na fase de pesquisa, como é o caso da Tomografia por Impedância Elétrica (TIE), que é uma técnica de imageamento que vem sendo explorada recentemente.

Será apresentada nesta seção uma visão geral da formação da imagem apenas das principais modalidades anatômicas, com ênfase no método de RM.

2.1.1 Raios-X

Os raios-X estão entre as fontes mais antigas de radiação utilizada para a formação de imagens e é amplamente utilizado no diagnóstico médico. Os raios-X para a formação de imagens médicas são gerados utilizando um tubo a vácuo com um catodo e um anodo. O catodo é aquecido, fazendo com que elétrons sejam liberados. Esses elétrons se movimentam em alta velocidade na direção do anodo positivamente carregado. Quando os elétrons atingem um núcleo, a energia é liberada na forma de radiação de raios-X. A energia, ou capacidade de penetração de raios-X é controlada por uma tensão aplicada entre os eletrodos e por uma corrente no filamento do catodo (GONZALEZ; WOODS, 2008).

Os raios-X têm a capacidade de atravessar materiais de baixa densidade, como por exemplo, os músculos do corpo humano, porém são absorvidos por materiais de maior densidade, como os ossos. De acordo com a densidade da estrutura, haverá maior ou menor absorção dos raios. A radiação resultante após a interação dos raios-X com o paciente, irá sensibilizar um filme radiográfico, semelhante ao filme fotográfico. Este filme é composto de sais de prata (AgBr, AgI). Quando sensibilizado por um fóton de raio-X ou pela luz visível, o cátion de prata (íon positivo) acaba sendo neutralizado e vira óxido metálico (AgO), e escurece. Por outro lado, o sal de prata que não foi sensibilizado pelo raio-X ou pela luz permanece transparente (LEITE; AMARO; OTADUY, 2018).

Os Raios-X contém radiação ionizante e o excesso deste tipo de radiação traz prejuízos ao organismo humano. Por isso, é imprescindível que se tenha um controle referente a dose de radiação recebida pelo paciente para que a utilização deste mecanismo não seja mais prejudicial do que o benefício que ela pode proporcionar.

2.1.2 Tomografia Computadorizada

De acordo com Nunes (2006), a imagem na radiografia se forma através da interação dos fótons de raios-X com a matéria. Os fótons atravessam o objeto, sofrendo atenuações devido a sua absorção total ou parcial. No corpo humano, por exemplo, ossos, músculos e gordura os fótons são absorvidos em diferentes níveis, acarretando em diferentes atenuações e consequentemente, diferentes intensidade de radiação que chegam ao anteparo no qual a imagem será formada, resultando em diferentes tons de cinza a qual possibilita a formação do contraste, permitindo a identificação de estruturas anatômicas.

Conforme Wilks (1987), a TC (Tomografia Computadorizada) baseia-se nos mesmos princípios que a radiografia convencional, segundo os quais tecidos com diferente composição absorvem os raios-X de forma diferente. Ao serem atravessados por raios X, tecidos mais densos (como o fígado) ou com elementos mais pesados (como o cálcio), absorvem mais radiação que tecidos menos densos (como o pulmão). Assim, uma TC indica a quantidade de radiação absorvida por cada parte do corpo analisada.

Diferente da radiografia convencional, em que o feixe de raios-X é piramidal e a imagem obtida é uma imagem de projeção, na TC o feixe é emitido por uma pequena fenda e tem a forma de leque. O tubo de raios-X gira 360 graus em torno da região do corpo a ser estudada e a imagem obtida é tomográfica, ou seja, são obtidas "fatias" da região investigada. Em oposição ao feixe de raios-X emitidos, tem-se um detector de fótons que gira concomitantemente ao feixe. Os fótons emitidos dependem da espessura do objeto e da capacidade deste de absorver os Raios-X. Os detectores de fótons da TC transformam os fótons emitidos em sinal analógico e depois digital (NUNES, 2006).

Após a aquisição das seções transversais, as informações obtidas são processadas utilizando geralmente uma técnica matemática chamada transformada de Fourier, em que qualquer conjunto de dados pode ser analisado diretamente por um espectro de frequências. As imagens tomográficas podem ser obtidas em dois planos: axial (perpendicular ao maior eixo do corpo) e o coronal (visão frontal). Após a sua obtenção, recursos computacionais podem permitir reconstruções no plano sagital (paralelo à sutura sagital do crânio) ou reconstruções tridimensionais (NUNES, 2006). Segundo Mills et al. (2003), esta técnica requer um imageamento rápido devido a exposição potencialmente alta do paciente à radiação ionizante, que pode ser prejudicial à saúde, devido ao fato de que um exame de tomografia computadorizada envolve uma dose de radiação mais alta do que a radiografia convencional, porque a imagem da TC é reconstruída a partir de várias projeções de raios-X individuais.

2.1.3 Ultrassom

Masselli, Wu e Pinhedo (2013) define o ultrassom como a onda mecânica com frequência acima da faixa de audição humana (20kHz). Contudo, em aplicações de diagnósticos médicos são utilizadas frequências de 2 à 18 MHz. Este método de aquisição de imagens utiliza transdutores, caracterizados por conterem cristais piezelétricos em seus interiores responsáveis por formarem as ondas ultrassônicas. Estes cristais tem a capacidade de converter sinais elétricos oscilantes em ondas acústicas, e vice-versa. As ondas de ultrassom são transmitidas pelo transdutor em um fluxo contínuo. Assim, a imagem por ultrassom é o resultado dos ecos destas ondas, que ao entrarem em contato com a superfície entre dois meios de impedâncias acústicas (resistência do tecido ao movimento das partículas causado pelo ultrassom) distintas, é refletida e retorna ao transdutor.

2.1.4 Ressonância Magnética

Através da RM é possível obter informações detalhadas dos órgãos internos do corpo de maneira não invasiva, facilitando uma maior compreensão das estruturas de órgãos como o pulmão. A RM é baseada nos princípios da RMN (Ressonância Magnética Nuclear), uma técnica espectroscópica usada pelos cientistas para obter informações químicas e físicas microscópicas sobre as moléculas (HORNAK, 1996). De acordo com Ventura (2012), a instrumentação

da RM é complexa, mas as potenciais aplicações clínicas tem sido crescentes, sendo hoje uma modalidade de imageamento utilizada para detecção de inúmeras condições patológicas, principalmente na avaliação de tecidos moles.

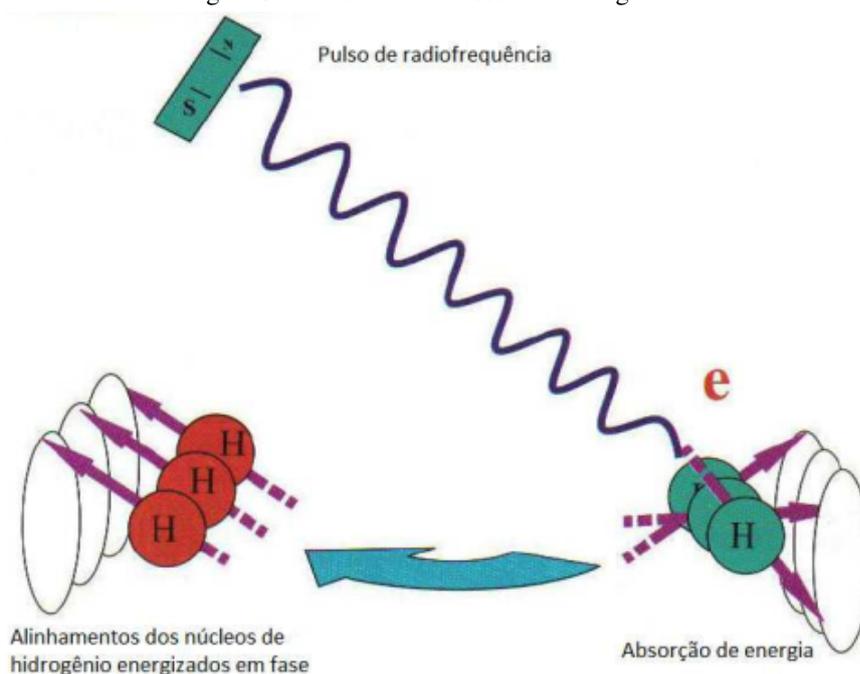
Do ponto de vista histórico, a base teórica da espectroscopia RMN foi proposta por Wolfgang Pauli em 1924. Ele sugeriu que certos núcleos atômicos deveriam possuir propriedades de *spin* e momento magnético e, como consequência, poderiam ser levados a um desdobramento de seus níveis de energia quando expostos a um campo magnético intenso. Na década seguinte, esses postulados foram verificados na prática. No entanto, segundo Ventura (2012), somente em 1946, Felix Bloch e Edward Purcell, trabalhando independentemente, demonstraram que os núcleos absorvem radiação eletromagnética em um campo magnético intenso devido ao desdobramento dos níveis de energia induzido por este campo. Entre os anos de 1950 e 1970, a RM foi desenvolvida e utilizada para análises moleculares físicas e químicas. Porém, de acordo com Rios (1998), na medicina, seu potencial só começou a delinear-se em 1971, quando se observou que haviam diferenças sistemáticas nas propriedades de relaxação nuclear dos tecidos normais, dos necrosados e tumorais. Tais diferenças podiam ser apreciadas claramente nas imagens processadas pela técnica de RM.

2.1.4.1 Princípios Físicos da Ressonância Magnética Nuclear

Segundo Nóbrega (2006) a RM é um fenômeno físico relacionado à troca de energia entre força periódica (ondas eletromagnéticas) e corpos em movimento. A condição para que ocorra o fenômeno da ressonância é que a frequência periódica das ondas eletromagnéticas seja exatamente igual à frequência de movimento dos corpos.

O fenômeno da ressonância aplicado ao diagnóstico de imagem baseia-se na troca de energia entre núcleos de átomos de hidrogênio com ondas eletromagnéticas provenientes de campos magnéticos oscilatórios (vide Figura 3). Sempre que a frequência oscilatória dos campos aplicados coincidirem com a frequência de rotação dos núcleos de hidrogênio haverá o processo de troca de energia. Para que este processo ocorra de forma controlada, é necessário que os núcleos dos hidrogênios estejam alinhados. O campo magnético externo é o responsável por esse alinhamento. Quanto maior for a potência do campo magnético externo, maior será a quantidade de hidrogênios que se alinharam com este. Nessa situação uma parcela de hidrogênio absorverá a energia das ondas eletromagnéticas externas e mudará de orientação em relação ao campo magnético. A "população de hidrogênios" que mudou de orientação assume um estado energizado e posteriormente irá liberar essa energia na forma de sinal de ressonância magnética nuclear.

Figura 3 – Fenômeno da ressonância magnética.



Fonte: Nóbrega (2006, p. 2).

O hidrogênio, que é um elemento que está presente em grande proporção no corpo humano, é um átomo constituído por uma carga positiva em seu núcleo (próton), uma carga negativa em sua eletrosfera (elétron) e apresenta um movimento de rotação em torno do seu próprio eixo. Essa propriedade é conhecida como *spin* ou momento angular, que segundo Hor-nak (1996), lhes conferem momento magnético não nulo, o que significa que estas possuem campo magnético próprio, apresentando comportamento de pequenos imãs (mais formalmente conhecidos como dipolos magnéticos).

O movimento de *spin* nuclear, quando sobre ação de um campo magnético externo, altera suas características passando a descrever um movimento de rotação conhecido como precessão.

O comportamento do núcleo do hidrogênio como um pequeno imã, quando sob ação de um campo magnético externo, lhes confere uma força magnética própria denominada força microscópica. A somatória das forças magnéticas de um conjunto de hidrogênio alinhados ao campo magnético externo resulta em uma força denominada magnetização longitudinal (\vec{M}_z), ou resultante magnética macroscópica, constitui-se do vetor magnético utilizado no sistema de RM para induzir correntes elétricas em condutores posicionados ao magneto.

O fenômeno da RM baseia-se em perturbar o equilíbrio dinâmico de tal forma que a resultante magnética \vec{M}_z mude a sua orientação no espaço e preferencialmente assumira uma posição no plano transversal (X, Y). Para que isso ocorra, faz-se necessário que corpos em movimento (núcleos de hidrogênio em precessão) troquem energia com uma força periódica externa (ondas eletromagnéticas de radiofrequência (RF)).

Quando as ondas de RF oscilam na mesma frequência de precessão dos núcleos de hidrogênio observa-se o fenômeno da ressonância, ou seja, os núcleos de baixa energia absorvem a energia das ondas externas e "pulam" para o lado mais energético, deslocando a resultante magnética \vec{M}_z de sua posição inicial.

Para que a resultante magnética \vec{M}_z possa se posicionar no plano transversal, é necessário que a energia seja transmitida especificamente para uma população de hidrogênios que se encontre na mesma fase (entende-se por fase a orientação espacial da força magnética microscópica atribuída a cada átomo de hidrogênio).

A nova resultante magnética que surge no plano transversal assume a denominação magnetização transversal (\vec{M}_{xy}). Esta magnetização é capaz de induzir corrente elétrica em condutores dispostos na forma de bobinas (antenas de RM). As correntes observadas nestas bobinas constituem-se no sinal de RM.

2.1.4.2 Formação da Imagem

O aparelho onde o exame de RM é realizado, possui o formato de um tubo circundado por um grande eletroímã, que produz um potente campo magnético. Quando este campo magnético é aplicado, os átomos se alinham a ele. Moléculas em baixo estado de energia irão absorver a energia da onda eletromagnética e pular para um nível mais alto de energia. A tendência natural é que estas moléculas voltem ao estado de energia inicial, emitindo a radiação eletromagnética absorvida. É por meio da medição e análise desta radiação emitida que são obtidas as imagens de RM (ALEGRO, 2009).

De acordo com Nóbrega (2006), os dados são processados matematicamente pela transformada de Fourier e convertidos em uma graduação correspondente em uma escala de cinza. A forma com que os dados são obtidos e armazenados influenciam na qualidade da imagem.

2.2 PADRÃO DICOM

Segundo a *National Electrical Manufacturers Association*, NEMA (2004), com a introdução de técnicas de imageamento seguida por outras modalidades de diagnóstico digital na década de 1970 e o uso crescente de computadores em aplicações clínicas, o *American College of Radiology* (ACR) e a NEMA viram a necessidade emergente de um método padrão para transferir imagens e informações associadas entre dispositivos fabricados por vários fornecedores.

Em 1983, o ACR e a NEMA formaram um comitê conjunto para desenvolver um padrão para:

- Promover a comunicação de informações de imagem digital, independentemente do fa-

bricante do dispositivo;

- Facilitar o desenvolvimento e a expansão de sistemas de arquivamento e comunicação de imagens (PACS, do inglês *Picture Archiving and Communication Systems*) que também podem se comunicar com outros sistemas de informação hospitalar;
- Permitir a criação de uma base de dados de informações de diagnósticos que possam ser examinados por uma grande variedade de aparelhos distribuídos geograficamente.

O comitê publicou a primeira versão do padrão em 1985, e foi chamada de "ACR-NEMA 300-1985" ou "ACR-NEMA Versão 1.0", e a segunda versão em 1988, chamada de "ACR-NEMA 300-1988" ou "ACR-NEMA Versão 2.0". A terceira versão do padrão, nomeada de "DICOM 3.0", foi apresentada em 1993 e acabou sendo amplamente aceita na área.

Ainda de acordo com NEMA (2004), o padrão DICOM tem como objetivo facilitar a interoperabilidade de equipamentos em diversos aspectos:

- Semântica dos comandos e de dados associados. Para que os dispositivos interajam, devem ser definidos padrões para os dispositivos reagirem aos comandos e aos dados associados, não apenas à informação que deve ser transferida entre dispositivos;
- Semântica dos serviços de arquivos, formatos de arquivos e informações necessárias para comunicação *offline*;
- Definição do protocolo de comunicação para executar o padrão. Em particular, uma informação enviada pode acionar a execução, no dispositivo remoto, de funções de recebimento que geram o reenvio de informações para o dispositivo solicitante;
- Facilidade de operações em rede;
- Estrutura permite a introdução de novos serviços (*tags* proprietárias), permitindo a evolução dos equipamentos e das aplicações médicas futuras;
- Faz uso de padrões internacionais existentes, sempre que aplicável, e está em conformidade com as diretrizes de documentação estabelecidas para padrões internacionais.

Portanto, DICOM é um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica em um formato eletrônico, estruturando um protocolo criado essencialmente para padronizar a formatação das imagens diagnósticas como TC, RM, radiografias, ultrassonografias, etc. (PIANYKH, 2008).

Os arquivos DICOM suportam imagens de alta qualidade com até 16 bits em tons de cinza em imagens monocromáticas. Dentro do próprio arquivo são armazenadas as informações do indivíduo, posição no espaço, espessura das fatias da imagem, parâmetros de exposição

da imagem, dados do equipamento utilizado, entre outras informações. Desta forma, não há a possibilidade da imagem ser separada das informações do exame realizado. Isso é semelhante à maneira como os formatos de imagem, como JPEG¹, também podem ter marcas incorporadas para identificar e descrever a imagem. Neste trabalho são utilizadas sequências de imagens em tons de cinza com resolução de 12 bits, extraídas em diversas posições nos planos coronal e sagital.

2.3 PULMÃO E A MECÂNICA RESPIRATÓRIA

Em qualquer forma que se apresente, a respiração é uma das características básicas dos seres vivos. Essencialmente, consiste na absorção de oxigênio pelo organismo e a eliminação do gás carbônico resultante de oxidações celulares (DANGELO; FATTINI, 2001).

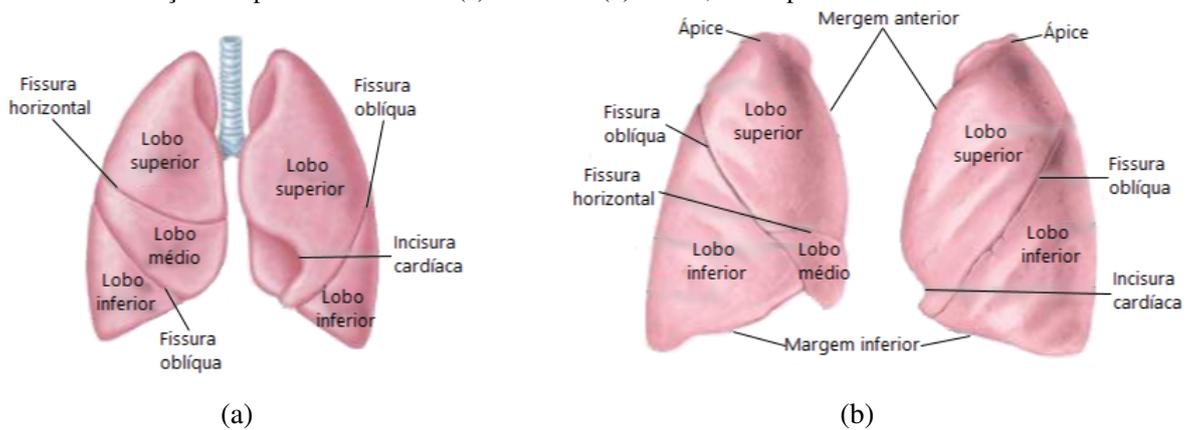
Conforme Moore, Dalley e Agur (2001), os pulmões são os órgãos vitais da respiração e estão contidos na caixa torácica. Esta última é dividida em três compartimentos: as cavidades pulmonares direita e esquerda e um mediastino, que é interposto entre as duas cavidades pulmonares separando-as completamente e contém praticamente todas as outras estruturas torácicas (coração, traqueia, esôfago e outras estruturas).

Cada pulmão é revestido e envolvido por um saco pleural seroso (pleura) formado por duas membranas contínuas: a pleura visceral, que reveste toda a superfície pulmonar, formando sua face externa, e a pleura parietal, que reveste as cavidades pulmonares. Conforme a Figura 4, cada pulmão possui as seguintes características:

- Um ápice, a extremidade superior arredondada do pulmão;
- Uma base, a extremidade inferior côncava do pulmão, que se apoia no diafragma;
- Dois ou três lobos, criados por uma ou duas fissuras;
- Três faces (costal, mediastinal e diafragmática);
- Três margens (anterior, inferior e posterior).

¹ <https://jpeg.org/about.html>

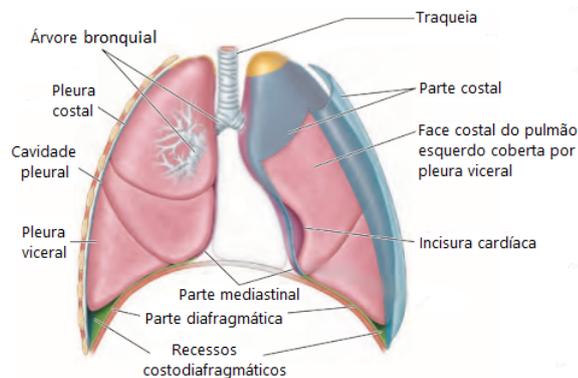
Figura 4 – Demonstração dos pulmões em vistas (a) anterior e (b) lateral, sendo possível ver os lobos e as fissuras.



Fonte: Adaptado de Moore, Dalley e Agur (2001, p. 167).

O movimento respiratório é complexo, pois os pulmões não apenas se comprimem e deformam, mas também deslizam ao longo da cavidade torácica graças à pleura (vide Figura 5), que não altera seu volume durante a respiração. As propriedades anatômicas da pleura permitem um deslizamento quase livre de atrito dos pulmões e do diafragma ao longo da cavidade torácica. O movimento é causado por dois grandes grupos de músculos: o diafragma e os músculos intercostais (FAUCI et al., 2008).

Figura 5 – Pulmão: vista anterior.



Fonte: Adaptado de Moore, Dalley e Agur (2001, p. 163)

Segundo Standring (2005) existem dois tipos de movimentos respiratórios básicos, que são:

- **Inspiração:** a entrada de ar nos pulmões, dá-se pela contração da musculatura do diafragma e dos músculos intercostais criando uma pressão negativa, fazendo com que o ar flua para os pulmões;

- Expiração: a saída de ar dos pulmões, ocorre pelo relaxamento da musculatura do diafragma e dos músculos intercostais, diminuindo a pressão e o volume da caixa torácica, expulsando o ar dos pulmões.

O movimento respiratório pode variar de ciclo para ciclo, pois as contribuições dos grupos musculares diferem. A orientação do paciente e o padrão respiratório (superficial, profundo, abdominal ou torácico) podem ter grande influência na deformação pulmonar (FUERST et al., 2015).

A análise do movimento pulmonar são de interesse na medicina, pois podem auxiliar na identificação de doenças. Uma aplicação do estudo dos padrões respiratórios encontra-se no trabalho de Iwasawa et al. (2002), que analisa o movimento dos pulmões a partir de imagens sequenciais, detectando a presença de movimentos paradoxais em pacientes com DPOC. Também, conforme Campbell et al. (2003) e Campbell e Smith (2007) os padrões respiratórios obtidos através do imageamento feito por RM pode ser utilizado para análises em pacientes que sofrem de Síndrome de Insuficiência Torácica (TIS, do inglês *Thoracic Insufficiency Syndrome*), em que estes frequentemente sofrem de malformações na parede torácica, diafragma e/ou coluna, gerando dificuldade do tórax para suportar a respiração normal ou o crescimento pulmonar em caso de crianças. Portanto, o imageamento do movimento respiratório feito através de RM é a melhor escolha, devido ao fato de não utilizar radiação ionizante. Isso, no entanto, levanta uma questão de uma maneira de criar um modelo 4D do movimento respiratório pulmonar consistente para realizar uma análise mais precisa, que é o objetivo do presente trabalho.

2.4 IMAGEAMENTO DO MOVIMENTO RESPIRATÓRIO

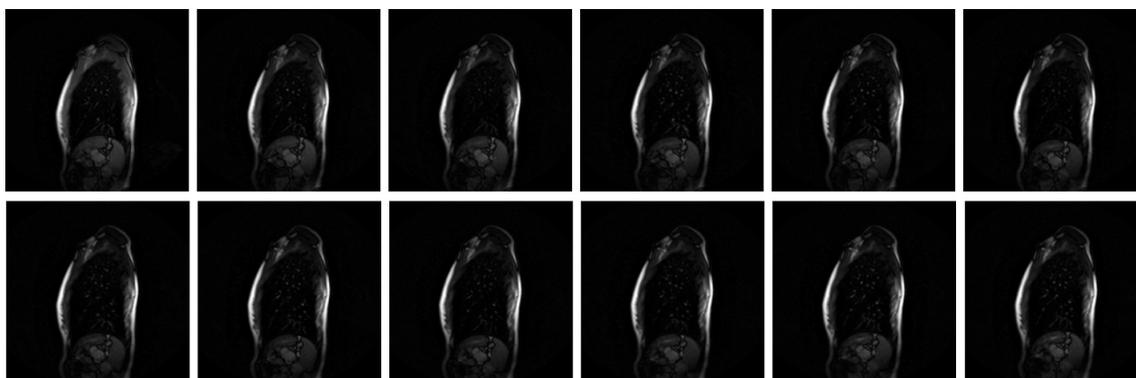
Segundo Sato et al. (2011), o imageamento do movimento respiratório pode ser classificado em duas abordagens principais: a abordagem estática, que utiliza sequências de imagens com o paciente com a respiração presa em pelo menos dois estágio diferentes (estágio máximo de inalação e estágio máximo de exalação do ar), ou também podem ser aplicados durante repetidas suspensões da respiração para reunir imagens em diferentes posições respiratórias. Tem a vantagem de prover um detalhe anatômico que é útil para uma análise mais aprofundada. A desvantagem é que o pulmão pode chegar a um estado de distribuição de pressão e tensão uniforme no momento em que a respiração for presa. A segunda abordagem trata-se de uma técnica de imageamento rápido que captura imagens durante a respiração livre.

O aumento da velocidade de aquisição da imagem resulta na perda de detalhes na imagem. Em uma respiração tranquila em indivíduos adultos, com idade entre 24 e 58 anos, a frequência respiratória é de aproximadamente doze ciclos por minutos, com movimentação do diafragma de aproximadamente 1,5 centímetros, ou seja, a velocidade do diafragma é de aproximadamente 0,94 cm/s. Para evitar saltos na sequência e obter uma imagem com uma

resolução adequada, é preciso a utilização de uma taxa de aquisição inferior a 1 segundo. Caso as imagens de RM forem obtidas nesta taxa temporal, a qualidade será baixa (ABE, 2013).

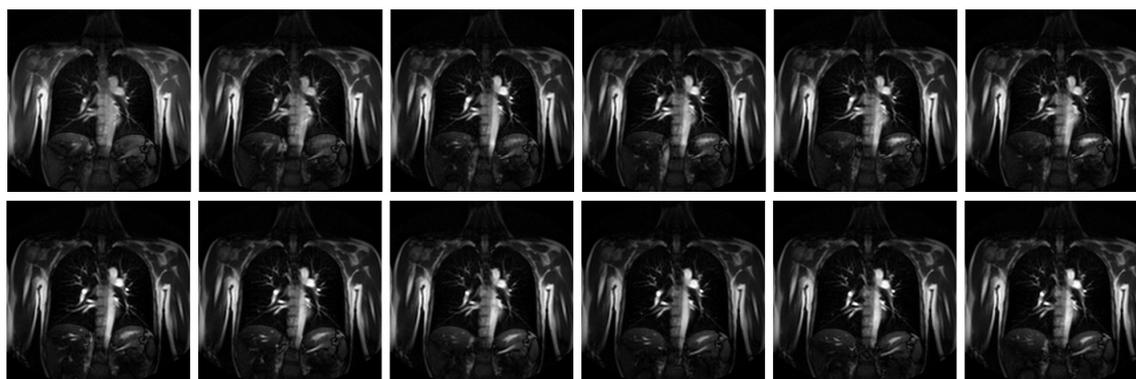
Como o foco deste trabalho é observar o movimento respiratório em respiração livre, é utilizada a segunda abordagem para realizar o imageamento do movimento respiratório, obtendo imagens bidimensional que representam fatias no espaço tridimensional. A Figura 6 apresenta exemplos de imagens extraídas de uma mesma sequência sagital e Figura 7 apresenta exemplos de imagens de uma mesma sequência coronal obtidas de um mesmo paciente, sendo que as sequências de imagens são assíncronas entre si.

Figura 6 – Sequência temporal de imagens de RM no plano sagital.



Fonte: Hospital Kanagawa (2005)

Figura 7 – Sequência temporal de imagens de RM no plano coronal.



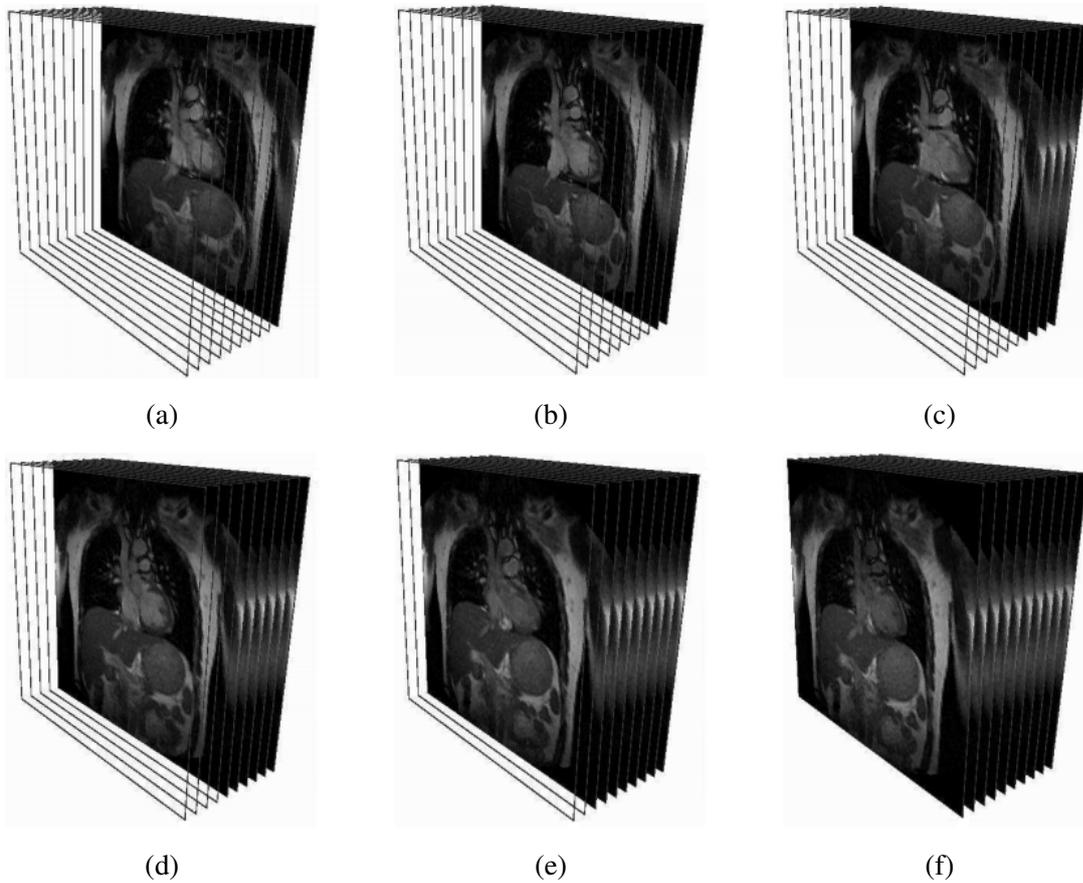
Fonte: Hospital Kanagawa (2005)

2.5 IMAGENS ESPAÇO-TEMPORAL

De acordo com Stevo (2010), uma sequência temporal de imagens de RM de uma fatia do pulmão pode ser empilhada, definindo um volume espaço-temporal (STV - *Spatio Temporal Volume*) $I_s(x, y, t)$, em que x e y são coordenadas de cada *pixel* da imagem e t é o tempo. A

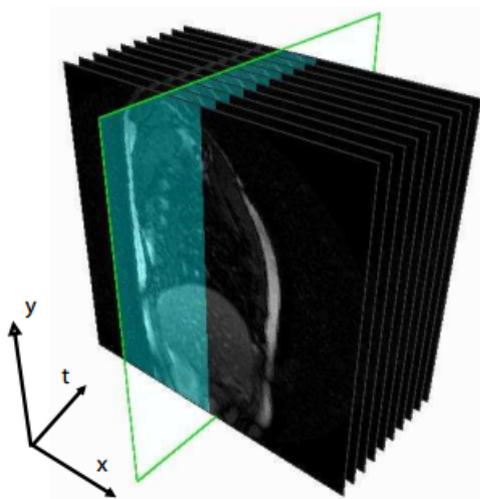
Figura 8 mostra um exemplo de um STV, construído a partir de dez imagens coronais da mesma fatia do pulmão tomadas em instantes de tempo diferentes. Considere a definição de um plano arbitrário vertical $Q_s(x_s, y_s)$ que passa por um ponto (x_s, y_s) paralelo ao eixo t . A intersecção do STV com este plano arbitrário define uma imagem espaço temporal (2DST, do inglês *2D Spatio Temporal*), conforme demonstrado na Figura 9. A imagem 2DST corresponde à intersecção do STV com o plano arbitrário vertical $Q_s(x_s, y_s)$. A Figura 10 demonstra uma imagem 2DST vertical onde é possível notar que um padrão de movimento está presente, especialmente porque os órgãos em movimento são pulmões saudáveis e o coração. O movimento pulmonar tem menor frequência e maior amplitude, e o movimento do coração tem maior frequência e menor amplitude.

Figura 8 – Exemplo de um STV criado através do empilhamento de uma sequência de imagens no plano coronal.



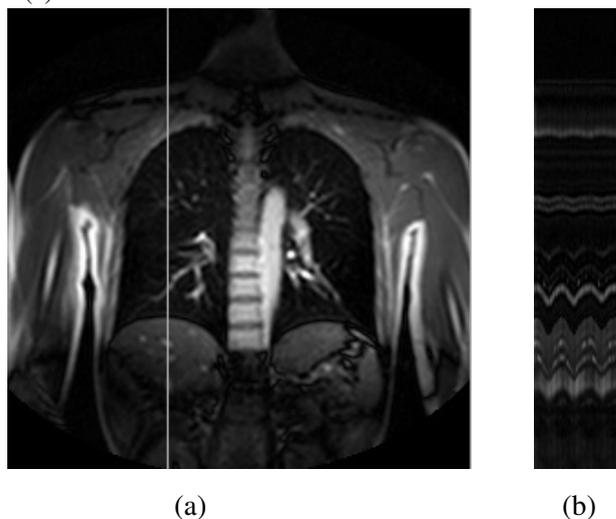
Fonte: Stevo (2010, p. 25).

Figura 9 – Intersecção de um plano arbitrário vertical paralelo ao eixo do tempo com um STV.



Fonte: Stevo (2010, p. 25).

Figura 10 – (a) Imagem original. (b) Imagem 2DST extraída da posição marcada por uma linha vertical na cor branca em (a).

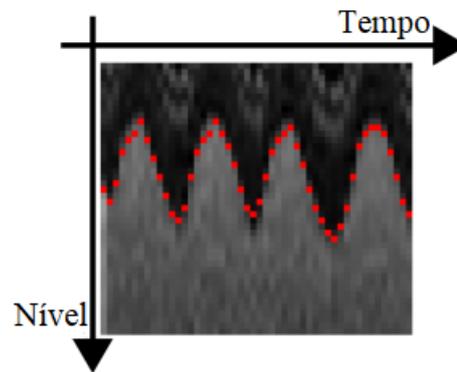


Fonte: Produção do autor, 2018.

Como observado na Figura 10, pode-se definir uma função que representa o movimento de todas as estruturas pulmonares, denominada função respiratória padrão, e esta é determinada na região do diafragma, pois possui um bom gradiente nas imagens, facilitando a visualização de seu movimento devido ao fato de possuir uma maior amplitude quando comparado a outras estruturas torácicas.

A Figura 11 ilustra um exemplo de uma função respiratória padrão, que representa uma sequência de valores inteiros não negativos no tempo. Portanto o padrão respiratório é uma estimativa do padrão de movimentos das estruturas pulmonares em uma imagem 2DST.

Figura 11 – Exemplo de uma função respiratória padrão.



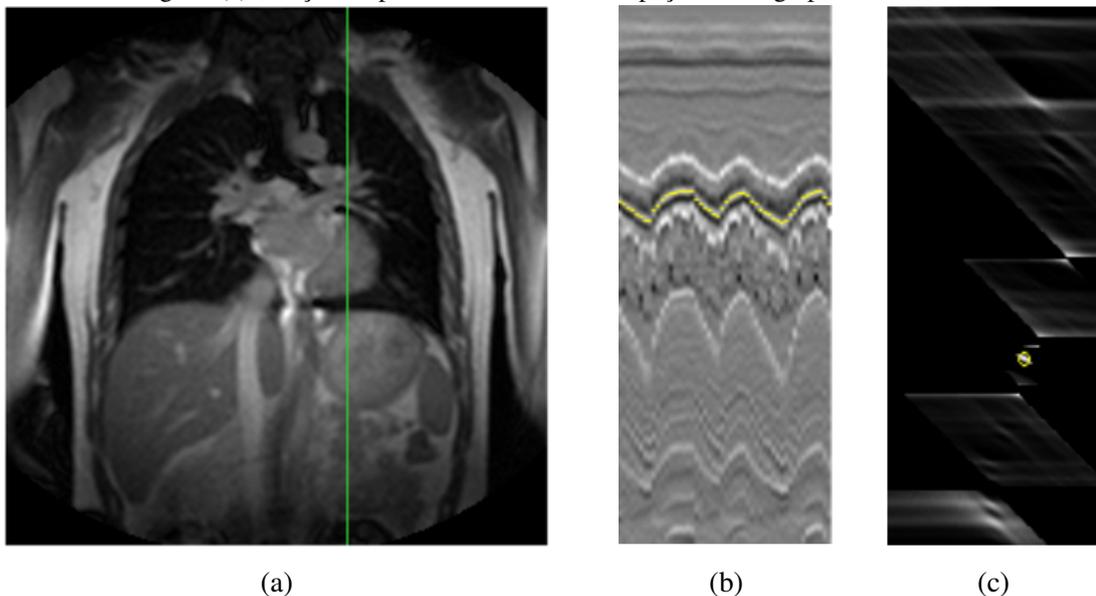
Fonte: Abe (2013, p. 25).

2.6 SEGMENTAÇÃO DO PADRÃO RESPIRATÓRIO DIAFRAGMÁTICO

A transformada de Hough é uma técnica de detecção de formas utilizada em análise de imagens, visão computacional e processamento digital de imagens (KIRYATI; ELDAR; BRUCKSTEIN, 1991). De acordo com Abe (2013), ela é utilizada para detectar padrões em imagens, tais como retas e curvas. O objetivo da técnica é encontrar instâncias imperfeitas de padrões por meio de um procedimento de votação. Matsushita et al. (2004) propuseram uma modificação na transformada de Hough para determinar a presença de padrões respiratórios em uma imagem 2DST. Stevo (2010) e Abe (2013) utilizam a transformada de Hough modificada para detecção do padrão respiratório diafragmático. No entanto, segundo Abe (2013) a sua aplicação direta em imagens 2DST necessita de uma verificação, pois o ponto de máximo do espaço de Hough paramétrico não corresponde necessariamente ao padrão respiratório diafragmático. Para a automação do processo, existem duas alternativas: adicionar alguma regra à busca de pontos de máximo no espaço paramétrico de Hough ou alterar a 2DST utilizada, de forma que o ponto de maior intensidade sempre corresponda ao padrão respiratório diafragmático.

A Figura 12 ilustra a ocorrência do problema de que o ponto de máximo do espaço paramétrico de Hough não corresponde necessariamente ao padrão respiratório diafragmático.

Figura 12 – (a) Imagem de RM de uma sequência coronal. A linha vertical representa a posição de corte para formar a imagem 2DST. (b) Imagem 2DST com padrão respiratório encontrado, que não corresponde ao diafragma. (c) Posição do padrão encontrado no espaço de Hough paramétrico.



Fonte: Abe (2013, p. 28).

Neste trabalho, a maneira utilizada para a obter o padrão respiratório diafragmático é através da modificação da imagem 2DST, em que esta é formada através das imagens correspondentes às silhuetas pulmonares obtidas a partir das sequências de imagens de RM. Para isso, foram utilizados os resultados do trabalho de Madalosso (2016).

2.6.1 Segmentação das Silhuetas Pulmonares

O passo inicial do processo de segmentação dos pulmões nas imagens de RM no método proposto por Madalosso (2016) consiste em identificar a localização dos pulmões para então iniciar a segmentação a partir do local mais adequado. Assim inicialmente é feita sua detecção utilizando o descritor Histograma de Gradientes Orientados (HOG, do inglês *Histogram Oriented Gradients*), explicado neste seção.

2.6.1.1 Histograma de Gradientes Orientados

De acordo com DUDA, HART e STORK (2002), o objetivo principal de um descritor de características é caracterizar um objeto de acordo com medidas cujos valores sejam muito similares para objetos da mesma categoria e muito diferentes para objetos de categorias diferentes. Isto implica em buscar por características que sejam invariantes para transformações afins, como translação, rotação ou escala.

Conforme Dalal e Triggs (2005), a ideia principal do descritor HOG, é que a aparência e forma de um objeto podem ser caracterizados pela distribuição de gradientes de intensidade locais ou pelas direções das bordas.

Na prática, inicialmente, a partir de um conjunto de imagens de treinamento, são coletadas amostras positivas do objeto (por exemplo, pulmões) e amostras negativas (outras partes da imagem, como outros órgãos ou fundo da imagem). Todas estas amostras são reescaladas para o mesmo tamanho, que normalmente corresponde ao tamanho da menor amostra. Cada amostra é dividida em pequenos grupos de *pixels*, denominados células. Em cada célula é calculado um histograma local de direções de gradiente e o resultado deste descritor é a lista desses descritores.

Os vetores de características das amostras são utilizados para treinar um classificador binário chamado Máquina de Vetores de Suporte (SVM, do inglês, *Support Vector Machine*).

2.6.1.2 Máquinas de Vetores de Suporte

As máquina de vetores de suporte foram propostas em 1979, por Vladimir Vapnik. Sua ideia principal, conforme Cootes et al. (1995) é classificar elementos de duas classes utilizando uma margem de decisão com propriedades especiais que garantem uma classificação com alta capacidade de generalização para ambas as classes.

Isto é obtido com a maximização da margem, situação em que a distância entre a margem e o elemento mais próximo da primeira classe é igual a distância entre a margem e o elemento mais próximo da segunda classe, o que caracteriza um hiperplano ótimo. No entanto, há situações que contém mais de duas classes que não são linearmente separáveis. Isto pode ser solucionado projetando os dados em um plano de maior dimensão, chamado espaço de características, onde podem ser separados linearmente.

2.6.1.3 Modelos Ativos de Formas

Seguindo a ideia de Modelos de Contornos Ativos, onde um modelo flexível é atraído pelas características da imagem, Cootes et al. (1995) introduz o conceito de Modelos Ativos de Formas (ASM).

Um conceito fundamental para o ASM é a Análise de Componentes Principais (PCA, do inglês *Principal Component Analysis*) que, conforme (JOLLIFFE, 2002), a ideia principal da PCA é reduzir a dimensionalidade de um conjunto de dados em que há um grande número de variáveis interrelacionadas, mantendo o máximo possível da variação presente no conjunto, facilitando também sua visualização. Esta redução é feita através da obtenção de um novo conjunto de variáveis, as Componentes Principais (PCs), que são não correlacionadas, sendo ordenadas de modo a que a primeira PC retém a maior parte da variação das variáveis originais, a segunda PC define a próxima maior e assim por diante. De forma geral, a primeiras PC são responsáveis pela maior variabilidade do conjunto, já as últimas tem contribuição insignificante.

Conforme (COOTES, 2000), um objeto pode ser descrito por um conjunto de n pontos, que formam seu contorno. Os conjuntos de pontos são definidos manualmente para um

conjunto de s imagens. Cada imagem é representada por uma matriz formada pelo conjunto de pontos mais representativos de seu contorno, como apresenta a Equação 2.1, sendo cada ponto representado por sua coordenada x e y .

$$x = (x_1y_1, x_2y_2, \dots, x_ny_n)^T \quad (2.1)$$

Após a definição dos conjuntos de pontos de cada imagem, seguindo os conceitos de PCA, a Equação 2.2 é utilizada para calcular uma forma média entre as s imagens do conjunto de treinamento, representadas na forma da Equação 2.1. A matriz de covariância é calculada (Equação 2.3) juntamente com seus autovalores e autovetores, montando uma matriz Φ , a partir dos t autovetores, correspondentes aos t maiores autovalores da matriz de covariância, sendo t o número de autovalores necessários para atender a condição da Equação 2.4. A variável fv define a proporção da variância total desejada, por exemplo, 0,98 para 98% e λ_i representa um autovalor.

$$\bar{x} = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s x_i \quad (2.2)$$

$$s = \frac{1}{s-1} \sum_{i=1}^s (x_i - \bar{x})(x_i - \bar{x})^T \quad (2.3)$$

$$\sum_{i=1}^t \lambda_i \geq fv \sum \lambda_i \quad (2.4)$$

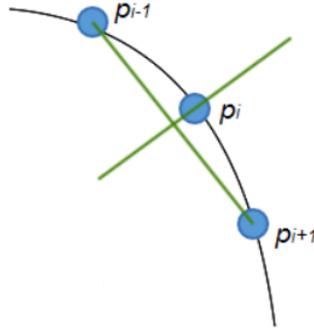
Ao final da segmentação, esta matriz Φ será utilizada para aproximar uma forma segmentada através da Equação 2.5, onde b é definido conforme a Equação 2.6.

$$x = \bar{x} + \Phi b \quad (2.5)$$

$$b = \Phi^T (x - \bar{x}) \quad (2.6)$$

Os autovetores na matriz Φ definem um novo sistema de coordenadas para o conjunto de amostras, centrados em sua média e o parâmetro b representa as coordenadas mais significativas das formas neste novo sistema.

A segmentação em si, acontece da seguinte maneira: é obtido um perfil de níveis de cinza para cada ponto da forma média, que deverá ser procurado na imagem a ser segmentada. Dada uma imagem do treinamento, é traçada uma reta perpendicular para cada ponto p_i , gerada através da rotação em 90° do vetor que vai de p_{i-1} à p_{i+1} , como na Figura 13.

Figura 13 – Reta normal ao ponto p_i .

Fonte: Madalosso (2016, p. 48)

Esta reta possui tamanho de $2k + 1$, onde k é o parâmetro que irá definir o tamanho do perfil de níveis de cinza, que é formado por k *pixels* de cada lado do ponto juntamente com o pixel referente ao próprio ponto. Os níveis de cinza dos *pixels* correspondentes a reta de cada ponto são armazenados em vetores, chamados de perfis de níveis de cinza. Este processo é feito para todas as imagens do conjunto de treinamento, sendo possível perceber um padrão nos perfis de níveis de cinza destas imagens.

Utilizando as s imagens do treinamento, são obtidos perfis médios de níveis de cinza para cada ponto da forma média, sendo eles normalizados, formando perfis estatísticos de níveis de cinza, como mostra a Equação 2.7, onde $\sum_j |g_{ij}|$ representa a soma do módulo de cada um dos elementos do perfil $g_i \rightarrow (g_{i1}, g_{i2}, \dots, g_{ij})$.

$$g_i = \frac{1}{\sum_j |g_{ij}|} g_i \quad (2.7)$$

A forma média \bar{x} é posicionada sobre a imagem a ser segmentada e para cada um dos pontos de seu contorno são obtidas retas normais de tamanho $2m + 1$, sendo $m > k$.

Vetores com os níveis de cinza destas retas são montados, sendo chamados de perfis normais e referidos como g_s . Os pontos da forma média são então movimentados ao longo destes perfis normais, de modo a encontrar a borda desejada. Uma vez que os perfis normais são formados por $2m + 1$ *pixels*, a partir deles é possível gerar $2(m - k) + 1$ subvetores de tamanho $2k + 1$.

É realizada uma busca, comparando g_i com cada um dos subvetores, verificando qual subvetor gera a menor distância $f(g_s)$, calculada utilizando a distância de Mahalanobis, conforme Equação 2.8, onde S_g é a matriz de covariância de g_i .

$$f(g_s) = \sqrt{(g_s - g_i) S_g^{-1} (g_s - g_i)^T} \quad (2.8)$$

Cada ponto da forma média \bar{x} é movido para o ponto central do subvetor que minimiza $f(g_s)$. Consequentemente, é possível verificar que o parâmetro m irá definir a porção da imagem onde será realizada a busca pelo perfil de níveis de cinza g_i . Este processo de reajuste de pontos é repetido por um número fixo de iterações, definido pelo usuário, ou até a convergência (por exemplo, quando 90% dos pontos não sofrerem mais alteração).

Após todos os pontos terem sido movidos para a melhor posição, a equação para aproximação de forma (Equação 2.5) é aplicada para ajustar a forma obtida.

Visto que a matriz Φ é formada pelas formas do conjunto de treinamento, que nada mais é do que um conjunto de exemplos de contornos do objeto de interesse, esta matriz comprime as diferentes características que este objeto pode conter. Logo, ao aplicar esta matriz sobre um contorno segmentado, ela o aproxima da forma do objeto de interesse, mesmo que algum ponto do contorno tenha ficado em uma posição distante da posição mais correta, como por exemplo, em caso de este ponto ter ficado preso em algum mínimo local.

2.7 ALGORITMOS DE CONTORNOS ATIVOS

A segmentação de imagens é um dos principais processos que constituem um sistema de processamento de imagens, cujo objetivo, segundo Gonzalez e Woods (2008) é criar subdivisões em uma imagem em regiões ou objetos que a compõe para que seja possível a extração de atributos das mesmas. O nível de detalhamento em que a subdivisão é realizada depende do problema a ser resolvido. Ou seja, a segmentação deve parar quando os objetos ou regiões de interesse de uma aplicação forem detectados.

De acordo com Gonzalez e Woods (2008), as técnicas de segmentação de imagens geralmente são baseadas em duas propriedades:

- **Similaridade:** baseia-se na divisão da imagem em regiões similares, cujo o critério de semelhança é estabelecido previamente. Algoritmos de limiarização e o crescimento de regiões são exemplos deste tipo de segmentação;
- **Descontinuidade:** baseia-se na separação da imagem em regiões baseadas em mudanças bruscas nas características de *pixels* vizinhos, como a detecção de pontos, linhas e bordas da imagem. Dentre estas descontinuidades, as que se baseiam em bordas são fundamentais no processo de análise de imagens. Neste tipo de segmentação, destaca-se o método de contornos ativos.

O MCA (Método de Contornos Ativos), também chamados de *snakes*, foi proposto por Kass, Witkin e Terzopoulos (1988). Em sua idealização original, os contornos ativos são representados explicitamente como curvas parametrizadas. Este método permite segmentar imagens digitais por meio da detecção de bordas obtidas através de informações da imagem, como por

exemplo, a intensidade dos níveis de cinza. O MCA consiste em traçar uma curva inicial próxima do objeto de interesse, de forma que essa curva se adapte às bordas deste objeto. Esta adaptação acontece mediante algumas forças que a deslocam até as bordas do objeto. Este processo de deslocamento é realizado por iterações sucessivas de minimização de uma dada energia, associada à curva.

Apesar do MCA apresentar bons resultados em várias situações, algumas dificuldades apresentadas na formulação original ainda são encontradas. Primeiramente, a curva é muito sensível à inicialização, ou seja, a curva inicial deve estar próxima da borda e ainda possuir alguma semelhança com a forma final. Além disso, imagens com muito ruído e regiões com bordas implícitas não apresentam bons resultados (BERTUOL, 2007). Devido a isso, é necessário utilizar técnicas para melhorar o funcionamento do MCA clássico, como o método proposto por Neila, Baumela e Alvarez (2014), chamado de *Morphological Snakes*, que é uma abordagem para uma evolução de contorno local estável de maneira rápida baseando-se nos operadores da morfologia matemática. Segundo o autor, os termos das equações dos algoritmos de evolução de contornos são substituídos por operadores morfológicos que possuem comportamento infinitesimal equivalente. Então, a solução final é aproximada pela aplicação sucessiva de operadores morfológicos.

2.8 MAPEAMENTO CORONAL-SAGITAL E TRANSFORMAÇÃO PARA O ESPAÇO TRIDIMENSIONAL

Nesta seção será apresentada uma técnica para realizar a correspondência de um *pixel* da imagem sagital para a imagem coronal e vice-versa. Tsuzuki et al. (2009) propuseram um método para realizar o mapeamento de um *pixel* em uma imagem de RM para o espaço tridimensional utilizando a matriz de mapeamento armazenada no arquivo DICOM (Equação 2.9), entretanto esta matriz não é inversível. Desta maneira, conforme Stevo et al. (2009), um ponto no espaço tridimensional não pode ser mapeado para uma imagem de RM e vice-versa. Os *pixels* contidos em uma imagem DICOM podem ser mapeados para o espaço tridimensional conforme a Equação 2.9.

$$\begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \\ 1.0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_x \cdot \Delta_i & y_x \cdot \Delta_j & 0.0 & s_x \\ x_y \cdot \Delta_i & y_y \cdot \Delta_j & 0.0 & s_y \\ x_z \cdot \Delta_i & y_z \cdot \Delta_j & 0.0 & s_z \\ 0.0 & 0.0 & 0.0 & 1.0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} i \\ j \\ 0.0 \\ 1.0 \end{bmatrix} = [M] \cdot \begin{bmatrix} i \\ j \\ 0.0 \\ 1.0 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

onde i e j são coluna e linha de uma imagem. x_x, x_y e x_z definem as direções do eixo x no espaço tridimensional. y_x, y_y e y_z definem as direções do eixo y no espaço tridimensional. Δ_i é o espaçamento da coluna e Δ_j é o espaçamento da linha. s_x, s_y e s_z correspondem ao posicionamento inicial do primeiro voxel. p_x, p_y e p_z correspondem às coordenadas no espaço

tridimensional da imagem. Usualmente, as imagens coronais possuem um valor maior para Δ_i e Δ_j quando comparados aos obtidos pelas imagens sagitais da mesma pessoa.

2.8.1 Intersecção do Plano Coronal-Sagital

De acordo com Sato et al. (2011), as imagens dos planos coronal e sagital possuem um segmento de reta comum, e considerando os *pixels* deste segmento de reta, que se originaram das imagens coronal e sagital, respectivamente (i_c, j_c) e (i_s, j_s) , ocupam o mesmo espaço tridimensional, conforme demonstrado pela Equação 2.10.

$$P_s = [M_s] \cdot \begin{bmatrix} i_s \\ j_s \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = [M_c] \cdot \begin{bmatrix} i_c \\ j_c \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = P_c \quad (2.10)$$

onde M_c e M_s são, respectivamente, a matriz de mapeamento coronal e sagital.

Através da Equação 2.10 é possível isolar uma das coordenadas. Dado um pixel (i_c, j_c) na imagem coronal pertencente ao segmento de intersecção, o pixel correspondente na imagem sagital (i_s, j_s) é dado pela Equação 2.11.

$$\begin{bmatrix} i_s \\ j_s \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = [M_s]^{-1} \cdot M_c \cdot \begin{bmatrix} i_c \\ j_c \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

Porém, a matriz $[M_s]$, na Equação 2.11 não é inversível e o mesmo é válido para a matriz $[M_c]$. Entretanto, no espaço bidimensional, a coordenada z não tem significado. Desta maneira, a terceira coluna das matrizes $[M_s]$ e $[M_c]$ podem ser alteradas, permitindo assim, que sejam inversíveis. Considerando que $x_{xs} = x_{zs} = y_{xs} = y_{ys} = 0.0$ para imagens no plano sagital e que $x_{yc} = x_{zc} = y_{xc} = y_{yc} = 0.0$ para imagens no plano coronal, uma linha nas matrizes $[M_c]$ e $[M_s]$ também possuem apenas zeros, respectivamente, a primeira e a segunda linha. A partir disso, a Equação 2.12 define a matriz inversível $[M_s]$ para o plano sagital e a Equação 2.13 define a matriz inversível $[M_c]$ para o plano coronal, representadas por $[M_s^*]$ e $[M_c^*]$ respectivamente.

$$[M_s^*] = \begin{bmatrix} 0.0 & 0.0 & 0.0 & s_{xs} \\ x_{ys} \cdot \Delta_{is} & 0.0 & 0.0 & s_{ys} \\ 0.0 & y_{zs} \cdot \Delta_{js} & 0.0 & s_{zs} \\ 0.0 & 0.0 & 0.0 & 1.0 \end{bmatrix} \rightarrow [M_s^*] = \begin{bmatrix} 0.0 & 0.0 & 1.0 & s_{xs} \\ x_{ys} \cdot \Delta_{is} & 0.0 & 0.0 & s_{ys} \\ 0.0 & y_{zs} \cdot \Delta_{js} & 0.0 & s_{zs} \\ 0.0 & 0.0 & 0.0 & 1.0 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

$$[M_c^*] = \begin{bmatrix} x_{xc} \cdot \Delta_{ic} & 0.0 & 0.0 & s_{xc} \\ 0.0 & 0.0 & 0.0 & s_{yc} \\ 0.0 & y_{zc} \cdot \Delta_{jc} & 0.0 & s_{zc} \\ 0.0 & 0.0 & 0.0 & 1.0 \end{bmatrix} \rightarrow [M_c^*] = \begin{bmatrix} x_{xc} \cdot \Delta_{ic} & 0.0 & 0.0 & s_{xc} \\ 0.0 & 0.0 & 1.0 & s_{yc} \\ 0.0 & y_{zc} \cdot \Delta_{jc} & 0.0 & s_{zc} \\ 0.0 & 0.0 & 0.0 & 1.0 \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

Como as matrizes $[M_s^*]$ e $[M_c^*]$ são inversíveis, o cálculo resultante de $[M_c^*]^{-1} \cdot [M_s]$ ou $[M_s^*]^{-1} \cdot [M_c]$ é utilizado para determinar o segmento de reta vertical nas imagens coronais que correspondem à imagem sagital e vice-versa.

Para a intersecção dos planos coronal e sagital, as posições no espaço de cada uma das imagens deve ser a mesma, conforme a Equação 2.14.

$$P_s = [M_s^*] \cdot \begin{bmatrix} i_s \\ j_s \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = [M_c^*] \cdot \begin{bmatrix} i_c \\ j_c \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = P_c \quad (2.14)$$

A Equação 2.15 e Equação 2.16 representam a relação do cálculo da intersecção.

$$\begin{bmatrix} i_c \\ j_c \\ nada \\ 1 \end{bmatrix} = [M_c^*]^{-1} \cdot [M_s^*] \cdot \begin{bmatrix} i_s \\ j_s \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

$$\begin{bmatrix} i_s \\ j_s \\ nada \\ 1 \end{bmatrix} = [M_s^*]^{-1} \cdot [M_c^*] \cdot \begin{bmatrix} i_c \\ j_c \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

A matriz já calculada representa a mudança de coordenadas de uma imagem para a outra, como os dois planos são perpendiculares, só existe uma linha ou coluna que atenderá a condição de mudança.

2.9 REGISTRO TEMPORAL

Registro temporal de imagens é definido como o casamento entre duas imagens, uma coronal e outra sagital, de forma que exista continuidade nas posições das estruturas pulmonares, para imagens adquiridas em instantes distintos (ABE, 2013).

O inflar e o desinflar dos alvéolos durante a inspiração e expiração causam uma alteração na tensão superficial do pulmão, ocorrendo dessa forma a histerese característica do pul-

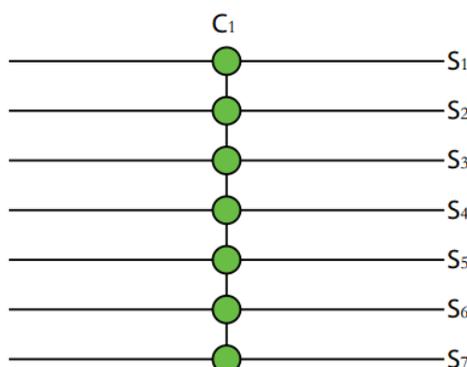
mão. Isso significa que a inalação segue uma relação diferente de pressão por volume, quando comparada a expiração (ABE, 2013). Desta forma, a fase respiratória deve ser considerada na definição dos registros temporais e esta pode ser obtida através do padrão respiratório diafragmático, que corresponde a uma sequência temporal de níveis diafragmáticos. Portanto, a forma de registro temporal utilizada neste trabalho é baseada na proposta por Sato et al. (2011), que faz a análise do nível diafragmático e da fase respiratória.

Será apresentado nas próximas seções os principais métodos de registro temporal.

2.9.1 Registro Temporal Linear

De acordo com Abe (2013), para realização do registro linear, considera-se, por exemplo, que seja utilizada uma imagem coronal C_1 , que representa um instante de respiração. Diversas sequências sagitais $S_1, S_2, S_3, \dots, S_n$ se cruzam à imagem coronal de referência em posições de intersecção no espaço tridimensional. O padrão respiratório diafragmático coronal para cada uma das posições é determinado definindo o nível diafragmático e a fase respiratória para cada uma das posições no espaço tridimensional para a imagem coronal. Em seguida, determina-se o instante em que cada imagem da sequência sagital registra a imagem coronal. A Figura 14 ilustra este procedimento.

Figura 14 – Exemplo de registro linear para uma imagem coronal, representada verticalmente e as diversas sagitais cruzadas a ela. O registro linear busca uma sagital para cada ponto de cruzamento que registre a esta coronal.



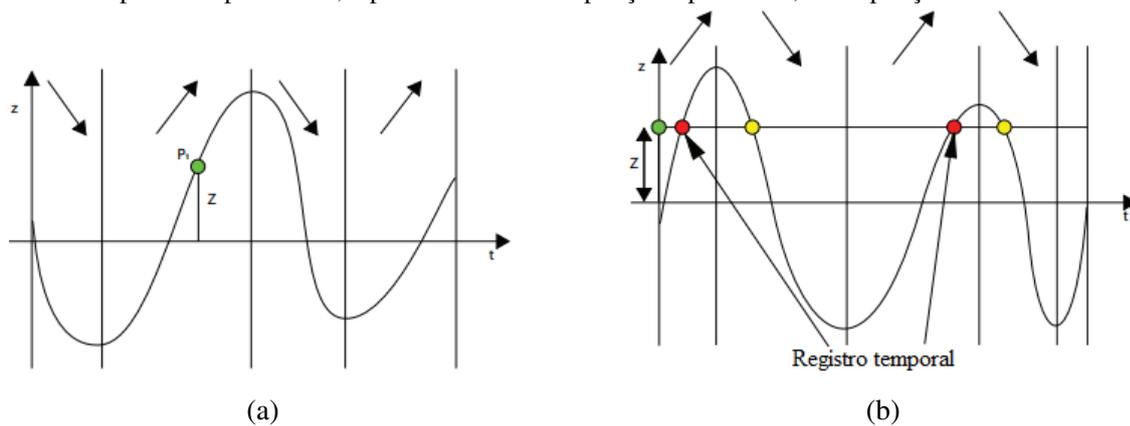
Fonte: Abe (2013, p. 38)

Exemplificando mais detalhadamente, inicialmente é escolhida uma imagem raiz, por exemplo, de uma sequência coronal, que representa um instante de respiração. A partir deste instante é obtido o nível diafragmático e a fase respiratória, através da diferença entre o nível diafragmático atual e o anterior. Caso a diferença seja positiva, o paciente está em expiração, caso seja negativa, está em inspiração. Após isso, é selecionada uma sequência de imagens no plano ortogonal à imagem raiz, neste caso, no plano sagital, na qual serão obtidos os níveis diafragmáticos de todos os instantes de respiração. Caso os níveis diafragmáticos correspondam, é

verificado se a fase respiratória também é a mesma e se essas duas características forem iguais, ocorre o registro temporal.

A Figura 15 demonstra esse procedimento utilizando dois padrões respiratórios extraídos através de imagens 2DST, um gerado por uma sequência temporal de imagens no plano coronal e outro por uma sequência temporal de imagens no plano sagital. Para um dado instante, representado em verde, no padrão diafragmático coronal (Figura 15a), o algoritmo busca no padrão diafragmático sagital (Figura 15b), pelas condições de registro, ou seja, instantes de respiração que possuam o mesmo nível diafragmático e fase respiratória. Os pontos em amarelo no padrão respiratório sagital representam instantes que possuem o mesmo nível diafragmático, porém, fase respiratória distinta do instante selecionado no padrão respiratório coronal. Já os pontos em vermelho, representam instantes onde ocorre o registro temporal, ou seja, nível diafragmático e fase respiratória iguais.

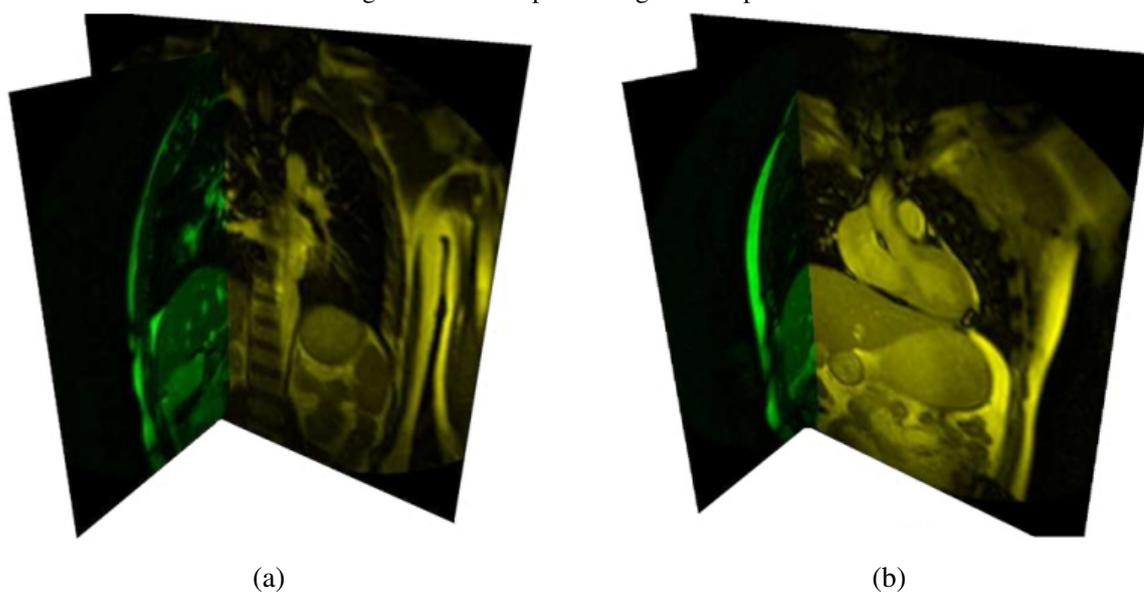
Figura 15 – Padrão respiratório diafragmático no plano (a) coronal e no plano (b) sagital. As setas indicam a fase respiratória: para baixo, o paciente está em inspiração e para cima, em expiração.



Fonte: Abe (2013, p. 36).

A Figura 16 apresenta exemplos de imagens coronal-sagital de duas posições onde ocorreram o registro temporal através do registro linear. É possível perceber a correspondência exata do nível diafragmático e de outras estruturas pulmonares.

Figura 16 – Exemplos de registro temporal.

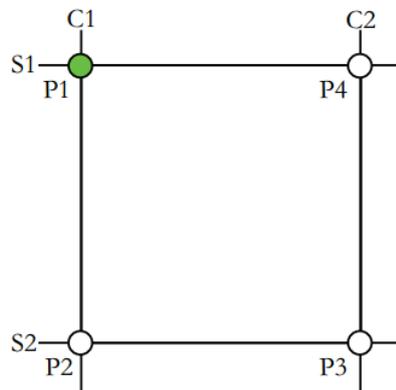


Fonte: Sato et al. (2011).

2.9.2 Registro Temporal Cíclico

Stevo et al. (2010) propuseram um aprimoramento do registro temporal linear, onde inicialmente é escolhida uma imagem coronal raiz, que representa o instante respiratório, a qual será utilizada para registrar outras duas sequências temporais sagitais e uma terceira sequência temporal coronal. Neste caso, existem quatro segmentos comuns entre cada par sagital-coronal. O nível diafragmático e a fase respiratória para cada uma das posições na imagem coronal raiz inicial são determinados. Na Figura 17, as mesmas correspondem aos pontos P_1 e P_2 . Os instantes que os registros temporais com as duas sequências sagitais ocorrem são determinados, ou seja, o instante em que ocorre o registro temporal segundo a sequência sagital S_1 e a coronal C_1 e o instante em que ocorre o registro temporal seguindo a sequência sagital S_2 e a coronal C_1 . Após isso, o nível diafragmático e as fases respiratórias nas posições P_1 e P_2 são definidos. Para a última sequência coronal, é necessário analisar os dois padrões respiratórios diafragmáticos sagitais simultaneamente e o registro temporal deve ocorrer no mesmo instante para que apenas uma única imagem coronal esteja registrada com as duas imagens sagitais. Porém, neste método, a condição para realizar o registro temporal em P_3 e P_4 não era satisfeita em todas as ocasiões (ABE, 2013).

Figura 17 – Representação do registro temporal cíclico.



Fonte: Abe (2013, p. 39).

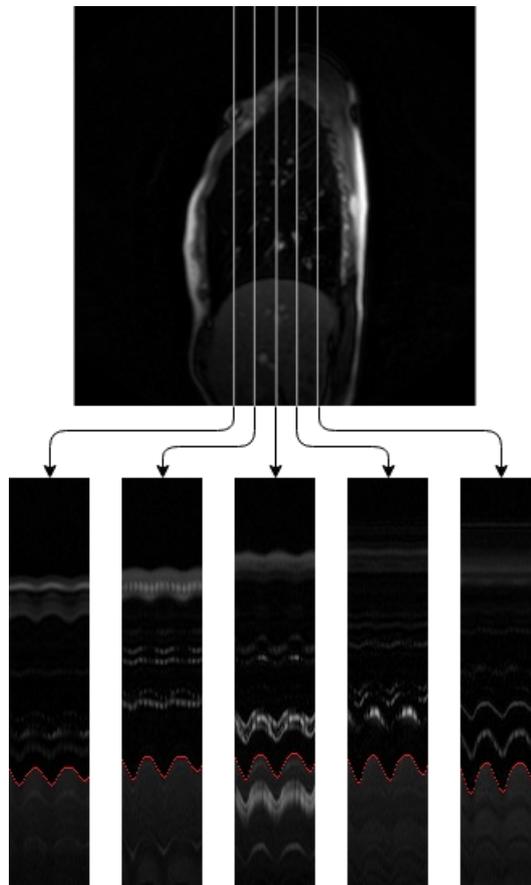
2.9.3 Registro Temporal Múltiplo

Abe et al. (2014) propuseram um novo método de registro temporal que combina a simplicidade do registro temporal linear com a confiabilidade do registro temporal cíclico. O método considera todas as possibilidades de cruzamento entre sequências temporais de imagens coronais e sagitais. Em vez de ser feito um encadeamento de registros temporais como no registro cíclico, são determinadas todas as possibilidades de registro temporal para cada intersecção sagital-coronal.

2.9.3.1 Determinação dos Múltiplos Registros Temporais

Conforme Abe (2013), Todos os registros temporais entre cada par de sequências (uma coronal e outra sagital) são determinados e armazenados em uma estrutura em árvore. Apesar de existir um encadeamento de registros temporais, não é tão rígido como o registro cíclico. Considera-se que existem n_s sequências sagitais e n_c sequências coronais e que cada cruzamento entre as sequências resulta em um padrão respiratório diafragmático, conforme representa a Figura 18. Define-se como objeto da árvore de registros uma imagem, definida por uma sequência e um instante de tempo. Ou seja, para uma mesma sequência e um instante de tempo definido, obtém-se o nível diafragmático e a fase respiratória em todos padrões respiratórios associados.

Figura 18 – Através de uma sequência temporal de imagens são definidos padrões respiratórios nos pontos de cruzamento entre as sequências ortogonais.



Produção do Autor, 2018.

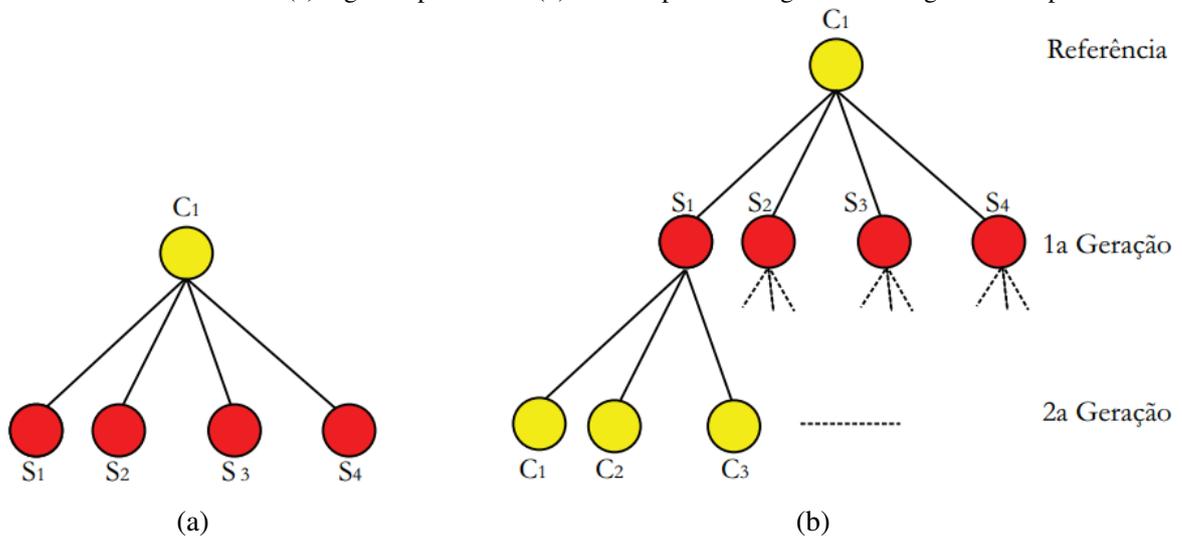
O algoritmo proposto segue as seguintes etapas:

1. Define-se uma imagem raiz de uma sequência (coronal ou sagital). Para exemplificar será considerada uma imagem coronal. O algoritmo encontra todas imagens sagittais que se registram à imagem coronal raiz, armazenando todos os instantes de registro nas sequências sagittais;
2. Para cada ponto de intersecção é determinado todos os instantes em que o registro temporal ocorre para cada uma das sequências sagittais. Este processo é semelhante ao registro linear, exceto pelo fato de buscar por todos possíveis registros temporais, enquanto que no registro linear é determinado somente o primeiro registro. Desta maneira, existem três casos: Posições em que não foi possível encontrar o registro temporal, posições em que ele é único e posições onde há múltiplos registros. Para cada instante onde o registro temporal ocorre, determinam-se os níveis diafragmáticos e a fase respiratória associada, para cada uma das n_s sequências de imagens sagittais;

3. Para todas as posições com pelo menos um instante de registro e para cada instante t , são determinadas todas as possibilidades de registro temporal com todas as n_c seqüências de imagens coronais.

A Figura 19a exibe o segundo passo do algoritmo para uma imagem coronal raiz em amarelo e todas imagens sagitais registradas são encontradas. A Figura 19b exibe o resultado final do algoritmo, em que para cada resultado do segundo passo do algoritmo é feita novamente uma busca, encontrando registros temporais em imagens coronais. Os resultados ficam dispostos em forma de árvore. Esta árvore é dividida em dois níveis, sendo o primeiro nível de sagitais (cruzadas com a imagem raiz) e o segundo nível de coronais (paralelas à imagem raiz).

Figura 19 – Estrutura em árvore do (a) segundo passo e do (b) terceiro passo do algoritmo de registro múltiplo.

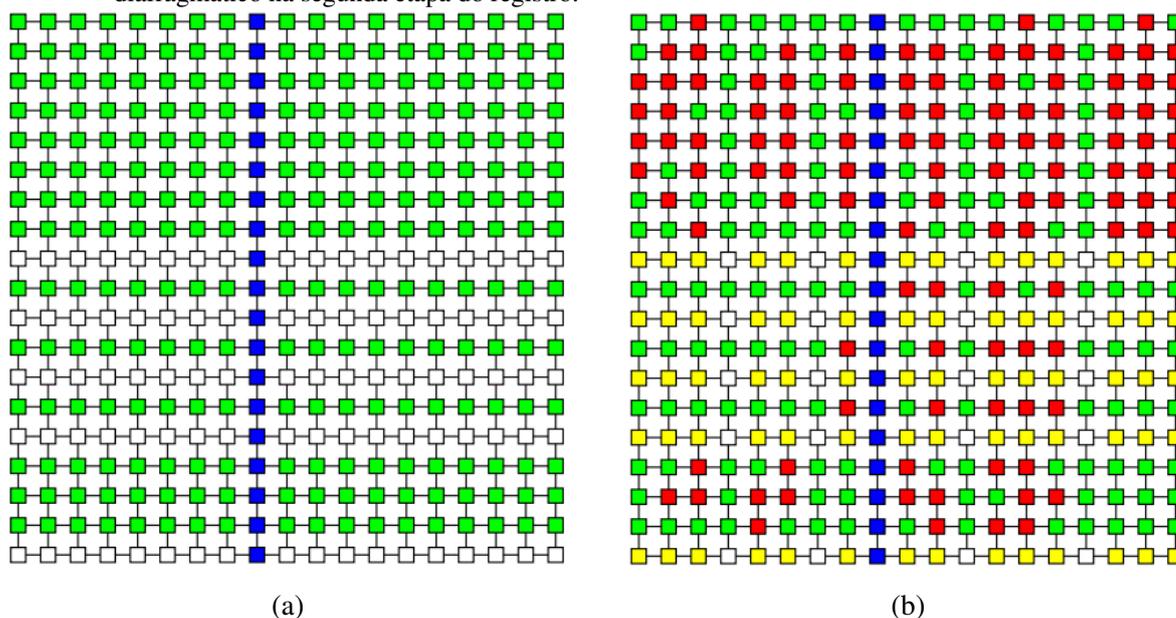


Fonte: Abe (2013, p. 45).

A Figura 20a ilustra a execução do segundo passo do algoritmo proposto em uma visão bidimensional, a qual indica os pontos de cruzamento entre as seqüências de imagens cruzadas, no $x-y$. As linhas verticais e horizontais representam as imagens coronais e sagitais respectivamente, os pontos em azul indicam as posições onde foram determinados o nível diafragmático e a fase respiratória para a imagem coronal raiz. Os pontos em verde indicam os locais onde o nível diafragmático e a fase respiratória foram determinados para cada instante onde o registro temporal ocorreu e os pontos em branco indicam as posições onde não foi possível determinar o nível diafragmático e a fase respiratória. Por exemplo, dada uma seqüência coronal C_1 e um instante de tempo na t_c (portanto, define-se um nível diafragmático e uma fase respiratória), o algoritmo busca na seqüência sagital S_1 e encontra instante registrado t_s . Utilizando este instante de tempo t_s para os demais cruzamentos de S_1 com outras coronais $C_1, C_2, C_3, \dots, C_m$, define-se novos níveis diafragmáticos e fases respiratórias em outras posições na mesma sagital, definidos em verde.

A Figura 20b ilustra os registros temporais encontrados no terceiro passo do algoritmo. Os pontos em vermelho indicam posições onde foi encontrado um registro temporal no terceiro passo. Ou seja, analisando os pontos em verde, surge um ponto vermelho caso um registro temporal seja encontrado. Análogo ao processo da primeira etapa, os pontos em amarelo representam posições onde o nível diafragmático e a fase respiratória podem ser definidos a partir da sequência coronal e instante de tempo coronal t_c registrado encontrado. Por exemplo, dada uma sequência coronal C_1 e um instante de tempo registrado t_c encontrado no cruzamento C_1 e S_2 , é possível obter o nível diafragmático e a fase respiratória nos cruzamentos entre C_1 e as demais sagitais ($S_1, S_2, S_3, \dots, S_n$), inclusive em locais que não foram determinados pelo segundo passo do algoritmo. Cruzamentos que não apresentam registros temporais diretos ou ao menos um registro temporal em algum ponto paralelo (coronal ou sagital) não podem ser definidos diretamente.

Figura 20 – (a) Os quadrados representam as posições em que o nível diafragmático pode ser determinado (primeira etapa do algoritmo): azul (da imagem raiz), verde (da primeira etapa de registro) e branco (sem registro na primeira etapa). (b) Para a segunda etapa do algoritmo de registro, os quadrados vermelhos representam onde o registro temporal era possível. Quadrados amarelos representam onde o nível diafragmático foi determinado e os quadrados brancos, posições onde não foi possível determinar o nível diafragmático na segunda etapa do registro.



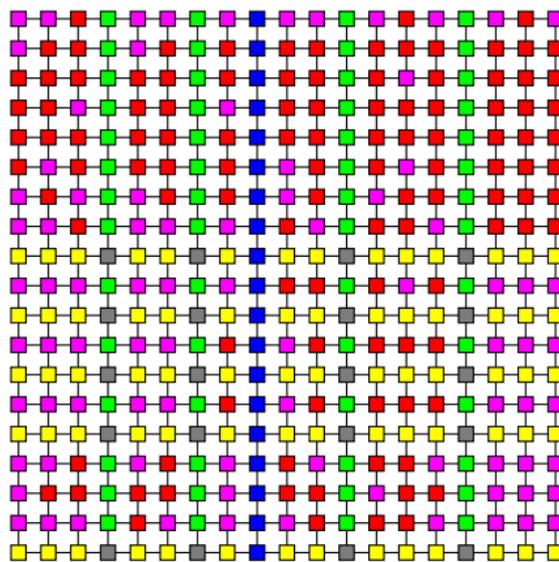
Fonte: Abe et al. (2014).

2.9.3.2 Processamento da Árvore de Registros

Abe et al. (2014) usaram uma árvore de registros para indicar as posições em que ocorreram registros com a primeira e segunda imagens. A Figura 21 exhibe todas as possibilidades de obtenção do nível diafragmático para reconstrução da superfície diafragmática, diferenciados por cores. O seguinte processamento é feito para determinar o instante de registro mais apropriado para o caso de múltiplos instantes de registros. Para cada vertical, determina-se aquela que possui o maior número de registros para um único instante. Este instante será considerado

para os próximos passos. Os pontos em vermelho indicam posições onde ocorrem o registro temporal com a primeira e a segunda imagem. Os pontos em verde indicam locais onde o nível diafragmático e a fase respiratória podem ser determinados utilizando o instante registrado no ponto azul. O mesmo mecanismo pode ser aplicado para posições em uma mesma imagem onde há um registro temporal encontrado na terceira etapa do algoritmo, correspondente a um ponto vermelho na mesma vertical. Esta condição é representada por um ponto amarelo.

Figura 21 – Resultado da árvore de registros indicando onde ocorreram os registro temporais. Os quadrados vermelhos indicam posições onde ocorrem o registro temporal com a primeira e a segunda imagem. Os quadrados verdes indicam locais onde o nível diafragmático e a fase respiratória podem ser determinados utilizando o instante registrado no quadrado azul. O quadrado amarelo indica onde há registro temporal na terceira etapa do algoritmo, correspondente a um quadrado vermelho na mesma vertical. Os quadrados em roxo indicam as posições representadas por um quadrado verde e que na mesma vertical possuem um quadrado vermelho, possuem dois registros temporais associados, e o seu nível diafragmático será definido de modo indireto como a média entre os níveis diafragmáticos presentes nas duas imagens que se interseccionam nesta posição. Os quadrados em cinza são posições que ainda não possuem nenhum nível diafragmático. Estes pontos serão determinados por meio de interpolação linear entre as posições adjacentes.



Fonte: Abe et al. (2014).

As posições representadas por um ponto verde e que na mesma vertical possuem um ponto vermelho, possuem dois registros temporais associados, e o seu nível diafragmático será definido de modo indireto como a média entre os níveis diafragmáticos presentes nas duas imagens que se interseccionam nesta posição. Estas posições estão representadas por pontos roxos. Há posições que ainda não possuem nenhum nível diafragmático. Estes pontos serão determinados por meio de interpolação linear entre as posições adjacentes, horizontalmente e/ou verticalmente. Estas posições correspondem aos pontos cinzas.

Pela árvore de registros, em conjunto com os padrões respiratórios diafragmáticos, pode-se definir o nível diafragmático para cada posição no espaço.

2.10 RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIES A PARTIR DE NUVEM DE PONTOS

De acordo com Várady, Martin e Cox (1997) e Azariadis (2004), uma nuvem de pontos é a entrada de um algoritmo de ajustes de superfícies. Na forma mais geral, ela é caracterizada por um conjunto de coordenadas no espaço. Assim, uma nuvem de pontos é caracterizada por um conjunto de pontos $Q = Q_1, Q_2, \dots, Q_n$. Tal nuvem possui n pontos, que é dito o tamanho da nuvem. Cada ponto é uma coordenada na forma $Q_k = (x_k, y_k, z_k) \in \mathbb{R}^3$. Esta formulação caracteriza as nuvens de pontos não organizadas. Há também a nuvem de pontos organizada, que é quando há informação topológica sobre os pontos. Uma forma comum de nuvem organizada é aquela onde os pontos estão dispostos sobre uma grade. Neste caso, a nuvem é dada por $Q = Q_{1,1}, Q_{1,2}, \dots, Q_{1,n}, Q_{2,1}, Q_{2,2}, \dots, Q_{m,n}$. Há uma relação de vizinhança entre os pontos $Q_{i,j}$, isto é, pode-se traçar arestas entre um ponto $Q_{i,j}$ e seus vizinhos $Q_{i+1,j}$ e $Q_{i,j+1}$, sem que haja interseções entre as arestas. No caso da nuvem não organizada, não há informações sobre a relação entre um ponto Q_i e o ponto Q_{i+1} , não podendo afirmar se são vizinhos ou não.

Conforme Várady, Martin e Cox (1997) e Hoppe et al. (1992), as nuvens de pontos não organizadas caracterizam o caso mais genérico e portanto, impõe menos restrições no processo de obtenção. Entretanto, sendo o caso mais genérico, a dificuldade de reconstrução é maior quando comparado com métodos de reconstrução que utilizam nuvens organizadas, pois estes podem aproveitar as informações topológicas dos pontos para facilitar o processo.

Segundo Berger et al. (2017), a reconstrução de superfície é, basicamente, o processo pelo qual um objeto 3D é inferido, ou reconstruído, a partir de uma coleção de pontos discretos que amostram uma forma. A reconstrução de superfície passou a ser importante principalmente como resultado de novas técnicas para aquisição de nuvens de pontos 3D.

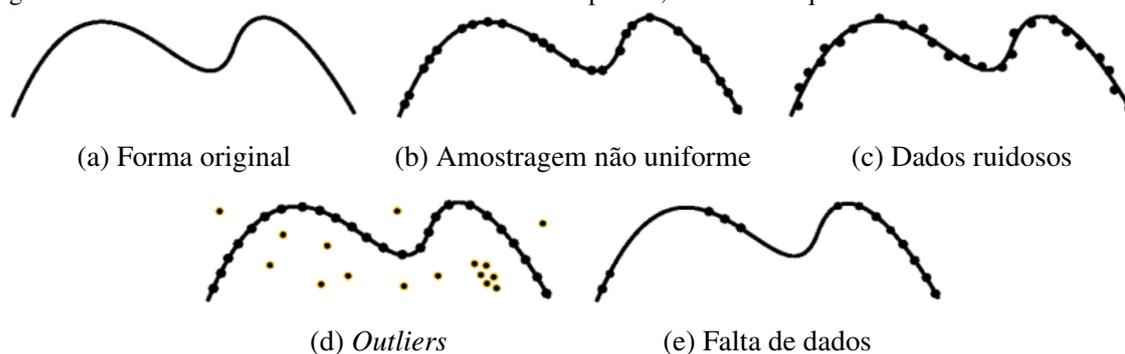
O problema da reconstrução de superfícies a partir de nuvens de pontos pode apresentar variações em que mais ou menos informações estão disponíveis sobre os dados de entrada e, por essa razão, muitos algoritmos foram construídos para instâncias particulares do problema explorando essa estrutura parcial dos dados. Por exemplo, algoritmos para reconstrução de superfícies a partir de pontos obtidos sobre contornos aproveitam, em sua concepção, essa informação topológica previamente conhecida (POLIZELLI, 2008).

O objetivo da construção de uma superfície pode ser definido como: "Dado um conjunto de pontos Q assumindo definir uma superfície S_{real} , criar uma superfície modelo S o mais próximo possível de S_{real} ". O processo de reconstrução da superfície não garante que ela será exatamente igual a S_{real} , visto que é conhecida uma quantidade finita de pontos. Um aumento na quantidade de pontos também não garante a exatidão da superfície. Neste caso, o algoritmo pode não conseguir reconstruir a superfície por considerar certos pontos como sendo ruídos. Em alguns casos é necessário definir alguns parâmetros para que o algoritmo possa solucionar o problema de reconstrução da superfície. Por esta razão, o método de reconstrução depende da aplicação e cada aplicação requer um algoritmo adequado (PIZO, 2009).

Os métodos de reconstrução de superfície devem lidar com vários tipos de imperfeições. As propriedades da nuvem de pontos de entrada são um fator importante na compreensão do comportamento dos métodos de reconstrução. Na sequência é fornecida uma caracterização de nuvens de pontos de acordo com as propriedades que têm maior impacto nos algoritmos de reconstrução: densidade de amostragem, ruído, *outliers* e falta de dados (BERGER et al., 2017). A Figura 22 faz uma ilustração 2D desses artefatos.

- **Densidade de amostragem:** A distribuição dos pontos de amostragem da superfície é referida como densidade de amostragem e é importante na reconstrução de superfície para definir uma vizinhança - um conjunto de pontos próximos a um dado ponto que captura a geometria local da superfície, como seu plano tangente. Uma vizinhança deve ser grande o suficiente para que os pontos descrevam suficientemente a geometria local, mas pequena o suficiente para que os recursos locais sejam preservados. Sob uma densidade de amostragem uniforme, uma vizinhança pode ser construída em todos os pontos da mesma maneira. As nuvens de pontos, em alguns casos, podem conter uma amostragem não uniforme na superfície, onde a densidade de amostragem varia espacialmente (Vide Figura 22b);
- **Ruído:** Pontos que são distribuídos aleatoriamente perto da superfície são tradicionalmente considerados como ruído (Vide Figura 22c). Na presença de tal ruído, o objetivo típico dos algoritmos de reconstrução de superfície é produzir uma superfície que passa perto dos pontos sem sobrecarregar o ruído;
- **Outliers:** Pontos distantes da superfície verdadeira são classificados como *outliers* (Vide Figura 22d) e ocorrem principalmente na etapa de aquisição. Em alguns casos, *outliers* são distribuídos aleatoriamente no volume, onde sua densidade é menor que a densidade dos pontos que amostram a superfície. Ao contrário do ruído, *outliers* são pontos que não devem ser usados para inferir a superfície;
- **Falta de dados:** Um fator motivador por trás de muitos métodos de reconstrução é lidar com a falta de dados, onde grandes porções da forma não são amostradas. Observa-se que a falta de dados difere da amostragem não uniforme, pois a densidade de amostragem é zero em algumas regiões (Vide Figura 22e). Nesses casos, pode ser necessário a interpolação de pontos onde a amostragem é baixa.

Figura 22 – Diferentes formas de artefatos de nuvem de pontos, mostrados aqui no caso de uma curva em 2D.



Fonte: Adaptado de Berger et al. (2017).

Existem diversas formas de classificar as técnicas de reconstrução de superfícies a partir de nuvem de pontos propostas na literatura. Zhao et al. (2000) classifica os métodos paramétrico (baseados em esculpimento) e não paramétrico (superfícies implícitas). Huang e Menq (2002), classificam as categorias baseadas em superfície (equivalente aos métodos incrementais), volume (equivalente aos métodos de esculpimento) e funções implícitas. Gois (2004), classifica os métodos em quatro categorias: (1) métodos baseados em esculpimento ou decomposição espacial; (2) métodos baseados em funções implícitas; (3) métodos incrementais; e (4) métodos baseados em modelos deformáveis. Esta taxonomia, segundo o autor, é feita baseando-se no funcionamento dos algoritmos e em características que são garantidas de acordo com a teoria. Mais recentemente, Berger et al. (2017) fornece uma visão geral baseada no tipo de dados produzidos por meio da aquisição, das classes de forma que tendem a ser adquiridas, do tipo de saída produzida pelos algoritmos de reconstrução e da fidelidade da reconstrução. O autor fornece uma classificação baseada em sete abordagens, sendo elas: (1) baseadas em suavização de superfícies; (2) baseadas em premissa de visibilidade; (3) baseadas em suavização volumétrica; (4) baseadas em primitivas geométricas; (5) baseadas em regularidade global; (6) dirigida a dados; e (7) dirigida a usuários.

Além das taxonomias dos métodos de reconstrução mencionadas, segundo Pizo (2009) as superfícies suaves como *B-Splines* e NURBS (*Non Uniform Rational B-Spline*) são frequentemente utilizadas para parametrização de superfícies de forma livre, pois permitem gerar representações robustas e flexíveis de diversas formas geométricas. São utilizadas por padrões industriais como IGES, STEP, PHIGS e OpenGL, para representação, projeto e troca de informações de dados geométricos processados por computadores.

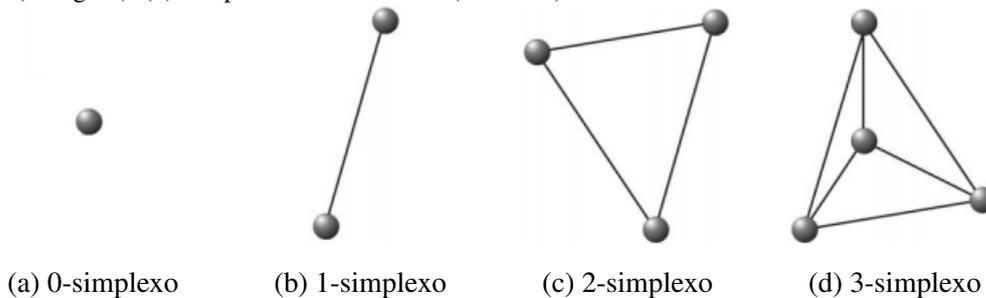
Conforme Piske (2015), as superfícies NURBS, que são vastamente utilizadas em software CAD, possuem o domínio paramétrico dado por uma grade retangular. A topologia da malha de controle segue a mesma topologia da malha no domínio paramétrico. Dado isso, há uma limitação das superfícies NURBS e também nas *B-splines*: a malha de controle deve ser retangular. Assim, pode-se dizer que há pontos de controle cuja única finalidade é manter esta restrição.

As superfícies *T-splines* resolvem este problema diminuindo o número de pontos de controle necessários pois, nela, o domínio paramétrico não é restrito a uma grade de retângulos, reduzindo assim o número de pontos de controle (SEDERBERG et al., 2004).

2.10.1 Métodos Baseados em Esculpimento

Inicialmente é necessário abordar alguns conceitos. Começando pelo conceito de simplexo, que nada mais é do que invólucro convexo de $(n + 1)$ pontos independentes em \mathbb{R}^n . Ele é chamado assim por ser sempre o polígono mais simples de sua dimensão (Vide Figura 23), por exemplo, um triângulo é o polígono que possui menos vértices e arestas em um espaço bidimensional, o tetraedro é o que possui menos vértices, arestas e faces em um espaço tridimensional e assim por diante. Já um complexo simplicial é uma coleção finita de simplexos.

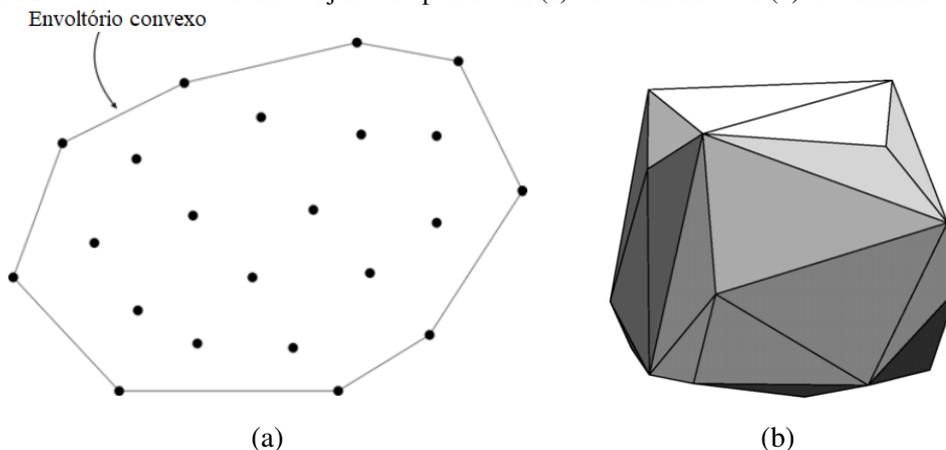
Figura 23 – Simplexos. (a) Vértice (b) Simplexo unidimensional (segmento de reta). (c) Simplexo bidimensional (triângulo). (d) Simplexo tridimensional (tetraedro).



Fonte: Adaptado de Mari (2007, p. 18).

Outro conceito importante é referente ao envoltório convexo ou, do inglês, *convex-hull*. O envoltório convexo de um conjunto Q de pontos no plano é o menor polígono convexo que os envolve. Desse modo, todos os pontos de Q devem estar dentro do polígono ou sobre sua borda (vide Figura 24). Este conceito é diretamente estendido para n -dimensões (Maliska Jr., 2001).

Figura 24 – *Convex-hull* de um conjunto de pontos em (a) duas dimensões e (b) três dimensões.



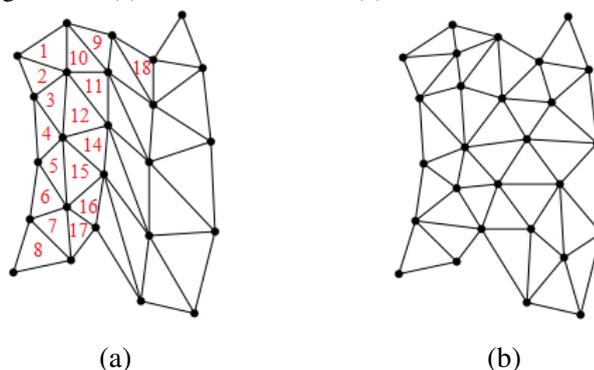
Fonte: Maliska Jr. (2001, p. 14).

O princípio básico da abordagem de esculpimento consiste em obter primeiramente a triangulação de Delaunay (TD) do conjunto de pontos de entrada e, em seguida, por meio de heurísticas denominadas de *esculpimento*, remover um conjunto de simplexos com a finalidade de obter uma forma que melhor represente o objeto original. O conjunto de faces que representa a superfície será uma restrição da triangulação de Delaunay (GOIS, 2004).

Uma malha representa uma amostra organizada de algumas superfícies fundamentais decompostas em uma coleção ordenada de polígonos (PIZO, 2009). De acordo com Loyola (2017), as malhas baseadas em triangulações podem ser categorizadas de duas formas:

- **Estruturadas:** neste tipo de malha, os elementos são dispostos em famílias de linhas em que membros de uma determinada família não se cruzam uns com os outros e atravessam cada membro de outras famílias apenas uma vez, permitindo que as linhas de um certo conjunto sejam numeradas consecutivamente (Vide Figura 25a). Com essa técnica, é possível saber o número do elemento adjacente com uma simples relação algébrica. Isso faz com que o processo de implementação seja facilitado, diminuindo o acesso à memória e a quantidade de tempo necessária para resolver o problema. Outra vantagem é a simplificação da matriz do sistema de equações algébricas. Apesar dessas vantagens, há desvantagens no uso das malhas estruturadas, tais como a dificuldade (ou até impossibilidade) de aplicação em geometrias complexas e a concentração de elementos em uma região da malha, podendo gerar desperdício de recursos;
- **Não-estruturadas:** este tipo de malha difere das malhas estruturadas por não terem a disposição relativa dos elementos que ajuda a numerar os elementos em famílias de linhas (Vide Figura 25b). Apesar dessa desvantagem, apresenta a vantagem de adequar-se a domínios arbitrários e geometrias complexas com relativa facilidade.

Figura 25 – (a) Malha estruturada; (b) Malha não-estruturada.



Fonte: Shewchuk (1997, p. 3).

Segundo Gonçalves (2007), as malhas não-estruturadas são muito utilizadas na geração de geometrias complexas, pois são o tipo mais flexível de malhas e podem se adaptar sem

quaisquer limitações à fronteira do domínio de solução. Uma das principais técnicas deste tipo de malha é a triangulação de Delaunay.

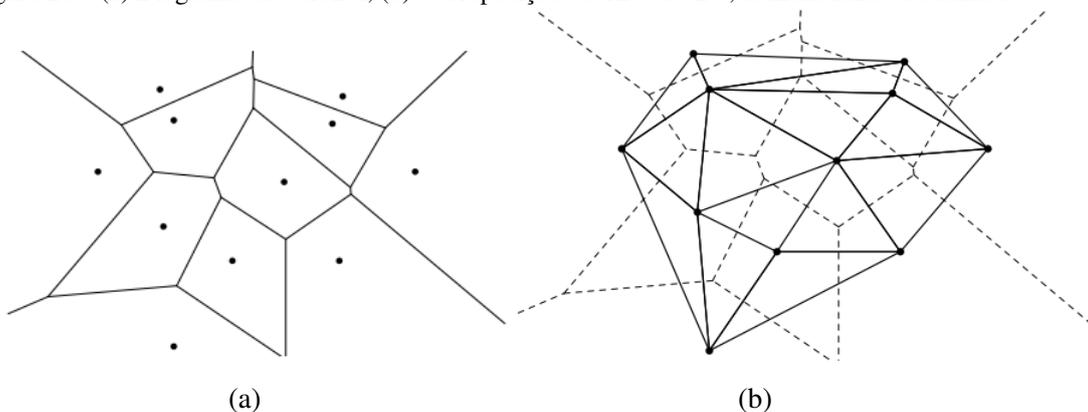
2.10.1.1 Triangulação de Delaunay

Antes de falar sobre a Triangulação de Delaunay propriamente dita, convém comentar sobre o Diagrama de Voronoi (DV), pois este é dual a triangulação de Delaunay e Dinis (2013) define conforme a Definição 2.1.

Definição 2.1. *Diagrama de Voronoi é uma decomposição de um espaço métrico, definido por uma função distância e por um conjunto de locais. Neste contexto, um local é um objeto geométrico compacto que pode assumir variadas formas. Exemplos de um local no plano são um ponto, um segmento de reta, um círculo, um polígono fechado, etc. A escolha da forma dos locais e de uma função distância define um tipo de DV.*

Delaunay (1934) determinou que há uma maneira de construir uma triangulação se baseando no DV por dualidade, conectando os pontos associados com locais vizinhos (vide Figura 26a). Um DV agrega as relações de vizinhança espacial entre locais e também define a forma como essas relações são representadas. Independentemente da forma dos locais ou da função distância considerada, um DV associa a cada local uma região, cuja fronteira é representada explicitamente, tendo as regiões ligadas entre si. No entanto, as mesmas relações de vizinhança podem ser descritas de uma forma alternativa. A TD é uma estrutura de dados que agrega a mesma informação que o DV, mas representando explicitamente as ligações entre locais, sendo a região de cada local apenas representada de forma implícita. As duas estruturas são duais uma da outra. Dois locais são vizinhos no DV se e somente se estão ligados por uma aresta na TD. Consequentemente, a TD é formada pelo conjunto das arestas incidentes a locais vizinhos no DV. A Figura 26b ilustra a triangulação correspondente ao diagrama da Figura 26a (DINIS, 2013).

Figura 26 – (a) Diagrama de Voronoi; (b) Sobreposição da TD e do DV, demonstrando a dualidade.

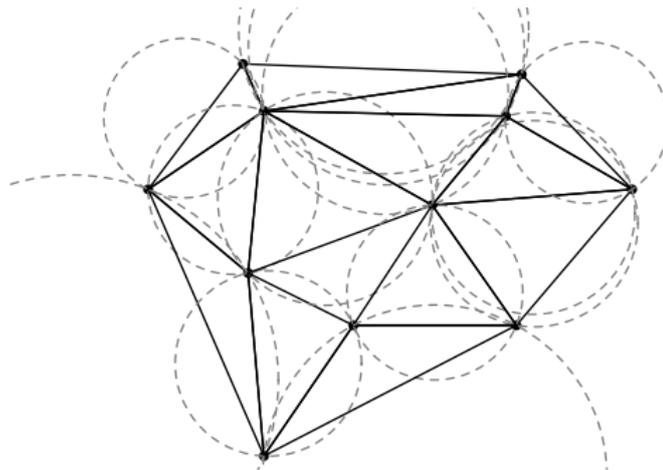


Fonte: Adaptado de Dinis (2013, (a) p. 12, (b) p. 25).

Conforme Dinis (2013), no plano, uma triangulação de um conjunto de pontos Q é uma subdivisão do envoltório convexo em triângulos de tal modo que dois triângulos apenas se intersectam nos lados e os vértices de todos os triângulos coincidem com Q . No caso geral, um conjunto de pontos aceita um número elevado de triangulações. No entanto, entre todas as triangulações possíveis, a TD é a que mais se destaca, pois tem a propriedade de maximizar o ângulo mínimo (nos vértices) de todos os triângulos na triangulação. O resultado é uma triangulação que escolhe, sempre que possível, triângulos com uma forma mais próxima de um triângulo equilátero, evitando, sempre que possível, triângulos longos e estreitos. Esta propriedade torna a TD especial, potenciando o seu uso em muitos contextos.

Outra propriedade da TD é que os círculos circunscritos aos vértices de cada triângulo não contêm nenhum ponto de Q no seu interior (vide Figura 27). Desta forma, pelas propriedades dos círculos vazios máximos, obtém-se uma equivalência entre vértices no diagrama e triângulo na triangulação.

Figura 27 – Propriedade dos círculos circunscritos aos vértices de triângulo numa triangulação de Delaunay.



Fonte: Dinis (2013, p. 27).

A TD é eficiente e precisa para dados densos e sem ruído, gerando uma malha de triângulos que pode cobrir a maioria dos pontos (AMENTA; BERN; KAMVYSSELIS, 1998). Porém, segundo Maddah e Cao (2017), o método de TD não controla o tamanho dos triângulos, podendo em algumas situações, produzir triângulos maiores em regiões escassamente povoadas, nas quais os pontos estão distantes uns dos outros e triângulos menores em regiões densas, em que os pontos estão muito próximos uns dos outros. Por isso, leva em conta todos os pontos indesejados para a reconstrução da superfície. Isso pode fazer com que a superfície reconstruída se assemelhe ao envoltório convexo.

No método de esculpimento, o conjunto de faces que representa a superfície é uma restrição da triangulação de Delaunay. Na seção 2.10.1.2 será apresentada a técnica de esculpimento utilizada neste trabalho.

2.10.1.2 Algoritmo α -Shapes

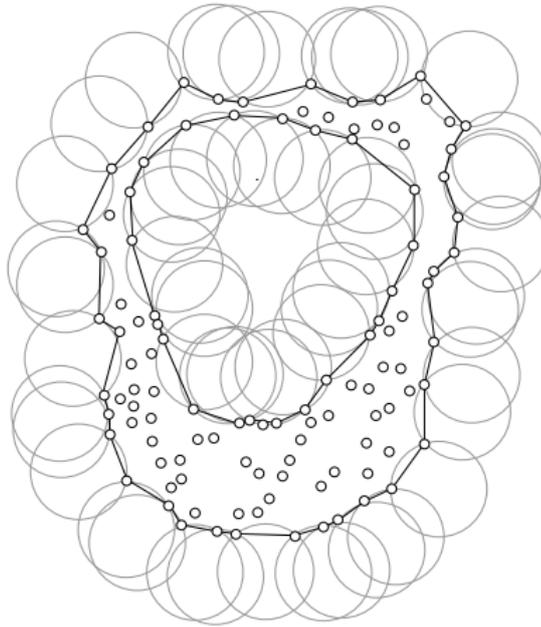
Edelsbrunner e Mücke (1994) apresentaram um algoritmo chamado α -shapes, em português forma alfa. Essa técnica foi assim chamada devido ao parâmetro α , que indica o nível de detalhes da representação volumétrica obtida através da Triangulação de Delaunay, ou seja, a heurística de esculpimento é definida por esse algoritmo.

De acordo com Maddah e Cao (2017), apesar do algoritmo α -shapes ser um método derivado da TD, a principal diferença entre os dois métodos é que o primeiro conta com uma restrição adicional para com o último, onde o raio de cada círculo (no caso bidimensional), que passa pelos três vértices dos triângulos deve ser menor que um valor predefinido α .

Supondo que nos seja dado um conjunto $S \subset \mathbb{R}^d$ de n pontos em 2D ou 3D e deseje-se ter algo como "a forma gerada por esses pontos". Esta é uma noção bastante vaga e provavelmente existem muitas interpretações possíveis, sendo a forma alfa (α -shape) uma delas (EDELSBRUNNER; MÜCKE, 1994).

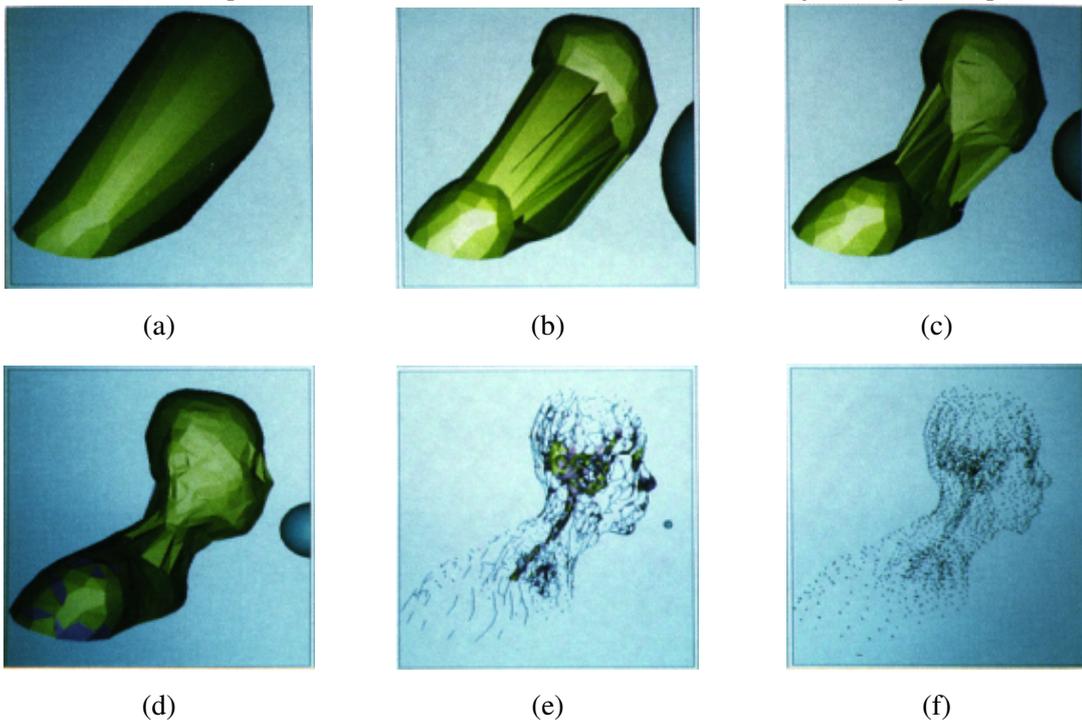
Uma visão intuitiva de α -shape para um complexo simplicial é obtida ao imaginar uma esfera com raio α cujo objetivo é "remover" todo o espaço que consegue atravessar, sem tocar nenhum dos pontos da triangulação. O objeto resultante é denominado α -shape. O algoritmo apresenta dois extremos, que são o 0 -shape, que se reduz à coleção de pontos original, e o ∞ -shape, que coincide com a TD do conjunto de pontos.

Fischer (2000), metaforicamente, descreve o método α -shapes da seguinte maneira: considera-se uma massa enorme de sorvete formando o espaço \mathbb{R}^3 e contendo os pontos S como pedaços de chocolate "duros". Usando uma colher de sorvete esférica são esculpidas todas as partes do bloco de sorvete que pode-se alcançar sem esbarrar em pedaços de chocolate, isto é, pontos de S , e até mesmo esculpindo buracos no interior (por exemplo, peças não alcançáveis simplesmente movendo a colher do lado de fora). Eventualmente acaba-se com um objeto (não necessariamente convexo) limitado por arcos e pontos. Após isso, todas as faces arredondadas são substituídas por triângulos e segmentos de linha, obtendo-se uma descrição intuitiva do que é chamado de α -shape de S . Um exemplo para esse processo em duas dimensões, onde a colher esférica de sorvete é simplesmente um círculo, é demonstrada na Figura 28. O conceito de formas alfa pode ser generalizado para o espaço tridimensional e a Figura 29 apresenta um exemplo 3D.

Figura 28 – Exemplo do funcionamento do algoritmo α -shapes em duas dimensões.

Fonte: Fischer (2000).

Figura 29 – A esfera de esculpimento é mostrada à direita de cada forma. Além de um conglomerado denso de pontos, o conjunto é basicamente oco. A Figura 29a demonstra o resultado formado com o valor de α se aproximando do infinito ($\alpha \rightarrow \infty$) obtendo-se desta maneira o envoltório convexo. Conforme o valor de α diminui, percebe-se na sequência de figuras 29b, 29c e 29d uma aproximação melhor da superfície ao conjunto de pontos. Já na sequência de figuras 29e e 29f, percebe-se que conforme o valor de α se aproxima de zero ($\alpha = 0$), o resultado formado é o conjunto original de pontos.

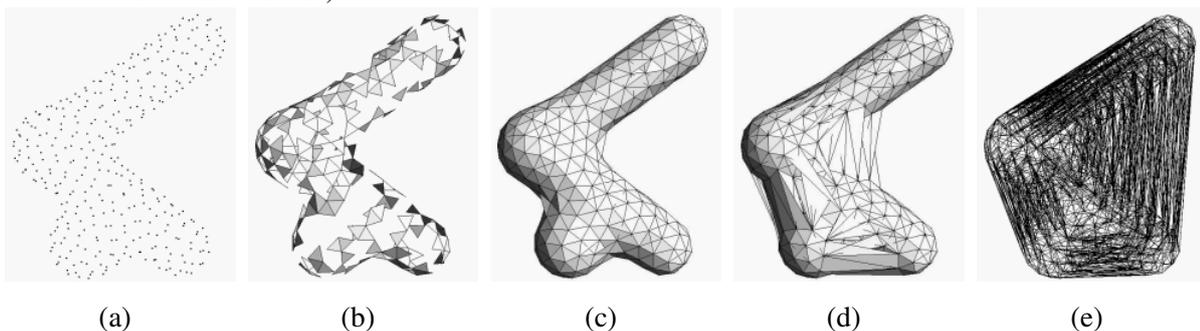


Fonte: Adaptado de Edelsbrunner e Mücke (1994).

Caso um valor de α seja muito pequeno, todo o sorvete do volume estabelecido será removido, exceto os próprios pontos de chocolate S . Assim, é possível notar que a forma alfa de S se degenera para o conjunto de pontos S para $\alpha \rightarrow 0$. Por outro lado, um valor imenso de α impedirá de mover a esfera entre dois pontos, já que é muito grande. Portanto, nunca será retirado sorvete no interior do envoltório convexo de S e, portanto, a forma gerada com $\alpha \rightarrow \infty$ é o próprio envoltório convexo de S (FISCHER, 2000).

Segundo Edelsbrunner e Mücke (1994) as formas alfa são uma generalização do envoltório convexo de um conjunto de pontos. Seja S um conjunto finito em \mathbb{R}^3 e α um número real no intervalo $0 \leq \alpha \leq \infty$. A forma α de S é um polítopo¹ que não é necessariamente convexo nem necessariamente conectado. Para $\alpha = \infty$, a forma alfa é idêntica ao envoltório convexo de S . No entanto, a medida que α diminui, a forma alfa se contrai, desenvolvendo gradualmente as cavidades. Essas cavidades podem se unir para formar túneis e até buracos podem aparecer (vide Figura 30).

Figura 30 – α -shapes de um conjunto de pontos com (a) $\alpha = 0$ (representa os próprios pontos do conjunto); (b) $\alpha = 0.19$; (c) $\alpha = 0.25$ (valor de α adequado para este caso); (d) $\alpha = 0.75$; (e) $\alpha = \infty$ (representa o envoltório convexo).



Fonte: Adaptado de Teichmann e Capps (1998).

Como a forma reconstruída é, em geral, determinada pelo valor de α (raio da esfera), o melhor valor de α nos algoritmos de reconstrução da forma alfa é geralmente selecionado por tentativa e erro e com base na forma final do objeto reconstruído. Neste trabalho é definido um valor adequado de α para cada pulmão.

Para uma definição formal do α -shapes, Edelsbrunner e Mücke (1994) assumem que um conjunto de pontos S estão em posição geral, que neste contexto significa que não há 4 pontos de S em um plano comum e não há 5 pontos de S em uma esfera comum. Além disso, assume-se que, para qualquer α fixo, a menor esfera através de quaisquer 2, 3 ou 4 pontos de S tem um raio diferente de α . Isso simplifica as discussões e pode ser justificado por uma técnica de programação conhecida como SoS (*Simulation of Simplicity*) proposta por Edelsbrunner e Mücke (1990), a qual simula uma perturbação infinitesimal dos pontos no nível de predicados geométricos.

¹ Na geometria elementar, um polítopo é um objeto geométrico com lados "planos". Um polítopo no contexto deste trabalho é o espaço subjacente de um complexo simplicial

Edelsbrunner e Mücke (1994) define formalmente o método α -shapes conforme a Definição 2.2:

Definição 2.2. Para $0 < \alpha < \infty$, uma α -ball é uma bola aberta com raio α . Além disso, uma 0-ball é um ponto e um ∞ -ball é um espaço aberto. Uma α -ball b é considerada vazia se $b \cap S = \emptyset$. Qualquer subconjunto $T \subseteq S$ de tamanho $|T| = k + 1$, com $0 \leq k \leq 3$, define um k -simplexo σ_T que é o envoltório convexo de T também denotado por $\text{conv}(T)$. A suposição de que o conjunto de pontos estejam em posição geral assegura que todos os k -simplexos sejam propriamente k -dimensionais. Para $0 \leq k \leq 2$, um k -simplexo σ_T é dito estar α -exposto se houver uma α -ball vazia b com $T = \partial b \cap S$, onde ∂b é a esfera ou o plano que limita b . Assim, um α fixo define $F_{k,\alpha}$ de k -simplices como α -expostos para $0 \leq k \leq 2$. A α -shape de S , denotada por S_α , é o polítopo cujo limite consiste nos triângulos em $F_{2,\alpha}$, bordas em $F_{1,\alpha}$ e vértices $F_{0,\alpha}$. Os k -simplices em $F_{k,\alpha}$ também são chamados de k -faces de S_α .

Para uma melhor compreensão, é necessário voltar ao cenário do sorvete discutido anteriormente onde é possível notar que uma face está no limite da forma alfa (a ser esculpida) se a esfera (no caso, a colher de sorvete) bater contra um ou mais pontos de S . Isso significa simplesmente que o simplexo abrangido por esses pontos é α -exposto. Isso leva a definição do "limite" da forma alfa.

Conforme Fischer (2000), o limite ∂S_α da forma alfa do conjunto de pontos S consiste em todos os k -simplexos de S para $0 \leq k < d$ que são α -expostos. Pode-se dizer que a forma S_α de um conjunto de pontos S é o polítopo com ∂S_α como limite (este polítopo não é necessariamente convexo e pode até conter buracos).

Ainda de acordo com Fischer (2000), no algoritmo do método α -shapes, em vez de calcular diretamente o $\partial S_\alpha(S)$, o algoritmo primeiro calcula uma estrutura chamada um α -complexo, que é usado para calcular a forma alfa e ajuda a mostrar que de fato existe um polítopo que tem ∂S_α como seu limite. O fato de o algoritmo destacar os simplexos de $TD(S)$ reflete-se na definição de um complexo como um subconjunto de $TD(S)$.

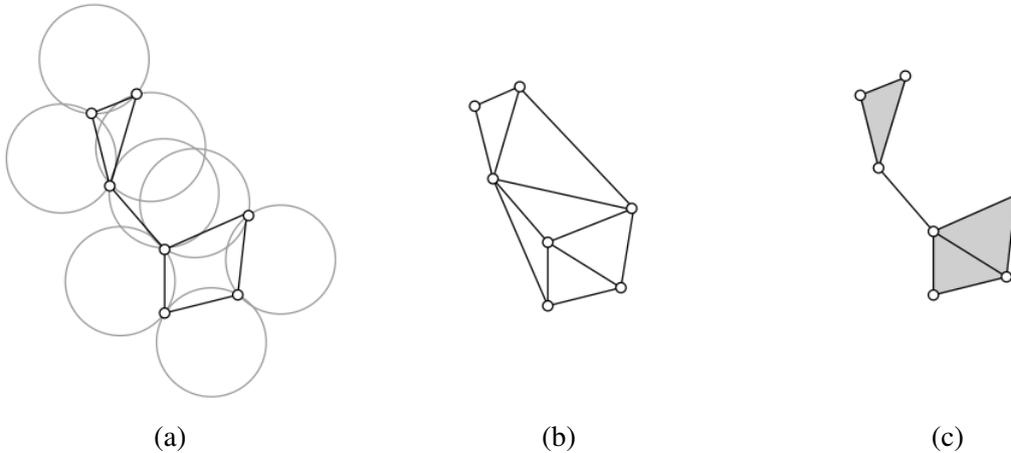
De acordo com Edelsbrunner e Mücke (1994), o conceito de α -complexo pode ser de acordo com a Definição 2.3:

Definição 2.3. Desde que todas as faces de S_α são simplexos obtidos através da TD , um complexo simplicial (tridimensional) é uma coleção \mathcal{C} de k -simplexos fechados, para $0 \leq k \leq 3$, que satisfaz as duas propriedades seguintes:

1. Se $\sigma_T \in \mathcal{C}$ então $\sigma_{T'} \in \mathcal{C}$ para cada $T' \subseteq T$. Em outras palavras, com todo o simplexo σ_T , \mathcal{C} contém todas as faces de σ_T também;
2. Se $\sigma_T, \sigma_{T'} \in \mathcal{C}$, então ou $\sigma_T \cap \sigma_{T'} = \emptyset$ ou $\sigma_T \cap \sigma_{T'} = \sigma_{T \cap T'} = \text{conv}(T \cap T')$. Em outras palavras, a intersecção de quaisquer dois simplexos de \mathcal{C} é vazia ou uma face de ambos.

A Figura 31 demonstra um exemplo de aplicação de um α -complexo.

Figura 31 – (a) Limite da forma alfa (α -shape); (b) Triangulação de Delaunay; (c) α -complexo.



Fonte: Adaptado de Fischer (2000).

Para o algoritmo α -shapes funcionar, é preciso três fatores. Primeiro, obter a TD de um determinado conjunto de pontos. Em seguida, é efetuado um teste para verificar se σ_T -ball está vazia ou não. Isso também pode ser feito, por exemplo, verificando se p está na bola para cada $p \in S/T$. Finalmente, precisa-se de uma maneira de verificar se um simplexo σ_T em \mathcal{C}_α está no limite. Para isso, supõe-se que o algoritmo de TD retorne (além da triangulação) para cada simplexo se este está ou não no limite do *convex-hull*.

Nos trabalhos de Edelsbrunner e Mücke (1994) e Fischer (2000) é possível obter mais detalhes sobre as definições matemáticas do método α -shapes.

Como já mencionado, uma visão intuitiva de α -shape para complexo simplicial foi obtida ao imaginar uma esfera com raio α cujo objetivo é remover todo espaço que consegue atravessar. α -shape é adequado para pontos bem distribuídos, mas, frequentemente, é problemático para reconstrução de superfícies porque o usuário deve definir o parâmetro α que é utilizado para todo o conjunto. É mais interessante utilizar diversos valores de α para regiões específicas do domínio.

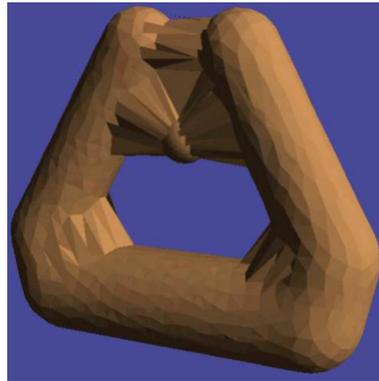
Certas discontinuidades de superfície e arranjos de superfície não são adequadamente detectados por formas alfa; para estes, não existe nenhum valor de alfa que inclua todos os triângulos desejados e exclua todos os triângulos indesejáveis. A Figura 32 ilustra algumas dessas situações as quais os itens a seguir as comentam:

- **Interstício:** É possível observar uma quebra na superfície. Em uma forma alfa padrão não há como diferenciar os pontos de superfície e os pontos que marcam a borda do interstício;
- **Articulação:** Nota-se também uma discontinuidade onde há uma curva acentuada ou

articulação. As formas alfa geralmente dão uma aparência de *webbed-foot* nessas articulações, pois conectam as superfícies adjacentes de maneira inadequada;

- **Vizinhança:** A figura também ilustra dois objetos separados cujas superfícies estão próximas umas das outras. Novamente, uma forma alfa inclui triângulos que conectam pontos nos dois objetos.

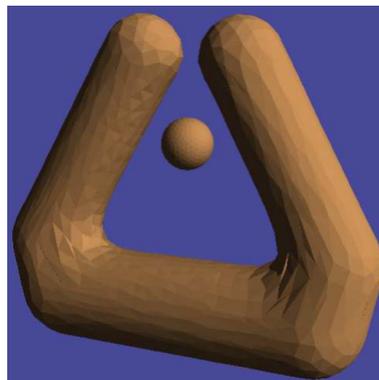
Figura 32 – Limitações do método α -shapes.



Fonte: Teichmann e Capps (1998).

Dependendo do complexo simplicial dado, existe um número finito de α -shapes, ou seja, o algoritmo α -shapes é adequado para pontos bem distribuídos, isso se deve ao fato da necessidade do usuário definir manualmente o parâmetro α que é utilizado para todo o conjunto. Uma alternativa para isso é utilizar vários valores de α para regiões específicas do domínio ou, caso houver mais de um volume para reconstruir a superfície, é necessário definir, para cada uma, um valor de α diferente que atenda as necessidades gerando uma superfície adequada (vide Figura 33).

Figura 33 – Ocasão onde o parâmetro α é definido separadamente para cada volume, definindo assim, uma forma alfa que melhor se adapte a forma a ser reconstruída.



Fonte: Teichmann e Capps (1998).

Para que bons resultados sejam obtidos, é necessário que a análise do problema seja feita com uma malha adequada e o método α -*shapes* mostrou-se eficaz para a reconstrução da superfície pulmonar do presente trabalho, em que para cada pulmão é definido um valor de α fazendo com que a superfície se adapte melhor a nuvem de pontos.

2.11 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Os tópicos essenciais acerca de técnicas de obtenção de imagens médicas, com ênfase em RM, a utilização destas para extração de padrões respiratórios e o uso destes para realização do registro temporal de imagens nos planos coronal-sagital, bem como os conceitos e métodos de reconstrução de superfícies e nuvem de pontos foram abordados neste capítulo.

Estes tópicos fundamentam o estudo de métodos para reconstrução da superfície pulmonar quadridimensional, as características das nuvens de pontos e as dificuldades que elas induzem nos algoritmos de reconstrução.

Ressalta-se a importância da interpolação de dados na nuvem de pontos para que se obtenha uma densidade de amostragem adequada para realizar a reconstrução da superfície. Para isso, são propostos dois algoritmos de interpolação de dados na nuvem de pontos, um através de curvas *B-splines* (Seção 4.3.1) e outro utilizando uma técnica espaço temporal (Seção 4.3.2).

3 TRABALHOS RELACIONADOS

De acordo com Werner et al. (2009), a reconstrução e a simulação do movimento respiratório estão se tornando tópicos cada vez mais importantes para estudos em medicina. O presente trabalho, utiliza sequências de imagens de RM nos planos sagital e coronal e, através destas, são obtidas as silhuetas pulmonares que são utilizadas para adquirir nuvens de pontos que representem os pulmões em diversos instantes respiratórios, a fim de reconstruir a superfície pulmonar 4D. Porém, imagens médicas podem ser obtidas utilizando diferentes técnicas de imageamento, como raios-X, tomografia computadorizada, tomografia de impedância elétrica e ultrassom.

Atualmente são encontrados poucos trabalhos focados na reconstrução da superfície pulmonar utilizando sequências de imagens sagitais e coronais obtidas por RM. Na sequência, primeiramente é detalhado o trabalho utilizado nesta dissertação para obtenção das silhuetas pulmonares em sequências temporais de imagens de RM, em seguida serão apresentados trabalhos que realizam a reconstrução 3D/4D de estruturas pulmonares que utilizam dados obtidos através de imagens de TC, seguido por trabalhos de raios-X e por último, trabalhos que utilizam imagens de RM. Todos os métodos tem como objetivo realizar a reconstrução da superfície pulmonar e a análise do movimento respiratório.

3.1 OBTENÇÃO DAS SILHUETAS PULMONARES ATRAVÉS DE MODELOS ATIVOS DE FORMA

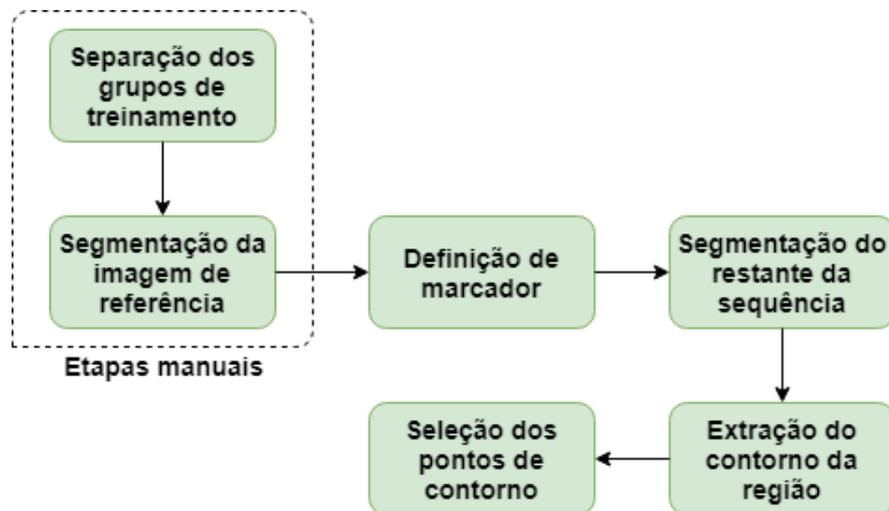
Madalosso (2016), construiu uma solução baseada em ASM para segmentação do pulmão em sequências de imagens de RM de modo totalmente automático, sem necessidade de ajustes de parâmetros, indiferente do paciente ou da sequência de imagens utilizada. O método proposto pela autora pode ser dividido em duas etapas:

- Geração da base de treinamento;
- Segmentação automática do pulmão em imagens utilizando ASM.

3.1.1 Geração da Base de Treinamento e Segmentação Semiautomática dos Pulmões

As etapas para o método de Madalosso (2016) para geração da base de treinamento e segmentação semiautomática para o conjunto de treinamento são mostradas na Figura 34 e descritas na sequência.

Figura 34 – Diagrama das etapas que constituem a geração da base de treinamento e segmentação dos pulmões de forma semiautomática.

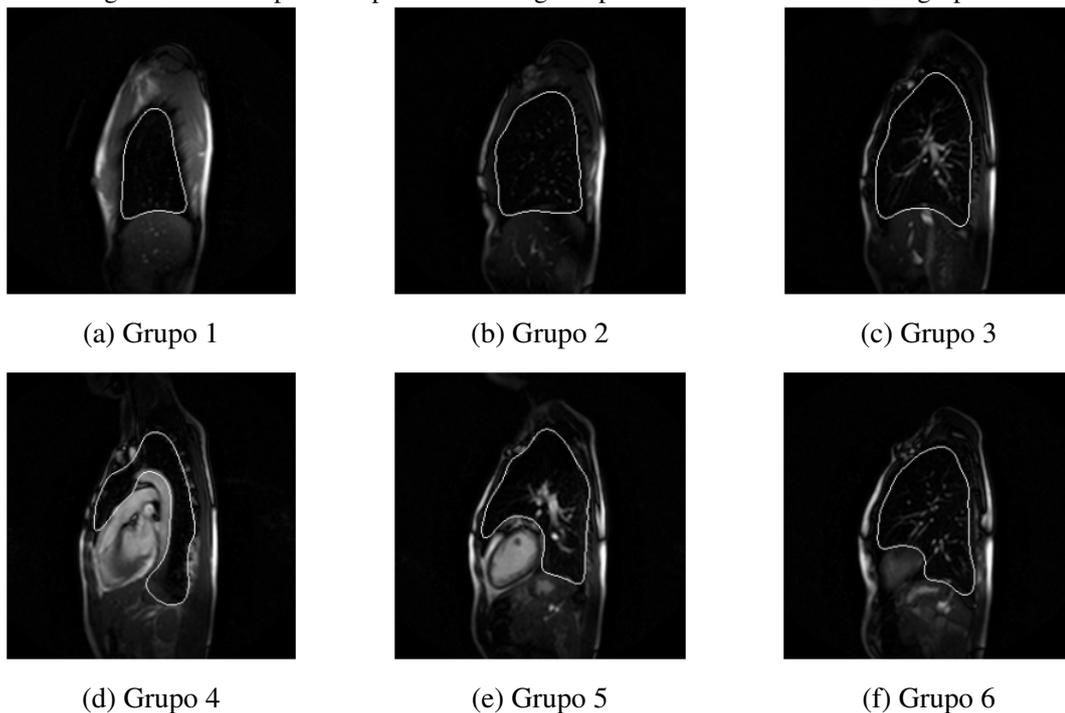


Fonte: Madalosso (2016, p. 66)

Como as fatias dos pulmões podem diferir bastante umas das outras de acordo com sua posição, estas são divididas em 6 grupos, para os planos sagital, conforme Figura 35 e coronal, conforme Figura 36. Os grupos são divididos da seguinte maneira:

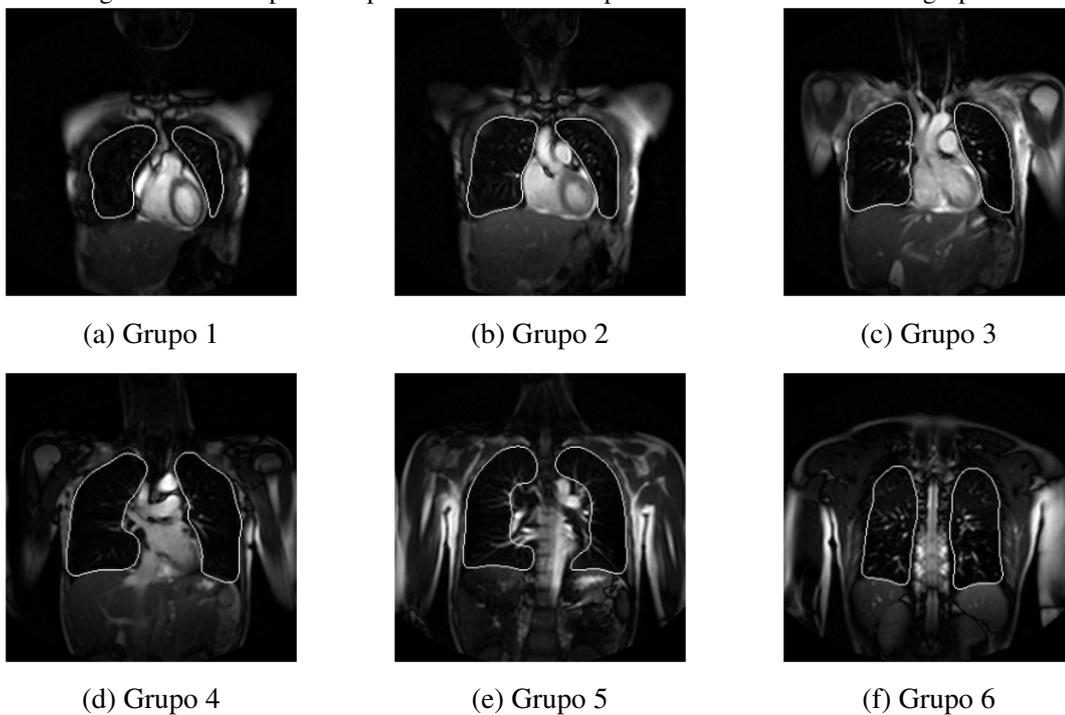
1. Grupo 1: fatias do início dos pulmões, onde ainda é possível visualizar partes das costelas;
2. Grupo 2: fatias dos pulmões "limpos", antes do início dos vasos sanguíneos;
3. Grupo 3: fatias dos pulmões com estruturas internas (aproximando-se do coração);
4. Grupo 4: fatias do meio do coração (coronal) / início do coração (sagital);
5. Grupo 5: fatias do fim do coração (coronal) / centro do coração (sagital);
6. Grupo 6: fatias do fim dos pulmões (se aproximando da coluna vertebral) (coronal) / extremidade do coração (sagital).

Figura 35 – Exemplos de tipos de fatias sagitais pertencentes a cada um dos 6 grupos.



Fonte: Madalosso (2016, p. 67).

Figura 36 – Exemplos de tipos de fatias coronais pertencentes a cada um dos 6 grupos.



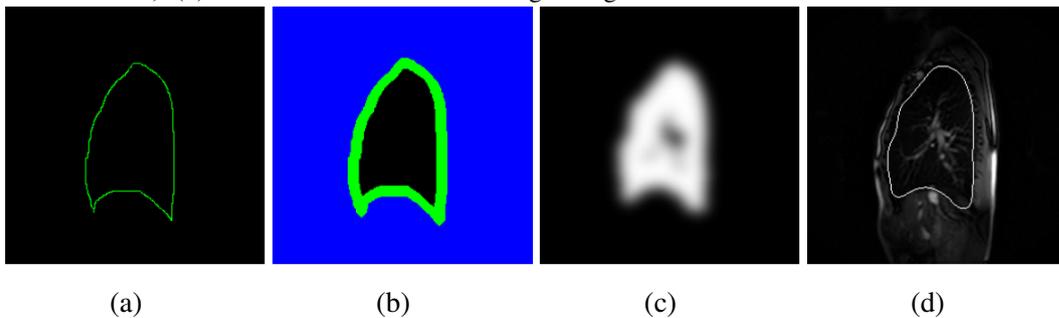
Fonte: Madalosso (2016, p. 68).

Para cada sequência no conjunto de treinamento, uma imagem é segmentada manualmente (vide Figura 37a e Figura 38a), para ser usada como um marcador (vide Figura 37b e

Figura 38b) que será utilizado para segmentar o restante da sequência. Para definir este marcador, é selecionada uma imagem onde os pulmões estiverem mais inflados, de modo que todas as outras formas dos pulmões pudessem estar contidas na área do marcador gerado por esta imagem. Cada sequência foi segmentada utilizando o método de Crescimento de Regiões e seu marcador. Para imagens sagitais foi escolhida uma semente fixa no interior dos pulmões, selecionada manualmente. Para imagens coronais foram selecionadas duas sementes fixas, uma para cada pulmão, também de forma manual.

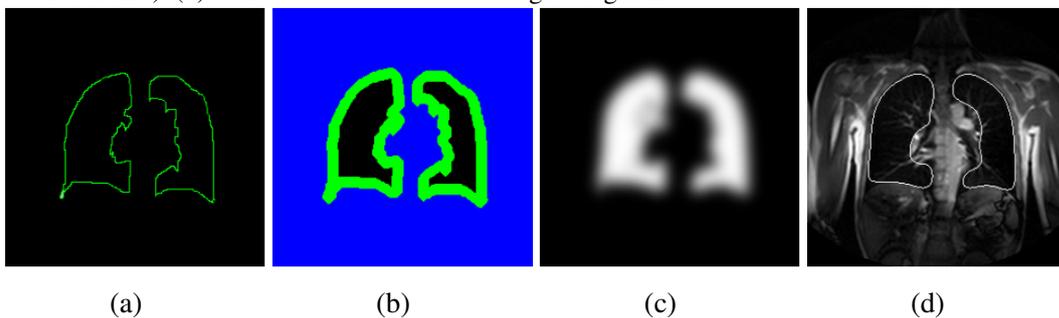
A região obtida passou por uma suavização através de um filtro Gaussiano, para eliminar protuberâncias da segmentação, exemplos são mostrados nas Figura 37c e Figura 38c. Em seguida, o contorno externo da região foi extraído. As Figura 37d e Figura 38d mostram os contornos resultantes.

Figura 37 – Exemplo de crescimento de regiões com forma de referência para sequência coronal. (a) Imagem sagital segmentada manualmente. (b) Marcador. (c) Região resultante suavizada (para suavizar o contorno resultante). (d) Contorno obtido através da região segmentada.



Fonte: Madalosso (2016, p. 70).

Figura 38 – Exemplo de crescimento de regiões com forma de referência para sequência coronal. (a) Imagem coronal segmentada manualmente. (b) Marcador. (c) Região resultante suavizada (para suavizar o contorno resultante). (d) Contorno obtido através da região segmentada.



Fonte: Madalosso (2016, p. 71).

Como o ASM requer um conjunto de pontos mais representativo do contorno, a autora desenvolve um algoritmo para selecionar estes pontos de forma automática, em que, tanto para imagens coronais, quanto para imagens sagitais, são selecionados sessenta pontos para representar o contorno de cada pulmão.

3.1.2 Segmentação Automática do Pulmão Utilizando Modelos Ativos de Forma

Madalosso (2016) desenvolveu um método para segmentar automaticamente o pulmão. As etapas deste método podem ser vistas na Figura 39.

Figura 39 – Diagrama das etapas que constituem a fase de segmentação automática dos pulmões.



Fonte: Madalosso (2016, p. 75).

Como o número de pacientes disponível na base de dados utilizada pela autora era pequeno, os treinamentos foram feitos utilizando a abordagem *leave-one-out*, que consiste em realizar o treinamento para cada paciente utilizando imagens dos demais. Assim, para cada paciente foram realizados 6 treinamentos diferentes (um para cada grupo de imagens), quando possível, pois nem todos os pacientes possuem determinados tipos de fatias, não necessitando deste tipo de treinamento neste caso. Pelo mesmo motivo, nem sempre foi possível utilizar 5 pacientes para todos os treinamentos.

Como os pulmões encontravam-se sempre com a mesma orientação e na mesma proporção, não foi necessário fazer operações de rotação e escala sobre as imagens para obter a forma média, sendo feito apenas o alinhamento (translação) de todas as formas, desde que os pulmões às vezes pareçam estar mais à esquerda, direita, acima ou abaixo da imagem. Assim, todas as formas foram centralizadas, de acordo com o centro de massa.

Para selecionar o treinamento correto para cada grupo de imagens, é preciso selecionar qual dos 6 treinamentos é mais adequado para segmentar uma sequência de imagens. Para isto o descritor HOG, proposto por Dalal e Triggs (2005), foi aplicado sobre um conjunto de 30 imagens representando os 6 grupos (5 imagens de cada grupo). Os vetores de características deste conjunto são utilizados para treinar uma SVM multiclases, que é uma técnica proposta por Cortes e Vapnik (1995), sendo utilizada a abordagem um-contra-um. A primeira imagem da sequência a ser segmentada é então selecionada, extraindo suas características e fazendo sua classificação, verificando com qual dos grupos ela mais se assemelha, definindo qual dos 6 treinamentos será utilizado.

Na maioria das sequências de imagens da base utilizada, os pulmões se encontram próximos ao centro da imagem, porém existem casos em que este está mais localizado à direita

ou esquerda da imagem, ou mesmo, mais acima ou mais abaixo. Assim, para encaixar a forma média no lugar mais próximo possível, evitando que o algoritmo de segmentação tenha que fazer movimentos muito largos, aumentando as chances de encontrar estruturas erradas, o descritor HOG também foi utilizado para encontrar a localização aproximada dos pulmões.

A etapa de localização dos pulmões foi feita para a primeira imagem de cada sequência apenas, pois dentro de uma mesma sequência os pulmões não tem sua posição alterada, o que muda é apenas seu tamanho, conforme o instante da respiração em que a imagem foi obtida. Assim, para cada imagem da sequência a ser segmentada, é possível utilizar a posição encontrada na primeira imagem e posicionar a forma média sobre esta posição. Após a definição da posição de partida para a forma média, é iniciada a segmentação utilizando ASM.

É possível obter maiores informações sobre o método utilizado para a obtenção das silhuetas pulmonares no trabalho de Madalosso (2016).

3.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Tratando-se de imagens de TC, são apresentados os trabalhos de Garrity et al. (2003), Xu et al. (2006), Werner et al. (2009), Ladjal et al. (2015), Fuerst et al. (2015) e Mukundan (2016).

O modelo 4D NCAT (*NURBS-based cardiac-torso*) baseado em superfícies NURBS (*Non-Uniform Rational Basis Splines*) foi desenvolvido para fornecer um modelo realista e flexível da anatomia e fisiologia humana com base nos dados dos movimentos cardíacos e respiratórios por meio de dados obtidos através do imageamento por TC e RM respectivamente. No modelo original, cada pulmão era definido como uma única superfície e Garrity et al. (2003) desenvolveram um método capaz de criar entidades separadas dos três lobos do pulmão direito e os dois lobos do pulmão esquerdo e além disso, desenvolveram um método para incluir no modelo NCAT, a árvore das vias aéreas nos pulmões e o movimento respiratório. Para modelar a superfície pulmonar foram utilizados dados obtidos através de imagens de TC de um paciente saudável, onde as estruturas para os lobos pulmonares e a árvore inicial da via aérea são segmentadas manualmente usando o programa SURFdrive (MOODY; LOZANOFF, 1997). Os contornos definidos no processo de segmentação para cada estrutura foram utilizados como entrada para modelagem de superfícies NURBS cúbicas no software Rhinoceros (MCNEIL, 2018) para cada lobo pulmonar e para cada ramo da árvore de vias aéreas. Em relação as vias aéreas, através da segmentação das imagens de TC é possível obter um modelo realista de sua árvore, mas devido a restrições de resolução das imagens, apenas quatro à cinco gerações podem ser obtidas dela. Para gerar o restante da árvore são utilizadas técnicas matemáticas através de uma modificação do algoritmo proposto por Kitaoka et al. (1999), que permitem determinar o comprimento, o diâmetro e o ângulo para os ramos sucessivos da árvore.

Xu et al. (2006) propõe um método de reconstrução pulmonar 4D através de um con-

junto de imagens de TC da seguinte maneira: primeiro, um volume de referência é obtido com a respiração presa. Em seguida, um conjunto de imagens bidimensionais (2D) contínuas é obtido enquanto o paciente está respirando livremente. A série de imagens abrange pelo menos um ciclo de respiração completo. Usando registro deformável, cada imagem é registrada no volume de referência e depois de todas elas serem registradas, calcula-se o deslocamento médio dos pixels de pulmão de cada fatia, produzindo um vetor 3D que representa o movimento grosseiro da fatia em relação ao volume de referência. Para uma série de imagens tomadas enquanto o paciente está respirando livremente, pode-se obter uma sequência de vetores de movimento grosseiros que possui informações da fase do movimento respiratório e, portanto, pode ser usado para sincronizar a série de imagens com o ciclo respiratório. Depois de todas as séries de imagens serem sincronizadas, o pulmão 4D já pode ser reconstruído ordenando as imagens de acordo com as fases respiratórias. No entanto, como as imagens provêm de diferentes ciclos respiratórios, o movimento respiratório pode não ser completamente reproduzível. Para isso, é necessário interpolar os campos de deslocamento utilizando B-spline (UNSER, 1999) ou interpolação linear. O modelo do pulmão 4D é reconstruído por uma transformação deformável do volume de referência para todo o ciclo respiratório.

De acordo com Mukundan (2016) imagens de TC de alta resolução dos pulmões contêm uma enorme quantidade de informações geométricas que podem ser extraídas para construir uma superfície com um alto nível de detalhe. Para isso, o autor propõe um novo algoritmo para segmentação automática dos pulmões nas imagens de TC e uma reconstrução baseada em silhuetas pulmonares. A etapa de segmentação é feita de maneira totalmente automática e segue os seguintes passos: (1) Identificação da região de interesse, (2) Limiarização, (3) Aplicação de operações morfológicas de erosão e subtração e (4) Definição do contorno. Esta etapa de segmentação é de extrema importância, pois as silhuetas serão a entrada para o próximo estágio, onde a malha triangular tridimensional é construída em duas etapas. Na primeira parte, a correspondência de pontos é estabelecida entre pontos de duas silhuetas consecutivas. Na segunda parte, é realizado o processo de geração de uma malha triangular. A malha de superfície tridimensional construída é renderizada usando o *pipeline* OpenGL-4 produzindo uma superfície de alta resolução.

Werner et al. (2009), Ladjal et al. (2015) e Fuerst et al. (2015) apresentam abordagens para análise do movimento respiratório pulmonar através de um modelo biomecânico que simula um ciclo completo do movimento respiratório com base em métodos de elementos finitos (FEM - *Finite Element Method*). Os autores adotam que o tecido pulmonar seja isotrópico, homogêneo e linearmente elástico para facilitar o processo de modelagem.

Na primeira parte do estudo realizado por Werner et al. (2009), os pulmões são projetados utilizando uma ferramenta de design (CAD), onde as dimensões pulmonares são baseadas nas especificações fornecidas por Staniszevska (2009). Já em uma segunda parte do estudo, as descrições da geometria são extraídas através de imagens de TC. Neste caso, os pulmões são

segmentados utilizando técnicas de crescimento de volume e operadores morfológicos. Com base nos dados segmentados, os modelos de superfície 3D dos pulmões são gerados pelo algoritmo *marching cubes* (LORENSEN; CLINE, 1987).

Ladjal et al. (2015) realizam a reconstrução tridimensional do sistema respiratório após a segmentação automática baseada em operações morfológicas em imagens de TC. Após a segmentação, uma malha de superfície triangular 3D é criada usando o algoritmo *marching cubes* (LORENSEN; CLINE, 1987). Os autores também realizam uma simplificação de geometria da malha reconstruída, desempenhando um papel importante na obtenção de um modelo de elementos finitos adequado. As simplificações geralmente envolvem a eliminação de detalhes menos importantes que aumentam desnecessariamente a complexidade da malha. Devido ao número excessivo de nós da superfície e a grande quantidade de elementos de má qualidade, que são características comuns em modelos baseados em malha, foi desenvolvida uma abordagem baseada em CAD, onde as malhas são reconstruídas como um sólido através do software SolidWorks, usando um procedimento semi-automático de criação de superfície NURBS. A deformação dos músculos relacionados aos movimentos respiratórios é dada pelo deslocamento dos nós da superfície de acordo com a ação das forças externas e internas (pressão). Para medir a precisão da simulação biomecânica, uma comparação foi calculada entre os marcos anatômicos do sistema respiratório no final da inspiração e o final da expiração obtidos a partir de imagens de tomografia computadorizada com os resultados de simulação. Os resultados mostram que o modelo reconstruído do sistema respiratório para um paciente está em boa concordância com os dados experimentais.

Fuerst et al. (2015) apresentam uma abordagem para prever o movimento dos pulmões e dos órgãos circundantes durante a respiração. O trabalho consiste em um modelo computacional do sistema respiratório, que compreende um modelo anatômico extraído de imagens de TC e um modelo biomecânico da fisiologia respiratória que inclui as interações entre os órgãos. De acordo com os autores, o trabalho consiste primeiramente em realizar a segmentação das imagens através de uma técnica criada por Kohlberger et al. (2011) baseada em aprendizado de máquina com uma otimização de *level-set*. Após isso, é calculado um modelo computacional que abrange o sistema respiratório a partir de uma imagem na expiração final, onde as malhas volumétricas são geradas através da triangulação de Delaunay 3D. Após isso, um modelo biomecânico é empregado para simular a deformação pulmonar durante a respiração com base na pressão torácica e diafragmática. Para resolver a dinâmica do movimento respiratório é utilizado o método de elementos finitos, que incorpora os parâmetros mecânicos, as forças respiratórias e um modelo de colisão especializado. Os autores definem que o estresse interno e a deformação dos pulmões, diafragma e tórax são iguais à soma das forças de interação e da força de pressão aplicada.

3.3 RAIOS-X

Tratando-se de imagens de radiografia, Koehler e Wischgoll (2011) descrevem uma metodologia para a reconstrução de um modelo 3D das costelas e pulmões com base em um conjunto de imagens de raios-X. A etapa inicial desta metodologia é realizar a segmentação das bordas das costelas baseada na abordagem de Plourde, Cheriet e Dansereau (2006) para então removê-las das imagens originais de raios-X reduzindo as intensidades dos *pixels* que correspondem as costelas na imagem. Após isso, é efetuada a segmentação dos pulmões, identificado os *pixels* próximos ao centro destes, separando seus limites de quaisquer outras manchas escuras da imagem. Para isso, inicialmente, a imagem é binarizada. Em seguida, as intensidades dos pixels da imagem são examinadas ao longo de cada linha de varredura. Os *pixels* brancos mais próximos do centro são assumidos como sendo na medula espinhal e os *pixels* pretos à esquerda e à direita dessa área branca são considerados como pertencente aos pulmões. Com base nessa segmentação, é gerada uma linha de contorno para definir os limites pulmonares, usando a detecção de borda Canny (CANNY, 1986). A última etapa do processo de reconstrução é realizada através da reconstrução da caixa torácica com base no trabalho de Koehler, Wischgoll e Golshani (2010), que utiliza triangulação de Delaunay 3D, e para realização da reconstrução dos pulmões são utilizados tanto os dados de reconstrução da caixa torácica quanto os dados de segmentação do pulmão. Essencialmente, cria-se uma malha que engloba o interior da caixa torácica reconstruída e, em seguida, cria-se outra malha que corresponde aos pulmões, realizando a extrusão dos mesmos. O resultado são duas estruturas semelhantes a um "tubo" que se assemelham a forma dos pulmões vistos de frente, mas são planas ao longo dos lados. A última etapa da reconstrução dos pulmões é realizar a intersecção booleana das duas malhas.

3.4 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Dentre os trabalhos voltados para a reconstrução da superfície pulmonar que focam especificamente em sequências de imagens de RM voltadas para reconstrução, destacam-se Cluzel et al. (2000), Tsuzuki et al. (2009), Masuda e Haneishi (2010), Stevo et al. (2012), Abe et al. (2014), Yang et al. (2014) e Tong et al. (2017).

Cluzel et al. (2000) descrevem um método para a reconstrução 3D simultânea da caixa torácica e do diafragma utilizando imagens de RM nos planos coronal e sagital. Além dessas imagens o paciente também realiza uma espirometria, que utiliza a técnica de diluição do hélio, para obter as medidas do volume pulmonar. As sequências de imagens foram utilizadas para medir a área diafragmática e verificar a relação dela com o volume pulmonar. Os pontos que correspondiam aos limites do diafragma foram determinados no momento da digitalização. Cada conjunto de imagens permitiu que um conjunto de pontos 3D fosse estabelecido e a partir disso, foi possível realizar as reconstruções 3D que foram baseadas no algoritmo de triangulação de Delaunay (DELAUNAY, 1934).

Tsuzuki et al. (2009) apresentam um método para a reconstrução 4D da superfície pulmonar a partir de imagens sequenciais de RM não sincronizadas, criando um modelo sólido animado do pulmão utilizando *boundary representation* (B-Rep). A animação 3D representa o movimento do pulmão associado a uma sequência selecionada de imagens de RM. O método proposto pode ser dividido em duas partes. Primeiramente, as silhuetas do pulmão movendo-se no tempo são extraídas pela detecção da presença de um padrão respiratório em imagens 2DST. Para isso, é realizado o registro temporal de silhuetas vetoriais, coronais e sagitais do pulmão, extraídas de imagens de RM pelo método proposto por Asakura et al. (2005). Esta abordagem permite determinar a silhueta do pulmão para cada *frame*. Através do algoritmo proposto é possível reconstruir um pulmão 3D a partir de uma silhueta coronal ou sagital selecionada em qualquer instante de tempo. Este algoritmo pode ser dividido em três etapas: composição silhueta, criação de malha e criação de canto. Vários modelos *wire-frame* podem ser criados a partir da composição de silhuetas planares coronal e sagital representando seções perpendiculares. Finalmente, um modelo sólido B-Rep pode ser criado usando um algoritmo de malha, onde é possível reconhecer várias características reais dos pulmões direito e esquerdo.

Masuda e Haneishi (2010) propõem um método para criação de um modelo 4D do movimento respiratório a partir de imagens sequenciais temporais de RM nos planos coronal e sagital. No método proposto, em primeiro lugar, imagens de RM no plano coronal são utilizadas visando cobrir amplamente a região do pulmão e a partir disso, as imagens de RM no plano sagital são definidas através da realização do registro temporal. Para isso, é necessário a análise dos padrões respiratórios, que são extraídos das imagens espaço-temporais. A reconstrução do movimento respiratório é realizado através de uma técnica de renderização de volume implementada pelo software OsiriX, desenvolvido por Rosset, Spadola e Ratib (2004). Neste mesmo trabalho, os autores ainda propõem um método para construir um mapeamento do funcionamento do diafragma, onde é possível visualizar a velocidade e o deslocamento do mesmo. Esse mapeamento é feito através da análise do deslocamento do padrão respiratório e segundo os autores, através dele é possível visualizar o movimento respiratório anormal dos pacientes. O processo consiste em três etapas: (1) Vários pontos são selecionados manualmente no diafragma e os outros pontos são estimados suavemente por uma interpolação spline. O diafragma logo abaixo do coração é excluído porque essa região é fortemente afetada pelo batimento cardíaco e, portanto, não reflete exatamente o movimento respiratório. (2) As imagens 2DST são geradas para cada posição diafragmática e finalmente (3) o movimento do diafragma é rastreado através das imagens 2DST utilizando uma técnica de correlação cruzada normalizada.

Stevo et al. (2012) propõem uma abordagem para a reconstrução de superfície pulmonar, utilizando padrões respiratórios determinados em sequências temporais de imagens obtidas através de RM. Foi proposto um algoritmo de registro temporal cíclico, que utiliza os conceitos de imagens 2D espaço temporais e se baseia na análise dos segmentos que se cruzam entre várias sequências coronais e sagitais, uma vez que são ortogonais entre si. Para realizar a reconstru-

ção tridimensional da superfície do pulmão, inicialmente são extraídos os padrões respiratórios diafragmático e outros padrões de movimento associados aos limites do pulmão. Depois disso, todos os padrões respiratórios diafragmáticos são extraídos de todas as sequências de imagens temporais, o registro temporal cíclico ocorre agrupando quatro sequências de imagens temporais de cada vez, duas imagens coronais e duas imagens sagitais. O registro temporal determina o instante do tempo em uma sequência de imagens temporais onde o nível diafragmático e a fase respiratória são os mesmos, confirmando que os limites pulmonares estão corretamente registrados e, após isso, os pontos associados são mapeados para o espaço 3D. Para obter um modelo de superfície do pulmão 3D, o algoritmo proposto por Fang e Boas (2009) é utilizado.

Abe et al. (2014) propõem um método para a reconstrução da superfície diafragmática utilizando sequências temporais de imagens de RM no plano sagital e coronal. Este método leva em consideração que o diafragma é o principal componente para entender o mecanismo respiratório e a análise do seu movimento já pode ser suficiente para diagnosticar possíveis doenças respiratórias. Devido ao grande volume de imagens 2D espaço temporais que devem ser processadas, é utilizada a transformada de Hough modificada proposta por Matsushita et al. (2004) e combinada com máscaras baseadas em operadores morfológicos sobre o contorno pulmonar para determinar os padrões respiratórios. O algoritmo de reconstrução proposto contém três passos. No primeiro passo, é realizado o registro temporal múltiplo para todas as interseções de imagens coronais e sagitais. O registro temporal múltiplo é uma extensão do registro temporal cíclico proposto por Stevo et al. (2012) que considera todas as possibilidades de cruzamento entre sequências de imagens coronais e sagitais ao invés de fazer um encadeamento de registros temporais, como no registro cíclico. Para isso, inicialmente, uma imagem coronal é definida como principal e todas as sequências temporais sagitais são definidas, então, todas as sequências coronais são registradas considerando os registros determinados anteriormente. No segundo passo, é feita uma validação para eliminar inconsistências e no terceiro e último passo, com todos os níveis diafragmáticos determinados, é possível reconstruir a superfície diafragmática utilizando a triangulação de Delaunay (DELAUNAY, 1934). Caso hajam níveis diafragmáticos inconsistentes, o mesmo é determinado por interpolação.

Yang et al. (2014) utiliza segmentação baseada em registro para segmentar volumes coronais, construindo um modelo 4D dos pulmões a partir destes volumes. Inicialmente um volume de referência é selecionado, correspondendo ao volume de posição média em relação à todos os volumes. O volume de referência é segmentado de maneira semiautomática, utilizando a ferramenta ITK-SNAP (YUSHKEVICH et al., 2006), baseada em algoritmos de contornos ativos. As segmentações resultantes são conferidas e ajustadas por um especialista, quando necessário. Em seguida, os demais volumes são agrupados de acordo com sua similaridade, considerando a posição do diafragma. Dentro de cada grupo, um volume de referência é selecionado. Assim, o volume de referência inicial é registrado com o volume de referência de cada grupo e cada um destes volumes é então registrado com os demais volumes de seu grupo, necessitando

poucos ajustes devido a similaridade entre os mesmos e reduzindo o custo computacional. Conforme Yang et al. (2014) o esquema apresentado pode ser utilizado por qualquer técnica de registro deformável, sendo que para seu trabalho, foi avaliado o método *Daemons Registration* (THIRION, 1998). A partir das informações dos pulmões segmentados é possível construir um modelo tridimensional dos pulmões.

Tong et al. (2017) apresenta uma técnica baseada em grafos para realizar a reconstrução da superfície pulmonar a partir de imagens de RM adquiridas em respiração livre. Um grafo ponderado é formado onde cada fatia adquirida constitui um nó e o peso do arco entre dois nós define o grau de contiguidade no espaço e no tempo das duas fatias. O processo é dividido em três estágios. No primeiro estágio é determinada a fase da respiração e rotulados os nós de referência do grafo, os quais caracterizam um ciclo de respiração, ou seja, em uma sequência de imagens, são encontradas as que caracterizam o fim da expiração até a próxima imagem que caracterize outro fim da expiração. No segundo estágio é construído um grafo $G = (A, P, w)$ para representar a relação entre as imagens das fatias de RM em termos de sua potencial contiguidade espacial. As imagens das fatias em uma sequência A formam os nós do grafo e cada arco no conjunto P de arcos representa um par de fatias $\{u, v\}$, onde u e v são fatias de dois locais adjacentes. Para cada arco $e = \{u, v\}$ é dado um peso ou custo $w(e)$, também escrito como $w(u, v)$, em que $w(u, v) \in [0, 1]$ e um valor de peso próximo a zero significa que u e v são semelhantes entre si e são muito prováveis de terem vindo da mesma fase de respiração. No terceiro estágio, com o grafo G construído é adquirido um conjunto de imagens utilizando o algoritmo de Dijkstra (1959) que melhor representam uma sequência respiratória e o modelo tridimensional do pulmão é construído ao encontrar o melhor caminho no grafo na direção espacial.

3.5 ANÁLISES E DISCUSSÕES

Analisando os trabalhos estudados percebe-se que a segmentação do pulmão em imagens de RM é uma tarefa difícil e seus resultados impactam diretamente no modelo 3D ou 4D a ser construído, já que para este processo, os resultados da segmentação dos pulmões nas sequências de imagens são a entrada para um algoritmo de reconstrução.

No trabalho de Garrity et al. (2003) as estruturas para os lobos pulmonares e a árvore inicial da via aérea são segmentadas manualmente através do programa SURFdrive. Em relação a reconstrução das vias aéreas dos pulmões, é possível obter um modelo apenas até a quarta ou quinta geração da árvore devido às restrições na resolução das imagens. Para gerar o restante da árvore o autor utiliza técnicas matemáticas que, apesar de apresentar um resultado satisfatório, não é tão realista quanto os obtidos através da segmentação.

Werner et al. (2009), também utilizam técnicas de segmentação semiautomáticas e em alguns casos, as estruturas segmentadas precisam ser corrigidas manualmente. Porém, o foco

principal não é a reconstrução em si, e sim, avaliar o impacto dos parâmetros biomecânicos (valores das constantes elásticas) no processo de modelagem avaliando sua precisão.

Em Xu et al. (2006), para obter o volume de referência o paciente deve manter a respiração presa no início do exame e somente após obtenção deste volume o paciente pode respirar livremente. Também, durante o registro deformável, onde a imagem 2D é registrada no volume de referência e calculado o deslocamento médio dos pixels de pulmão que representa o movimento respiratório, o tamanho da região de análise é uma escolha empírica, que afeta a precisão, robustez e tempo de computação do algoritmo e o autor define o raio da região de análise para ser 20 pixels em sua implementação.

Como no trabalho de Ladjal et al. (2015) é realizada a reconstrução dos principais componentes do sistema respiratório, é necessário realizar a segmentação de todos estes componentes. Fazer a segmentação automática do diafragma é uma tarefa difícil devido ao fato deste ser constituído de um tecido fino, com espessura inferior a 5mm, por isso, é segmentado de maneira semiautomática usando o método de contornos ativos (KASS; WITKIN; TERZOPOULOS, 1988).

No modelo biomecânico de Fuerst et al. (2015) a pressão torácica e diafragmática não podem ser medidas. Portanto, os autores, estimam tais valores automaticamente usando um otimizador da região de confiança. Durante esta etapa, os valores de pressão são melhorados iterativamente em relação às diferenças entre o pulmão simulado e a imagem de TC de inspiração final.

Koehler e Wischgoll (2011), afirmam que as imagens de raios-X podem ser extremamente difíceis de interpretar devido a costelas e as vértebras que estão todas superpostas umas sobre as outras, de modo que uma segmentação completamente automatizada não é possível devido à grande quantidade de intuição necessária para esta tarefa. No entanto, uma vez que a forma geral de uma costela é conhecida, é necessário que um técnico identifique de forma interativa um ponto de cada costela ao longo da borda traseira da caixa torácica e um ponto na borda frontal na imagem de raio-X e então, uma curva B-spline é usada para interpolar entre os pontos marcados, que forma uma segmentação aproximada do limite da caixa torácica. Uma desvantagem no trabalho de Koehler e Wischgoll (2011) é o fato de que a reconstrução pulmonar representa somente o exato instante de respiração do paciente em que a imagem de raios-X foi obtida.

Dentre os trabalhos com escopo mais próximo ao desta dissertação (reconstrução da superfície pulmonar) verifica-se que em Tsuzuki et al. (2009) é utilizado o registro temporal de silhuetas vetoriais coronais e sagitais do pulmão. Entretanto, o registro baseado exclusivamente nas informações vetoriais não é confiável, principalmente pelo fato de, ao se sobrepor as imagens originais, é possível observar discrepâncias. Também existem casos em que as silhuetas pulmonares não podem ser identificadas corretamente e não foram utilizadas na reconstrução

3D. Mesmo considerando este fato, um grande número de silhuetas foi usado, implicando em bons resultados. Neste trabalho também há a questão de que a quantidade de trabalho manual é alta, pois é necessário definir o limite do pulmão uma vez por cada sequência de imagens de RM.

Uma das principais desvantagens do método proposto por Cluzel et al. (2000) é de que as silhuetas diafragmáticas foram segmentadas manualmente e além disso, as imagens de RM foram adquiridas com os pacientes prendendo a respiração visando garantir que as sequências de imagens fossem adquiridas com o mesmo volume pulmonar.

Em Masuda e Haneishi (2010), os autores afirmam que através da construção do mapeamento do funcionamento do diafragma é possível observar anormalidades no movimento respiratório dos pacientes, porém, a base de dados utilizada pelos autores são apenas de pacientes saudáveis e o método não foi testado em pacientes com doenças respiratórias.

No que se refere ao trabalho de Stevo et al. (2012), o método proposto para reconstrução da superfície pulmonar, segundo os autores, é mais robusto que o de Tsuzuki et al. (2009), já que o algoritmo utiliza um registro temporal cíclico. No método de Stevo et al. (2012), é definido um modelo inicial da superfície pulmonar usando um método de registro de imagens de RM, mas ainda muitos processos envolvidos no desenvolvimento deste modelo precisam ser automatizados para minimizar a quantidade de trabalho manual e obter um modelo mais viável.

No trabalho de Abe et al. (2014), pode ocorrer uma falha no algoritmo de segmentação automática do contorno pulmonar nas imagens de RM e quando isso acontece é disponibilizada a possibilidade desta operação ser feita manualmente. Este método é utilizado principalmente em locais onde a máscara pulmonar não consegue segmentar devido a presença de vasos sanguíneos. O método manual depende da análise do próprio usuário do sistema, o que pode gerar erros, dado que a segmentação pulmonar não é uma tarefa simples sendo suscetível a falhas, sendo assim uma segmentação inadequada prejudica todas as etapas do processo de reconstrução.

Yang et al. (2014), propõem um esquema de segmentação dos pulmões totalmente automático, após a segmentação inicial do volume de referência que é utilizado como modelo para segmentar o restante de uma sequência de imagens. Também é preciso escolher adequadamente o valor de um parâmetro de tolerância para realizar o registro, pois este influencia diretamente na convergência do algoritmo, reduzindo o número de iterações necessárias. Uma contribuição dos autores foi de agrupar volumes com base na posição relativa do diafragma, o que permitiu que apenas volumes semelhantes fossem registrados, impedindo o registro de volumes com grandes diferenças que levariam mais tempo para convergir.

Tong et al. (2017), rotula os nós de referência do grafo (aqueles que caracterizam o fim da expiração) de forma manual apenas observando o movimento do diafragma. Os autores afirmam que em trabalhos futuros esta etapa será automatizada, porém, o mesmo apresenta um

conceito diferente dos demais trabalhos, utilizando a teoria de grafos para realizar a reconstrução e um modelo tridimensional do pulmão.

3.6 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Foram revisados alguns métodos encontrados na literatura acerca de reconstrução da superfície pulmonar utilizando imagens de TC, raios-X e RM.

É possível perceber que os trabalhos de reconstrução utilizando imagens de RM ainda são pouco explorados, sendo os métodos que utilizam imagens de TC os mais utilizados, pelo fato deste produzir imagens de maior qualidade, porém, tem a desvantagem de utilizar radiação ionizante, que pode ser prejudicial a saúde, principalmente para pacientes que necessitam realizar exames periódicos.

Através da Tabela 1, nota-se a diversidade dos métodos utilizados pelos autores para a reconstrução da superfície pulmonar, sendo a triangulação de Delaunay, a técnica mais utilizada, em que Fuerst et al. (2015), Mukundan (2016), Koehler e Wischgoll (2011), Cluzel et al. (2000) e Abe et al. (2014) fazem uso. Já Garrity et al. (2003) e Ladjal et al. (2015) utilizam NURBS. Werner et al. (2009) usa *Marching Cubes*. Tsuzuki et al. (2009) utiliza *boundary representation* (B-rep). Stevo et al. (2012), faz uso do método proposto por Fang e Boas (2009), o qual gera uma malha tetraédrica a partir de imagens volumétricas binárias e em escala de cinza. Por fim, alguns autores não mencionam a técnica utilizada para geração de superfícies, como Xu et al. (2006), que apenas menciona que o modelo 4D do pulmão é reconstruído por transformações deformáveis do volume de referência, Yang et al. (2014) e Tong et al. (2017) apenas mostram o resultado final do modelo do pulmão reconstruído.

Tabela 1 – Técnicas utilizadas para reconstrução da superfície pulmonar pelos autores mencionados.

Trabalho	Técnica de Imageamento	Segmentação Automática	Técnica de Segmentação	Reconstrução Automática	Técnica de Reconstrução	3D/4D
Garrity et al. (2003)	TC	Manual	<i>Software SURFdrive</i>	Automática	NURBS	3D
Xu et al. (2006)	TC	Automática	Operadores Morfológicos	Automática	Deformação do volume de referência	4D
Werner et al. (2009)	TC	Semiautomática	Crescimento de Regiões e Operadores Morfológicos	Semiautomática	<i>Marching Cubes</i>	3D
Ladjal et al. (2015)	TC	Semiautomática	<i>Snakes</i> e Operadores Morfológicos	Semiautomática	<i>Marching Cubes</i> e NURBS	3D
Fuerst et al. (2015)	TC	Automática	<i>Machine Learning</i> com <i>Level-Set</i> otimizado	Automática	Triangulação de Delaunay	3D
Mukundan (2016)	TC	Semiautomática	<i>Snakes</i> e Redes Neurais	Semiautomática	Triangulação	3D
Koehler e Wischgoll (2011)	Raios-X	Semiautomática	Plourde et al. (2006)	Semiautomática	Triangulação de Delaunay	3D
Cluzel et al. (2000)	RM	Manual	-	Semiautomática	Triangulação de Delaunay	3D
Tsuzuki et al. (2009)	RM	Semiautomática	2DST	Automática	B-rep	4D
Masuda e Haneishi (2010)	RM	Manual	-	Automática	<i>Software OsiriX</i>	4D
Stevo et al. (2012)	RM	Semiautomática	2DST	Automática	Malha Tetraédrica	4D
Abe et al. (2014)	RM	Semiautomática	Limiarização e Operadores Morfológicos	Automática	Triangulação de Delaunay	4D
Yang et al. (2014)	RM	Semiautomática	Baseada em registro e <i>Software</i> ITK-SNAP	-	-	3D
Tong et al. (2017)	RM	Semiautomática	Operadores Morfológicos	Automática	-	3D
Handrey Emanuel Galon	RM	Semiautomática	Modelos Ativos de Forma (ASM)	Automática	α -shapes	4D

Fonte: Produção do autor, 2019.

O capítulo seguinte apresenta o método de reconstrução da superfície pulmonar para a análise do movimento respiratório a partir de sequências temporais de RM. Tal método segue de modo semelhantes aos trabalhos da literatura, propondo uma combinação de métodos utilizados por diversos autores, sendo que alguns destes métodos foram adaptados para a necessidade deste trabalho e algumas técnicas foram propostas.

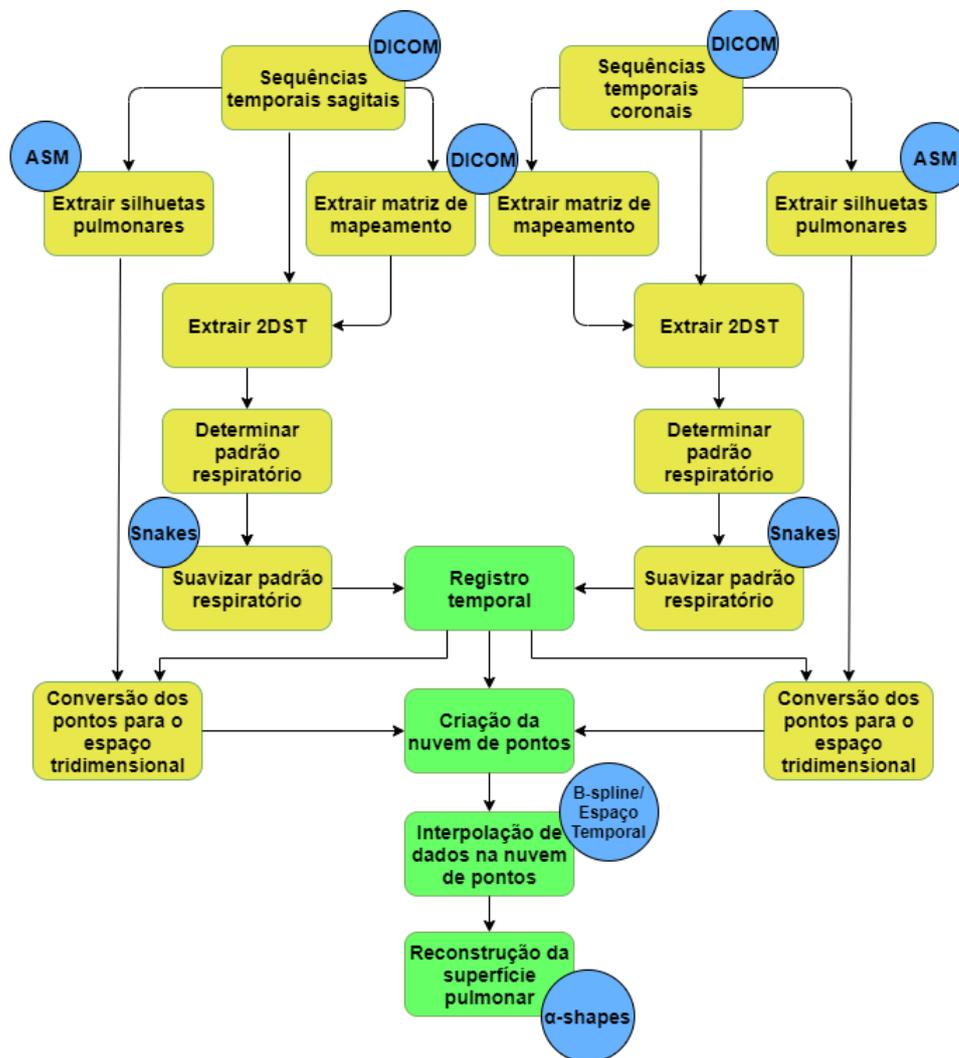
4 RECONSTRUÇÃO 4D DA SUPERFÍCIE PULMONAR

Neste capítulo, será apresentado o método proposto e desenvolvido para reconstrução da superfície pulmonar quadridimensional, onde tem-se as três dimensões espaciais (x, y, z) adicionado a dimensão temporal, simulando o movimento respiratório dos pulmões de um paciente. Inicialmente será abordada a maneira utilizada para obter os padrões respiratórios diafragmáticos que o método utiliza para realizar o registro temporal entre imagens das sequências nos planos coronal e sagital. Em seguida, é demonstrada a criação de uma nuvem de pontos representando a superfície pulmonar. Ao final, será apresentada a aplicação do algoritmo α -shapes para modelar a superfície sobre a nuvem de pontos e a realização do movimento respiratório.

A Figura 40 representa as etapas do método de reconstrução da superfície pulmonar quadridimensional proposto neste trabalho. Os princípios básicos das etapas apresentadas na cor amarela já foram descritas neste trabalho. A maneira de obter as sequências temporais de imagens foi abordada na Seção 2.4. A forma utilizada para extrair as silhuetas pulmonares das imagens de RM foi demonstrada na Seção 3.1. A etapa de mapeamento coronal-sagital e de conversão dos pontos das imagens (bidimensionais) para pontos tridimensionais foi abordada na Seção 2.8. Conforme detalhado na Seção 2.5, a partir do mapeamento coronal-sagital é possível extrair as imagens 2DST, onde através desta, é possível obter os padrões respiratórios que são suavizados utilizando o algoritmo de contornos ativos, detalhado na Seção 2.7.

O presente trabalho foca nas etapas marcadas em verde na Figura 40, que representam as etapas relacionadas a reconstrução dos pulmões e são descritas neste capítulo. De posse dos padrões respiratórios é realizado o registro temporal, cujo qual foi inspirado no trabalho de Abe et al. (2014), que foi o método mais robusto e recente encontrado na literatura que trata do tema. Após a realização do registro temporal é possível criar uma nuvem de pontos para cada instante respiratório (vide Seção 4.2). Em alguns casos, onde não é possível realizar o registro temporal em determinadas posições, é necessário fazer interpolação de dados. Para isso, a Seção 4.2 apresenta a descrição de um método proposto neste trabalho. Por último, na Seção 4.5 são descritos os motivos da utilização do método α -shapes para a criação de uma superfície que se adapte à nuvem de pontos que representa os pulmões.

Figura 40 – Diagrama das etapas que constituem o processo de reconstrução da superfície pulmonar.



Fonte: Produção do autor, 2019.

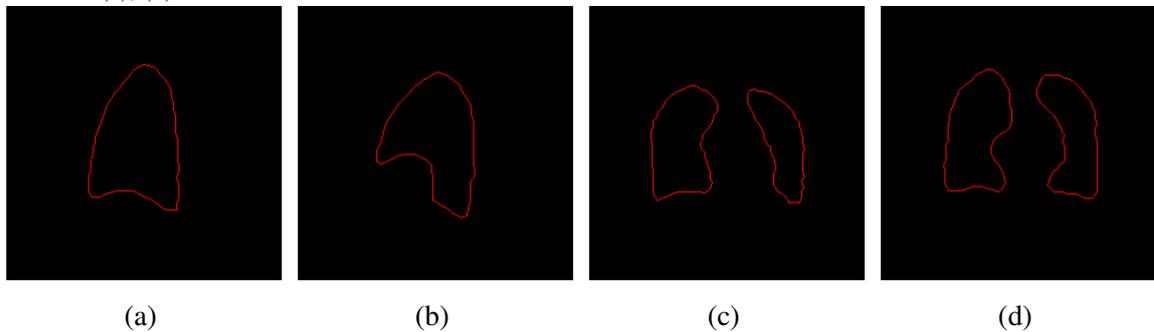
4.1 OBTENÇÃO DOS PADRÕES RESPIRATÓRIOS DIAFRAGMÁTICOS

Conforme Abe (2013), uma maneira eficiente para detecção do padrão respiratório diafragmático é manipular a imagem 2DST utilizada. Baseado nisso, em seu trabalho, foram utilizados dois algoritmos para segmentação automática do padrão respiratório diafragmático: um baseado em limiarização de *pixels* e outro em operadores morfológicos. Em ambas as abordagens é possível obter as silhuetas pulmonares, em que através destas, as imagens 2DST apresentam somente duas regiões visíveis: o *apex* (região superior) e a região do diafragma (região base) dos pulmões. Como a região de interesse é o diafragma, a região superior da 2DST é desconsiderada, restando apenas os pontos referente a região diafragmática.

Seguindo o mesmo princípio, porém utiliza-se as imagens resultantes do processo de segmentação dos pulmões em imagens de RM baseado em ASM do trabalho de Madalosso

(2016), onde é possível obter as silhuetas pulmonares nas imagens de RM (vide Figura 41).

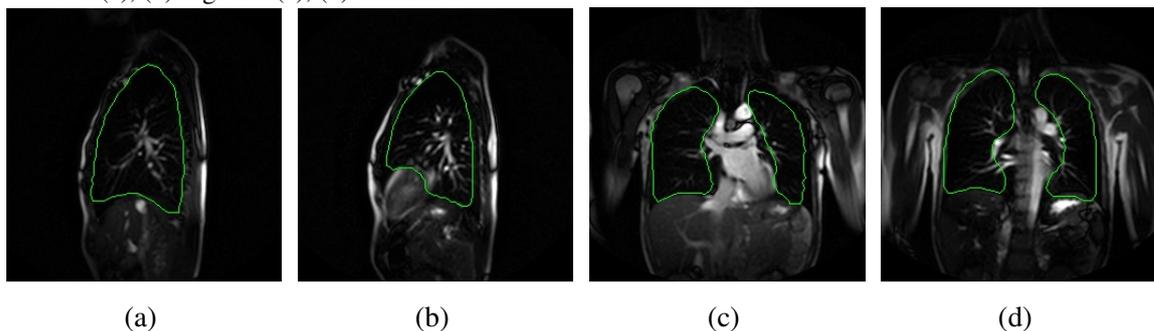
Figura 41 – Exemplo de silhuetas pulmonares extraídas de diferentes fatias do pulmão nos planos (a), (b) sagital e (c), (d) coronal.



Fonte: Madalosso (2016, Arquivo Digital)

A Figura 42 apresenta exemplos de silhuetas pulmonares demonstrada na Figura 41 sobrepostas nas imagens originais de RM.

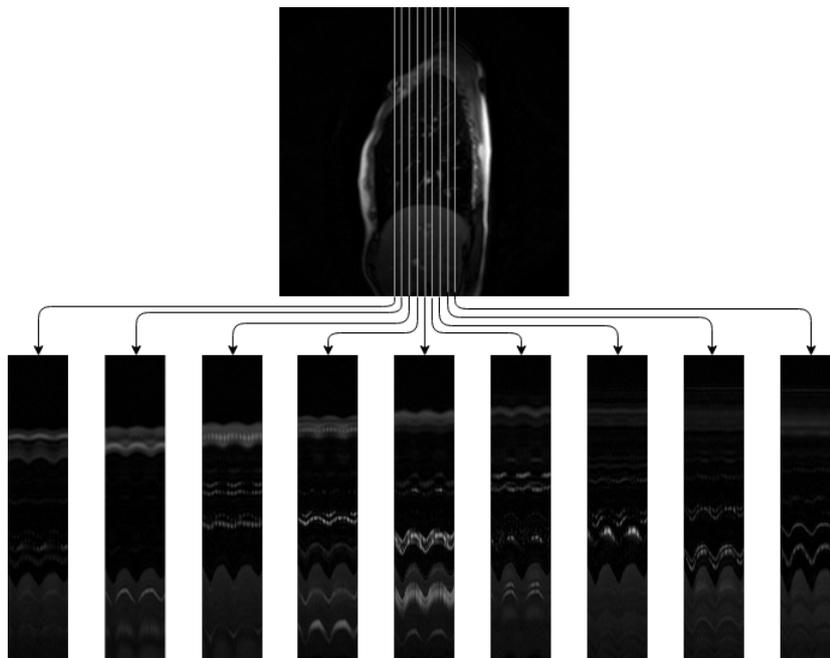
Figura 42 – Exemplos de resultados da segmentação do pulmão utilizando o método de Madalosso (2016) no plano (a), (b) sagital e (c), (d) coronal.



Fonte: Madalosso (2016, Arquivo Digital)

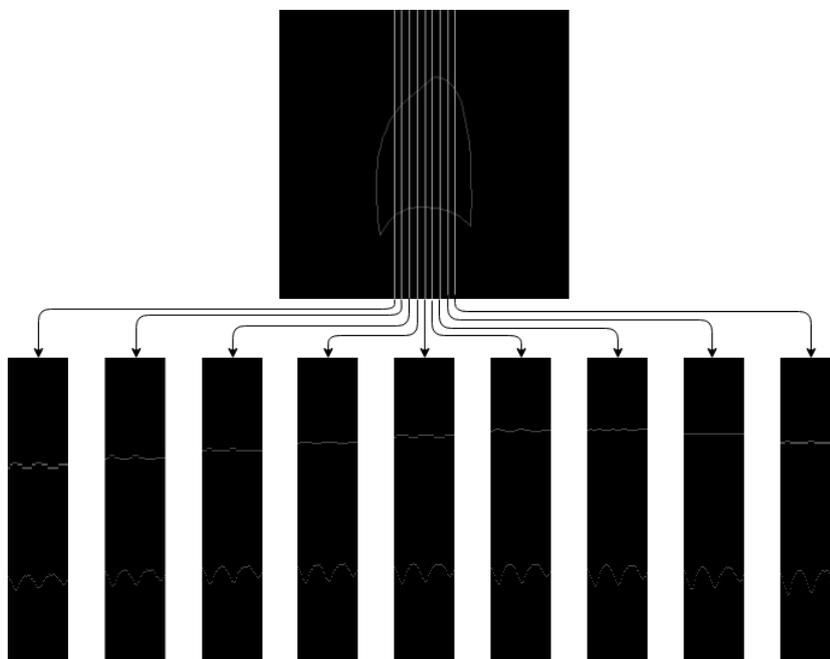
Na Figura 43 são apresentadas algumas imagens 2DST geradas a partir de imagens de RM nos pontos de cruzamento (representadas por linhas brancas) com as sequências de imagens coronais para uma determinada fatia no plano sagital. É possível observar que existem várias formas de ondas que podem ser confundidas com o verdadeiro padrão respiratório diafragmático e para extrair este corretamente são utilizadas imagens 2DST construídas a partir das imagens das silhuetas pulmonares, conforme apresentado na Figura 44.

Figura 43 – Imagens 2DST geradas a partir das imagens originais de RM.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Figura 44 – Imagens 2DST geradas a partir das imagens das silhuetas pulmonares.

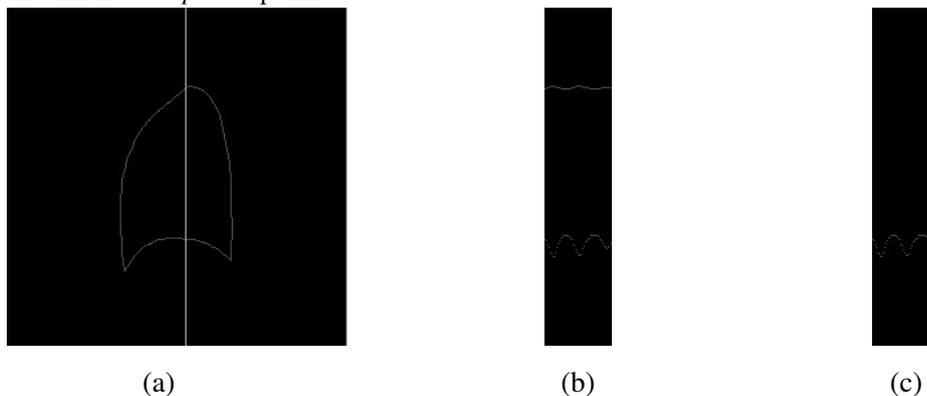


Fonte: Produção do autor, 2019.

Pode-se verificar através da Figura 45 que a criação de uma imagem 2DST a partir das imagens das silhuetas pulmonares gera dois padrões respiratórios, um representando o

movimento do *apex* do pulmão e outro o movimento diafragmático. A curva superior é desconsiderada, uma vez que será utilizado somente o padrão respiratório diafragmático para realizar o registro temporal.

Figura 45 – (a) Silhueta pulmonar no plano sagital; (b) Imagem 2DST extraída da posição marcada pela linha vertical na cor branca em (a); (c) Imagem 2DST desconsiderando a curva superior que representa o movimento do *apex* do pulmão.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Por último, é feito um relaxamento do padrão respiratório diafragmático obtido, utilizando o algoritmo de contornos ativos nas imagens 2DST, visando realizar ajustes finos nos padrões respiratórios diafragmáticos. Este processo é apresentado na Seção 5.2.

4.2 REGISTRO TEMPORAL GLOBAL E GERAÇÃO DA NUVEM DE PONTOS

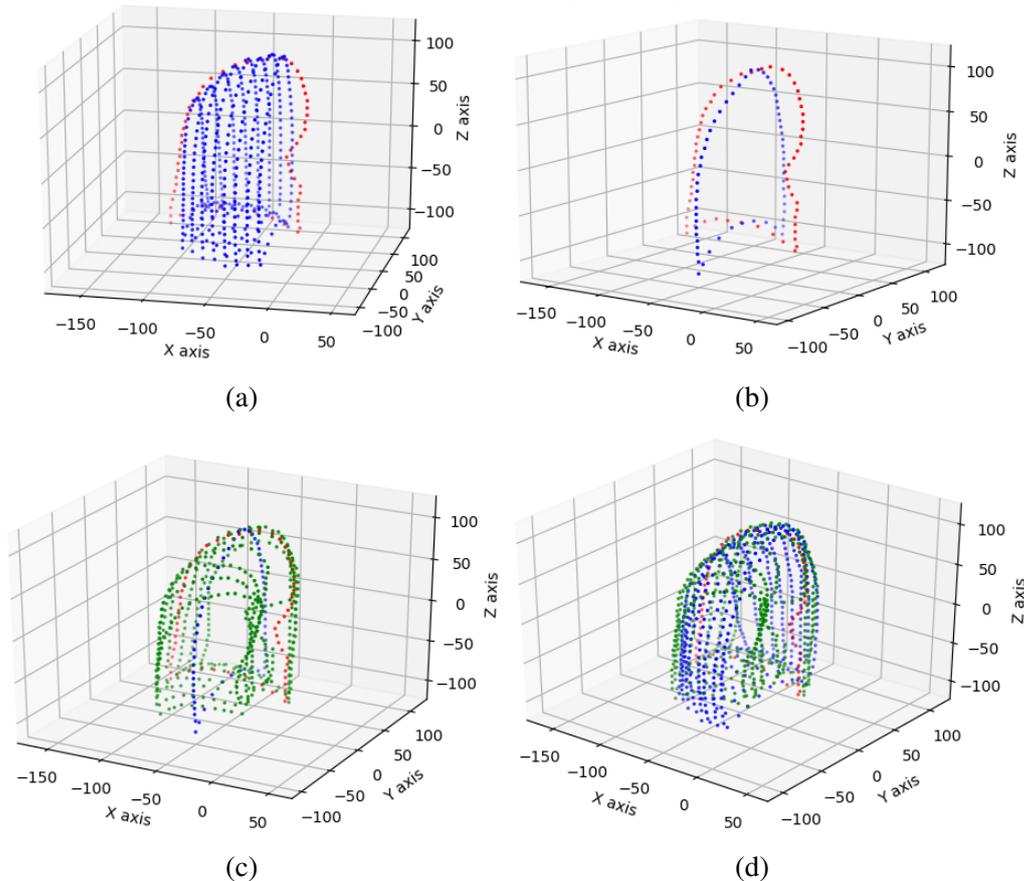
A forma que é realizado o registro temporal no presente trabalho é baseado no método proposto por Abe (2013), conforme detalhado na seção 2.9.3. Porém, ao invés de considerar apenas os pontos de cruzamento entre as sequências para formar a superfície são utilizados todos os pontos das silhuetas das imagens.

O algoritmo de registro temporal funciona da seguinte maneira:

1. Inicialmente, é escolhida uma imagem raiz de uma determinada sequência no plano coronal, representada pelos pontos em vermelho na Figura 46a. Ao definir uma imagem raiz no plano coronal é estabelecido que ambos os pulmões estarão no mesmo instante de respiração;
2. Na sequência, são realizados os registros temporais das imagens pertencentes às sequências no plano sagital que cruzam com a imagem coronal raiz. Estas imagens registradas são representadas pelos pontos em azul na Figura 46a;
3. É definida então a imagem sagital raiz que será utilizada para realizar o registro temporal com o restante das sequências coronais paralelas a imagem coronal raiz. A Figura 46b

- representa a imagem sagital raiz em azul e a imagem coronal raiz da primeira etapa em vermelho;
4. Após a definição da imagem sagital raiz é realizado o registro temporal com o restante das imagens no plano coronal paralelas a imagem coronal raiz. Os pontos em verde da Figura 46c representam as imagens registradas no plano coronal paralelas à imagem coronal raiz;
 5. Finalmente, após efetuar todos os registros, pode-se construir a nuvem de pontos que representa a superfície do pulmão através da conversão dos pontos bidimensionais das imagens referentes às silhuetas pulmonares para o espaço tridimensional através da Equação 2.9. A Figura 46d demonstra a nuvem de pontos resultante do pulmão direito de um paciente.

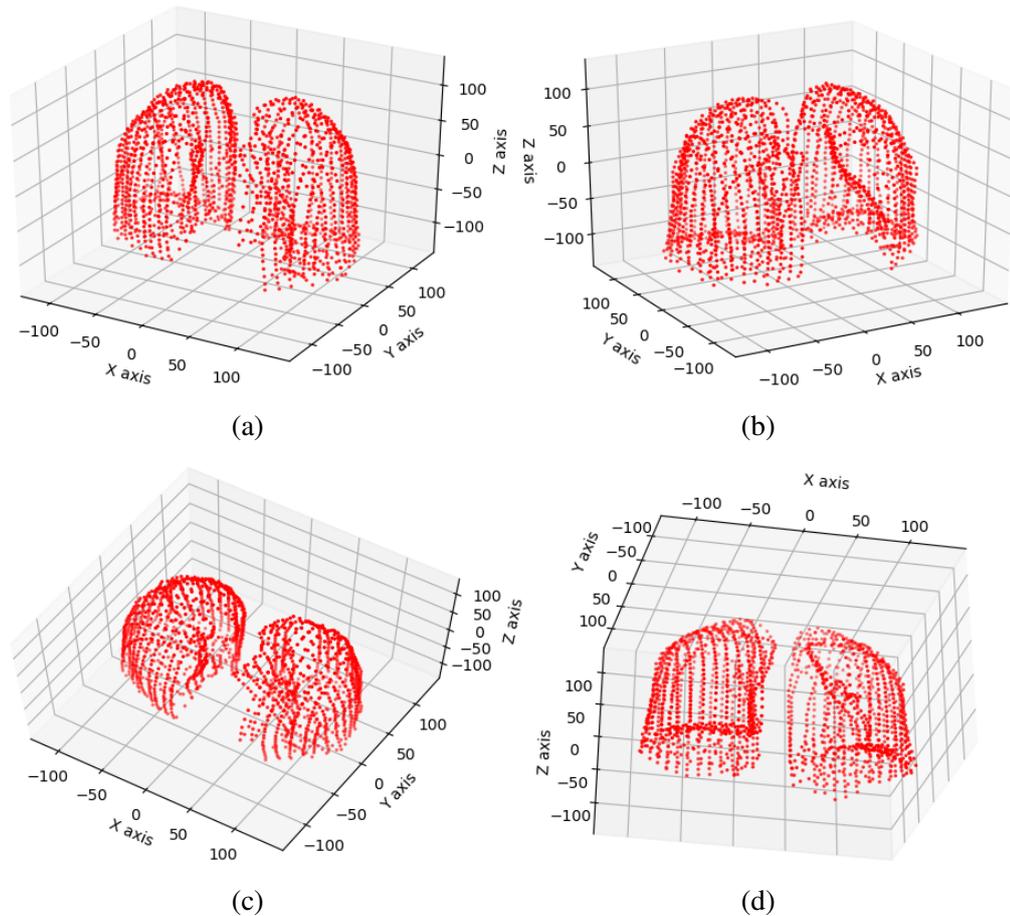
Figura 46 – Etapas do registro temporal e formação da nuvem de pontos. (a) Imagem coronal raiz (em vermelho) registra as imagens das sequências sagitais (em azul) que cruzam com ela; (b) Definição da imagem sagital raiz; (c) Registro do restante das imagens das sequências coronais paralelas (em verde) à imagem coronal raiz; (d) Resultado final da realização do registro temporal.



Fonte: Produção do autor, 2019.

A Figura 47 apresenta a nuvem de pontos de um instante de respiração dos pulmões de um paciente em diferentes ângulos de visão. É possível perceber que a forma da nuvem de pontos se assemelha a forma dos pulmões.

Figura 47 – Nuvem de pontos que representam a superfície dos pulmões em diferentes ângulos de visão.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Em posições onde ocorrem múltiplos registros temporais, a escolha da imagem que será utilizada é feita da seguinte maneira: são testadas todas as imagens registradas na determinada posição onde ocorreu múltiplos registros e verificada a quantidade de imagens que se registram à elas. A partir disso, é escolhida a imagem que teve mais ocorrências de registros temporais.

Após executar o algoritmo de registro temporal em todas as posições de cruzamento entre as sequências de imagens, ainda pode haver posições onde não ocorreu o registro temporal. Nestas posições é preciso realizar interpolação de dados na nuvem de pontos.

4.3 INTERPOLAÇÃO NA NUVEM DE PONTOS

Nesta seção serão abordadas as duas formas para se fazer a interpolação de dados na nuvem de pontos. Inicialmente será explicado o método de interpolação utilizando curvas *B-splines*. Após isso, será demonstrado o método chamado de interpolação espaço-temporal, que é a técnica desenvolvida e utilizada neste trabalho, devido ao fato de que a última, apresentou melhores resultados conforme detalhado na Seção 4.4.

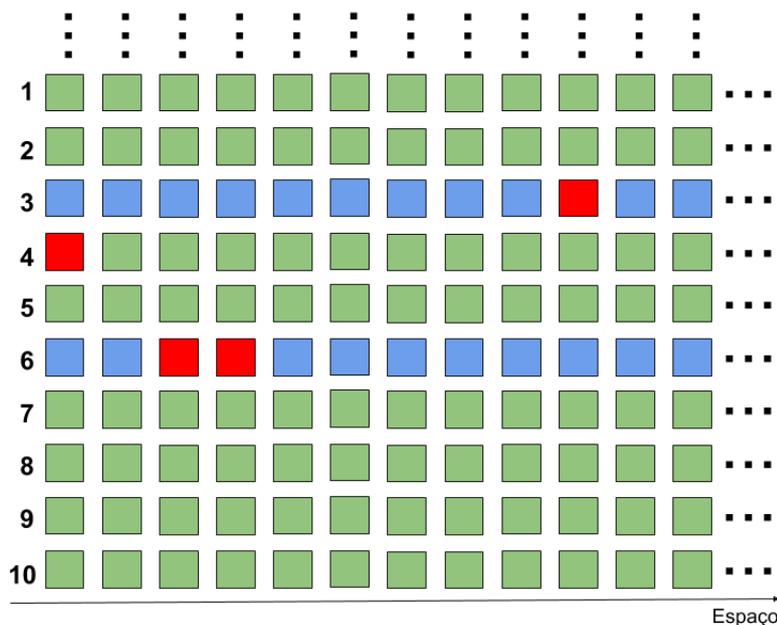
4.3.1 Interpolação Spline no Espaço

O método de interpolação utilizando curvas *B-splines* utiliza dados baseados apenas na informação espacial, ou seja, pontos das silhuetas vizinhas para realizar a interpolação de pontos.

A Figura 48 apresenta uma visão bidimensional para uma melhor compreensão do método, onde cada quadrado representa um silhueta pulmonar em uma determinada posição no espaço. Os quadrados na cor verde representam as posições onde ocorreram o registro temporal, já os quadrados na cor vermelha, representam as posições onde não ocorreu registro temporal e os quadrados na cor azul representam as posições às quais os dados são utilizados para realizar a interpolação de pontos.

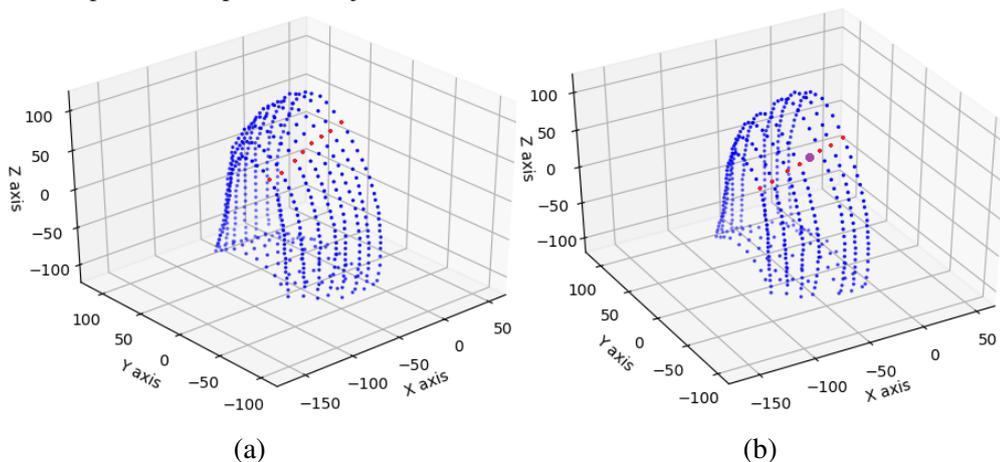
Analisando a Figura 48, nas posições onde não ocorreram nenhum registro temporal (quadrados vermelhos), o algoritmo utiliza os valores dos pontos de todas as silhuetas vizinhas presentes na nuvem de pontos. Por exemplo: na linha 3 da Figura 48, é possível ver que há um posição onde não houve registro temporal e, conseqüentemente, faltam pontos nesta região. Construindo uma curva *B-spline* utilizando os pontos das silhuetas vizinhas (quadrados azuis) é possível descobrir o valor do ponto que passa pela posição faltante através da análise da curva *B-spline*.

Figura 48 – Representação do método de interpolação utilizando curvas *B-splines*. Os quadrados verdes representam posições onde ocorreu o registro temporal. Os quadrados vermelhos representam posições onde não ocorreu o registro temporal. Os quadrados em azuis representam as posições utilizadas para criação de curvas *B-splines* para interpolação de dados.

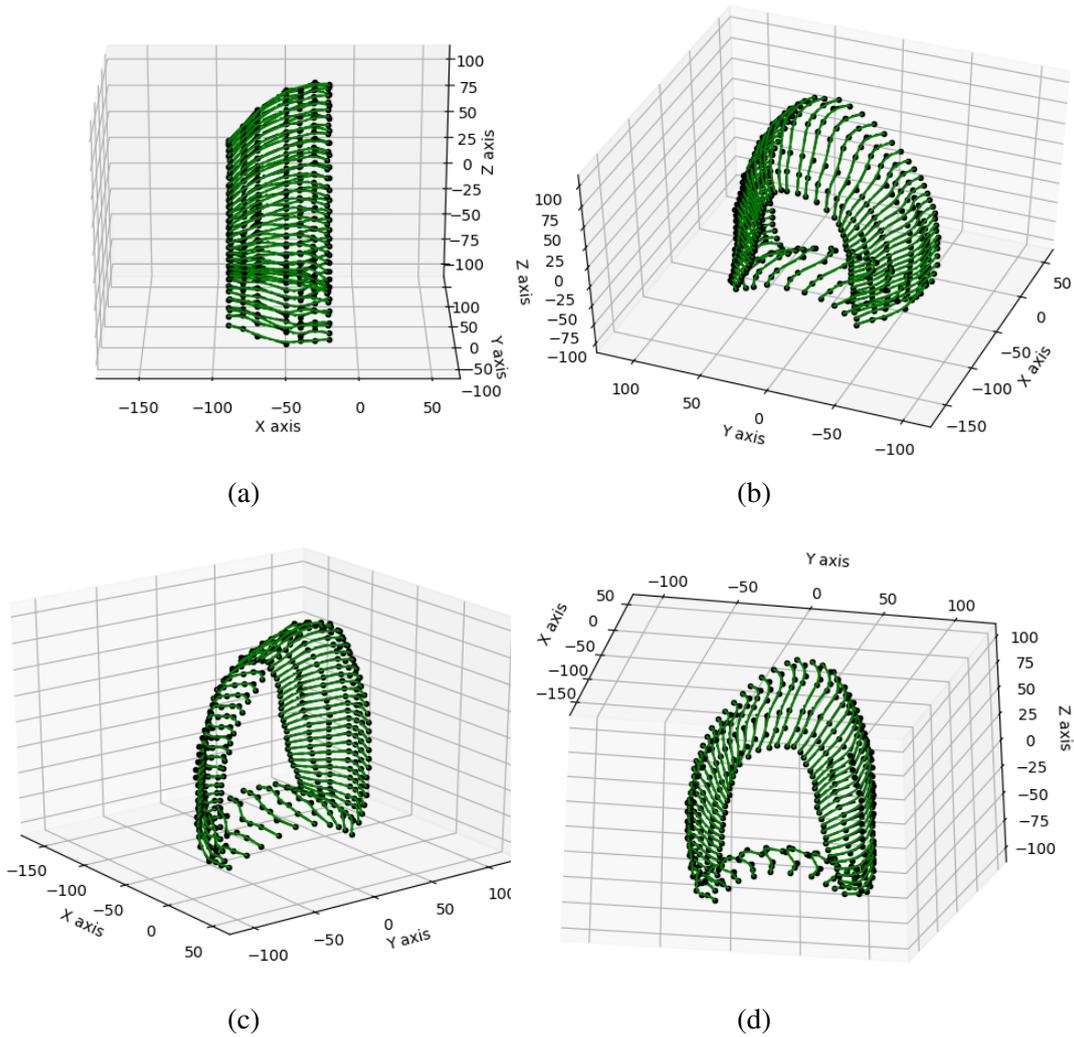


A Figura 49a demonstra o processo no espaço tridimensional, onde é possível observar que cada ponto de uma silhueta pulmonar no mesmo plano (no caso, sagital) possui um ponto correspondente adjacente. Estes pontos adjacentes (representados em vermelho) podem ser utilizados para gerar uma curva *B-spline*. A Figura 49b demonstra a falta de uma silhueta pulmonar em uma determinada posição e para interpolar os pontos nesta posição é utilizada uma curva *B-spline* formada pelos pontos vermelhos. A partir da curva formada é possível calcular o ponto marcado em roxo, que é o ponto da curva *B-spline* que passa exatamente na posição da silhueta pulmonar que está faltando. Este processo é repetido para todos os 60 pontos que compõem as silhuetas pulmonares, conforme demonstrado pela Figura 50, que ilustra a formação de 60 curvas *B-splines* que serão utilizadas para interpolar os pontos na posição da silhueta pulmonar faltante. Vale ressaltar que o fato de se criar 60 curvas *B-splines* é devido ao fato de que as silhuetas pulmonares são compostas por 60 pontos cada uma, que é uma característica do trabalho de Madalosso (2016), que foi utilizado para obter as silhuetas pulmonares das imagens de RM.

Figura 49 – Pontos das silhuetas sagitais de um determinado instante respiratório. Os pontos em vermelho demonstram que cada ponto de todas as silhuetas pulmonar de um mesmo plano (no caso, sagital) possuem outro ponto correspondente adjacente.

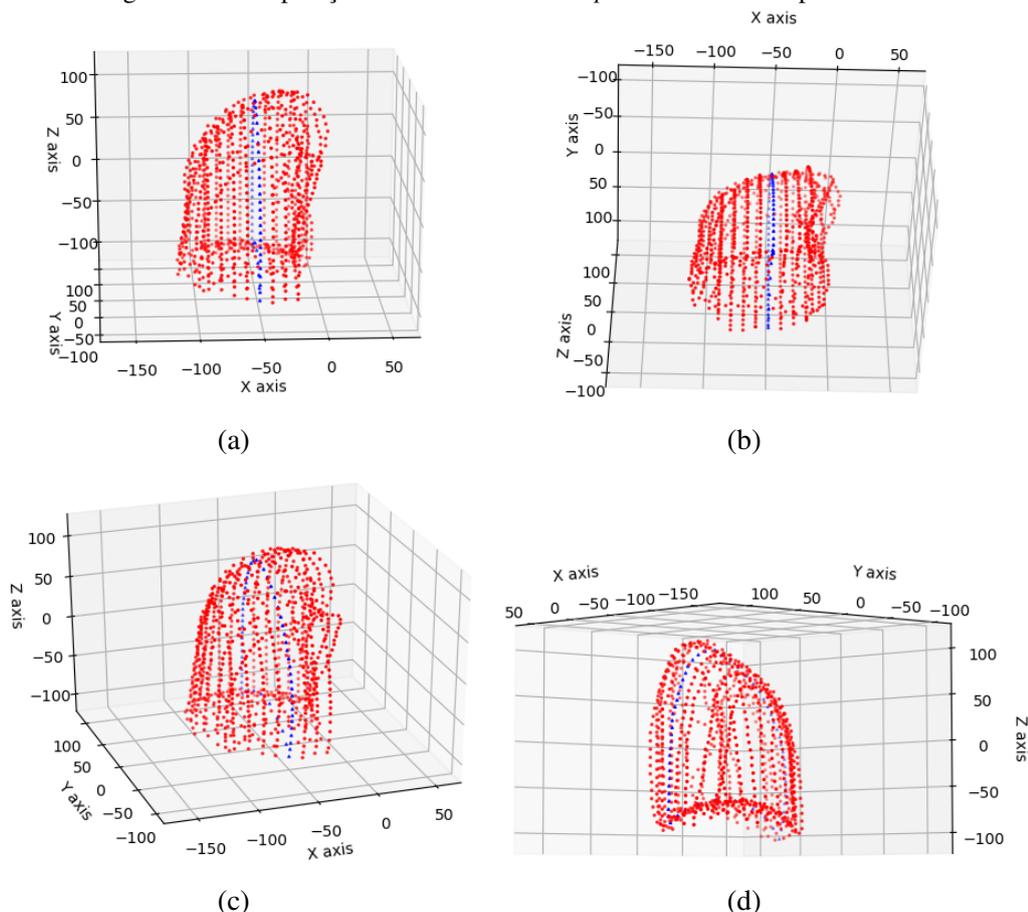


Fonte: Produção do autor, 2019.

Figura 50 – Curvas *B-splines* utilizadas para interpolação de pontos.

Fonte: Produção do autor, 2019.

A Figura 51 demonstra um exemplo da interpolação de pontos em uma determinada posição através de curvas *B-splines* em diferentes ângulos de visão. Os pontos em vermelho representam as silhuetas pulmonares em posições onde ocorreu o registro temporal e os pontos em azul representam a posição onde não houve o registro temporal e os pontos foram calculados através da interpolação utilizando curvas *B-splines*.

Figura 51 – Interpolação utilizando curvas *B-spline* na nuvem de pontos.

Fonte: Produção do autor, 2019.

A grande desvantagem deste método é o fato que no caso de faltar uma silhueta pulmonar em uma das extremidades do pulmão, como por exemplo, na linha 4 da Figura 48, onde não há como ter certeza da posição correta que se deve estender as curvas *B-splines*.

4.3.2 Interpolação Espaço-Temporal

O método de interpolação espaço-temporal foi inspirado no trabalho de Abe et al. (2014), o qual em posições onde não ocorreu o registro temporal, o nível diafragmático é determinado por meio de interpolação linear entre os níveis adjacentes no mesmo instante respiratório. Já o método de interpolação espaço-temporal desenvolvido neste trabalho, utiliza além da informação espacial, ou seja, dados das silhuetas vizinhas de um mesmo instante respiratório, a informação temporal, que são dados das silhuetas nas mesmas posições, porém no instante respiratório anterior e posterior do que está sendo analisado.

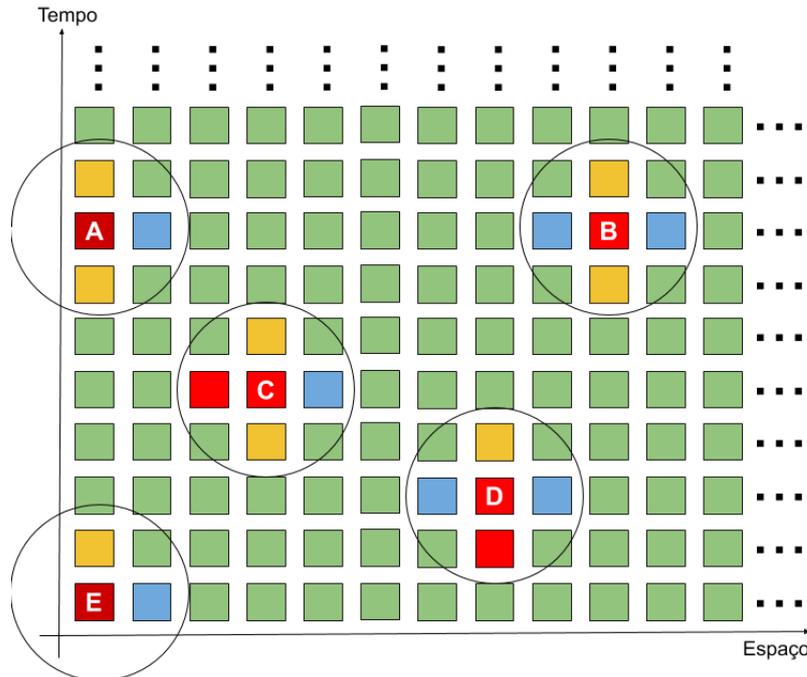
A Figura 52 demonstra o funcionamento do algoritmo de interpolação espaço-temporal em uma visão bidimensional, onde cada quadrado representa um silhueta pulmonar. Os quadrados em vermelho, representam as posições de cruzamento entre as sequências temporais de imagens onde não ocorreu nenhum registro temporal, os quadrados em verde, são as posições

onde ocorreram o registro temporal. Já os quadrados em azul e em amarelo representam as posições no espaço e no tempo respectivamente, as quais os dados são utilizados para interpolação de pontos.

Na Figura 52 são descritos alguns casos para realizar a interpolação espaço-temporal:

- A. Trata-se de uma silhueta da extremidade do pulmão. Neste caso, a interpolação é feita utilizando as silhuetas que estejam no instante respiratório anterior e posterior (que estejam na mesma posição da silhueta faltante) e a silhueta adjacente no mesmo instante respiratório;
- B. É o melhor caso, pois no mesmo instante respiratório existem as silhuetas adjacentes em ambos os lados da silhueta faltante, além disso, existem as silhuetas na mesma posição no instante respiratório anterior e posterior da posição faltante;
- C. Neste caso, há somente uma silhueta adjacente no mesmo instante respiratório e esta é utilizada juntamente com as silhuetas que estão na mesma posição da silhueta faltante, porém, que estão presentes no instante respiratório anterior e posterior;
- D. Neste caso, há somente a silhueta no instante respiratório posterior na mesma posição da silhueta faltante e esta é utilizada juntamente com as duas silhuetas adjacentes no mesmo instante respiratório para realizar a interpolação;
- E. É o caso mais crítico, pois trata-se de uma silhueta da extremidade do pulmão e está no início do ciclo respiratório, ou seja, poderão ser utilizadas somente a silhueta no instante respiratório posterior que esteja na mesma posição da silhueta faltante juntamente com a silhueta adjacente no mesmo instante respiratório para realizar a interpolação.

Figura 52 – Representação do método de interpolação espaço-temporal. Os quadrados verdes representam posições onde ocorreu o registro temporal. Os quadrados vermelhos representam posições onde não ocorreu o registro temporal. Os quadrados em azuis representam as posições utilizadas no método para interpolação de dados.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Para auxiliar na compreensão do processo de interpolação espaço-temporal, o Algoritmo 1 apresenta o pseudo-código referente a este processo, que tem como entrada o número da imagem de uma sequência temporal, que representa o instante respiratório e as sequências coronais e sagitais disponíveis de ambos os pulmões de um paciente e tem como saída a nuvem de pontos completa para um instante respiratório.

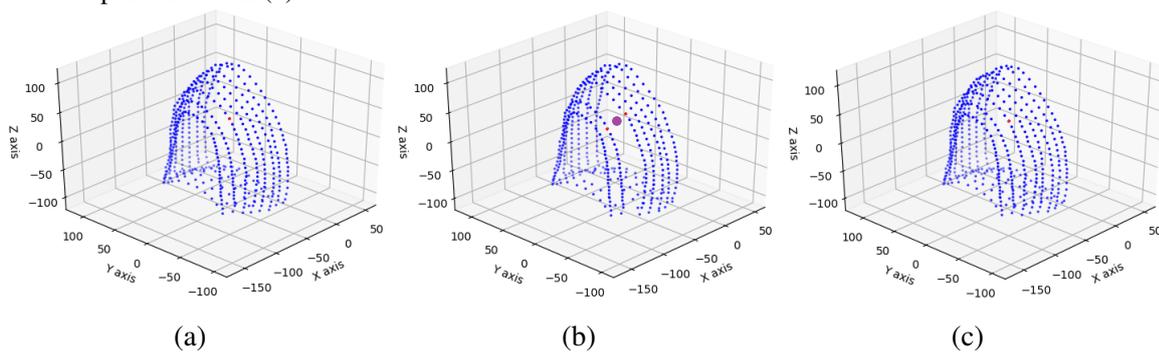
Na linha 2 é utilizado um laço para percorrer todos os instantes respiratórios de uma sequência temporal. Após isso, nas linhas 3-4 e 5-6 são construídas listas que contêm as posições de cada fatia coronal e sagital respectivamente, através da utilização das informações do arquivo DICOM e da utilização da Equação 2.9, utilizada para converter um *pixel* de uma imagem para o espaço tridimensional e que a partir disso é possível obter a posição 3D de cada fatia.

Na linha 9 são criadas listas que representam os pontos da nuvem de pontos obtidos em cada etapa do registro temporal. Com isso é possível nas linhas 10-11 criar listas com as posições disponíveis na nuvem de pontos, ou seja, posições onde ocorreram o registro temporal. A partir disso, nas linhas 14-15 são criadas listas que contêm as posições faltantes na nuvem de pontos, ou seja, posições onde não ocorreram o registro temporal e deverão ter pontos interpolados.

Por fim, nas linhas 17-23 e 25-31 o algoritmo verifica a existência das silhuetas adjacentes para cada posição faltante nos planos coronal e sagital respectivamente e conforme a disponibilidade de cada silhueta adjacente, tanto no espaço quanto no tempo, é realizado a interpolação de pontos.

A Figura 53 demonstra um exemplo de interpolação espaço-temporal no espaço tridimensional, onde é possível ver na Figura 53b um espaço vazio que representa uma posição onde não ocorreu o registro temporal, logo não contém os pontos de uma silhueta pulmonar. O ponto em roxo exemplifica um valor a ser interpolado. Para isso, são utilizados os pontos em vermelho na Figura 53b, que representam os pontos adjacentes no mesmo instante respiratório e os pontos em vermelho na Figura 53a e Figura 53c, que representam o mesmo ponto faltante, porém, no instante anterior e posterior de respiração respectivamente.

Figura 53 – Exemplo de interpolação espaço-temporal no espaço tridimensional. (a) Representa o instante respiratório anterior ao que está sendo analisado. O ponto em vermelho é utilizado no cálculo da interpolação do ponto roxo em (b); (b) Espaço vazio que representa uma posição onde não ocorreu o registro temporal. O ponto em roxo exemplifica um valor a ser interpolado; (c) Representa o instante respiratório posterior ao que está sendo analisado. O ponto em vermelho é utilizado no cálculo da interpolação do ponto roxo em (b).



Fonte: Produção do autor, 2019.

A Figura 54 e Figura 55 apresentam alguns exemplos de pontos (representados em azul) que foram interpolados na nuvem de pontos que representam o pulmão direito e esquerdo respectivamente de um paciente.

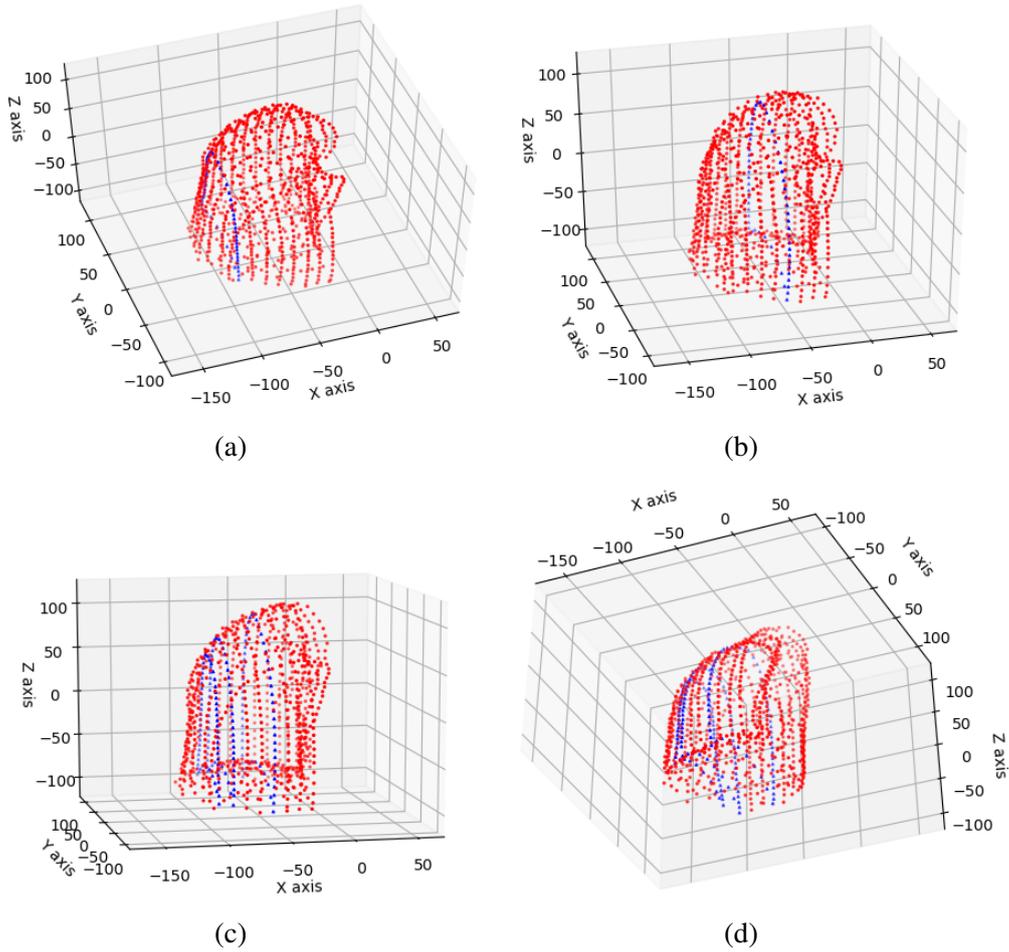
Algoritmo 1: Pseudo-código para Interpolação Espaço-Temporal

```

input : img_number
         cor_sequences
         left_sag_sequences
         right_sag_sequences
output: point_cloud
1 begin
2   for  $i \leftarrow 1$  to 50 do
3     foreach cor_sequences do
4       list_cor_columns  $\leftarrow$  readDICOM(img_number)
5     foreach  $left\_sag\_sequences \cup right\_sag\_sequences$  do
6       list_sag_columns  $\leftarrow$  readDICOM(img_number)
7
8     {pts1 and pts3 represent the coronal silhouettes and pts2 the sagittal}
9     pts1, pts2, pts3  $\leftarrow$  readfile(point_cloud.txt)
10    cor_avail_columns  $\leftarrow$  getAvailPositions(pts1  $\cup$  pts3)
11    sag_avail_columns  $\leftarrow$  getAvailPositions(pts2)
12
13    {Recover missing positions }
14    cor_diff  $\leftarrow$  list(set(cor_columns) - set(cor_avail_columns))
15    sag_diff  $\leftarrow$  list(set(sag_columns) - set(sag_avail_columns))
16
17    foreach cor_diff do
18      left_cor_avail  $\leftarrow$  checkAvail(cor_columns, cor_avail_columns,
19        cor_diff)
20      right_cor_avail  $\leftarrow$  checkAvail(cor_columns, cor_avail_columns,
21        cor_diff)
22      ant_cor_avail  $\leftarrow$  checkAvail(cor_columns, cor_avail_columns,
23        cor_diff)
24      post_cor_avail  $\leftarrow$  checkAvail(cor_columns, cor_avail_columns,
25        cor_diff)
26
27      point_cloud  $\leftarrow$  interpolatePoints(left_cor_avail, right_cor_avail,
28        ant_cor_avail, post_cor_avail)
29
30    foreach sag_diff do
31      left_sag_avail  $\leftarrow$  checkAvail(sag_columns, sag_avail_columns,
32        sag_diff)
33      right_sag_avail  $\leftarrow$  checkAvail(sag_columns, sag_avail_columns,
34        sag_diff)
35      ant_sag_avail  $\leftarrow$  checkAvail(sag_columns, sag_avail_columns,
36        sag_diff)
37      post_sag_avail  $\leftarrow$  checkAvail(sag_columns, sag_avail_columns,
38        sag_diff)
39
40      point_cloud  $\leftarrow$  interpolatePoints(left_sag_avail, right_sag_avail,
41        ant_sag_avail, post_sag_avail)

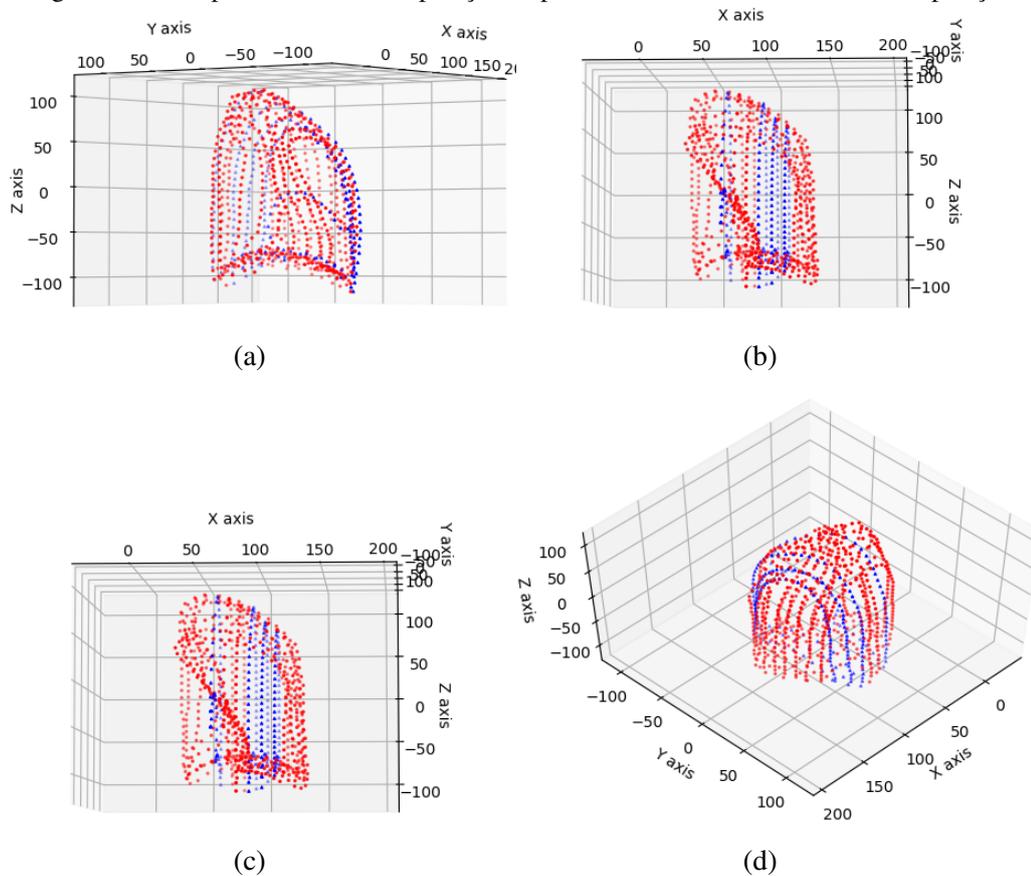
```

Figura 54 – Exemplos de interpolação espaço-temporal de dados na nuvem de pontos do pulmão direito de um paciente. Os pontos interpolados são representados em azul. (a) Exemplo de pontos interpolados para uma silhueta sagital localizada na extremidade do pulmão; (b) Exemplo de pontos interpolados para uma silhueta sagital posicionada no meio do pulmão; (c) e (d) apresentam um exemplo em diferentes ângulos de visão para o caso de interpolação de pontos de silhuetas em mais de uma posição.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Figura 55 – Interpolação espaço-temporal de dados na nuvem de pontos do pulmão esquerdo de um paciente. Os pontos interpolados são representados em azul. (a), (b), (c) e (d) apresentam um exemplo em diferentes ângulos de visão para o caso de interpolação de pontos de silhuetas em mais de uma posição.



Fonte: Produção do autor, 2019.

4.4 INTERPOLAÇÃO B-SPLINE NO ESPAÇO VS INTERPOLAÇÃO ESPAÇO TEMPORAL

O método de interpolação utilizando curvas *B-splines* e o método de interpolação espaço-temporal foram comparados da seguinte maneira: foi removida propositalmente uma silhueta pulmonar em uma determinada posição, para que deste modo fossem conhecidas as reais posições de cada ponto no espaço. A partir disso, foram interpolados pontos utilizando ambos os métodos e calculada a distância euclidiana de cada um para os verdadeiros valores dos pontos da silhueta removida.

A Tabela 2 mostra a média (\bar{x}) e o desvio padrão (ρ) dos sessenta pontos de uma silhueta pulmonar interpolada comparada aos valores reais dos pontos da silhueta segmentada na imagem de RM. Conforme apresentado na Tabela 2 e após a realização de vários testes, percebeu-se que o método de interpolação espaço temporal apresentava valores interpolados mais próximos dos valores reais, e era possível interpolar dados nas extremidades dos pulmões.

		Coronal		Sagital	
		\bar{x}	ρ	\bar{x}	ρ
Paciente 2	B-spline	1,13	1,21	1,54	1,52
	Espaço Temporal	1,01	1,62	1,11	9,89
Paciente 4	B-spline	8,31	9,19	1,39	1,21
	Espaço Temporal	1,25	1,35	1,13	1,17

Tabela 2 – Comparação da distância Euclidiana dos métodos de interpolação através de curvas B-splines e por dados espaciais (mesmo instante respiratório) e temporal (instantes respiratórios anterior e posterior ao analisado).

Fonte: Produção do autor, 2019.

Devido a isso, este foi o método utilizado no trabalho para interpolação de pontos nas posições onde não ocorreram o registro temporal, removendo o problema de falta de dados, que é um problema comum encontrado em nuvens de pontos (conforme detalhado na Seção 2.10).

A vantagem deste método é o de utilizar um maior número de informações para realizar a interpolação de dados do mesmo instante respiratório (espaço), como também dados do anterior e posterior ao que está sendo analisado. Isso é o que difere o método de outros encontrados na literatura, que utilizam somente a informação espacial para realizar a interpolação de pontos. Desta maneira, a interpolação espaço-temporal apresenta um resultado mais coerente se comparado, por exemplo, com a interpolação por curvas *B-splines* (vide Seção 4.3.1).

Após realizar a interpolação de todos os dados necessários na nuvem de pontos de todos os instantes respiratórios pode-se realizar a reconstrução da superfície utilizando o método α -shapes, descrito na Seção 2.10.1.2.

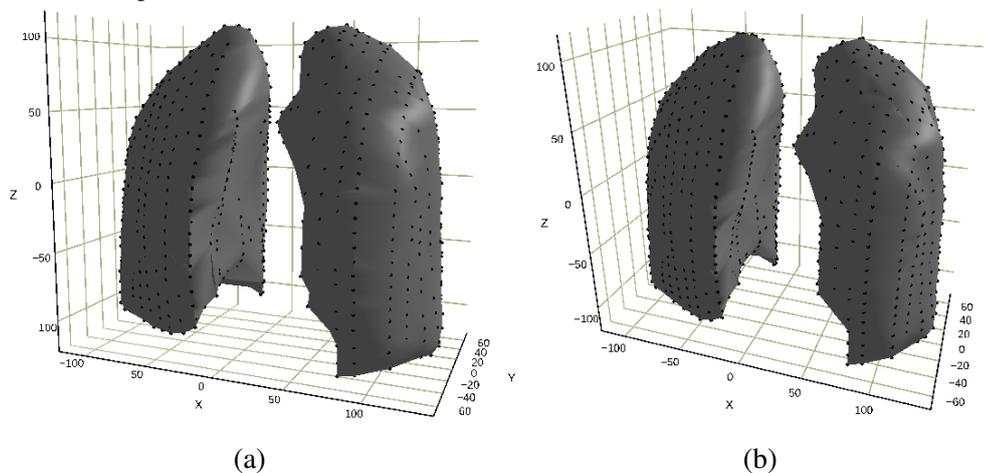
4.5 RECONSTRUÇÃO DA SUPERFÍCIE UTILIZANDO α -SHAPES

A Figura 56 demonstra um exemplo da reconstrução da superfície de ambos os pulmões de um paciente no mesmo instante respiratório utilizando o método α -shapes juntamente com a nuvem de pontos, à qual a superfície é adaptada.

O método de *shading* utilizado pela biblioteca responsável para calcular a forma alfa dos objetos é o *GL-shader*, que é um *wrapper* para a API (*Application Programming Interface*) WebGL¹ (*Web Graphics Library*), que oferece suporte para renderização de gráficos 2D e gráficos 3D. A WebGL requer dois *shaders* toda vez que desenha algo, um *vertex shader* e um *fragment shader*, ambos escritos em GLSL (*OpenGL Shading Language*), que é uma linguagem de *shading* de alto nível baseada na linguagem de programação C.

¹ <https://get.webgl.org/>

Figura 56 – Exemplo da superfície reconstruída utilizando o método α -shapes para adaptação da mesma sobre a nuvem de pontos.



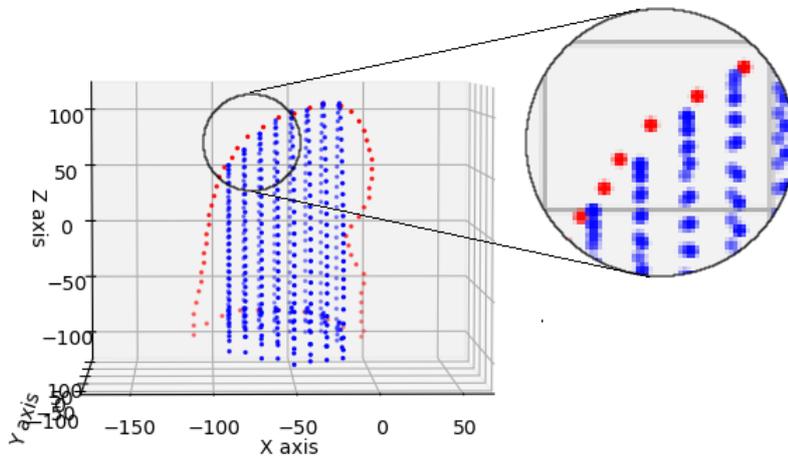
Fonte: Produção do autor, 2019.

Inicialmente foi implementado o algoritmo α -shapes. Todavia foi encontrado a biblioteca gráfica *open source* Plotly¹ versão 3.2.1, desenvolvida em Python que já implementava o algoritmo baseando-se no trabalho de Edelsbrunner e Mücke (1994).

Um dos motivos de se utilizar o método α -shapes para a adaptação da superfície sobre a nuvem de pontos pode ser observado na Figura 57, onde é possível ver que na parte superior das silhuetas pulmonares os pontos podem não ficar na mesma posição no espaço, e alguns pontos ficam no interior da nuvem de pontos. Neste caso, utilizar a TD ocasionaria uma superfície irregular, devido ao fato deste método utilizar todos os pontos para reconstrução. Por isso, o método de esculpimento α -shapes se torna adequado, pois definindo um raio adequado para esculpir a forma de acordo com a nuvem de pontos esses pontos internos não são considerados, construindo desta forma, uma superfície mais suave não perdendo a fidelidade da forma real do objeto, no caso, dos pulmões.

¹ <https://plot.ly/python/>

Figura 57 – Na parte superior das silhuetas pulmonares os pontos podem não ficar na mesma posição no espaço, e alguns pontos ficam no interior da nuvem de pontos.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Não foi considerado também utilizar superfícies paramétricas, como por exemplo, *B-splines* ou NURBS, pois segundo Minetto (2003), estes métodos contêm um critério de suavização da curva/superfície a ser gerada que é controlado através de um conjunto de pontos de controle e nós, que guiam a forma da mesma. Devido a isso, para formas complexas de superfícies, se torna difícil adaptar a superfície a nuvem de pontos, podendo ocasionar perda de informação em determinadas regiões da superfície.

Portanto, o método α -*shapes* demonstrou-se eficaz para adaptação e reconstrução da superfície pulmonar.

Para introduzir o movimento da respiração de um paciente ao modelo reconstruído são obtidas as formas do pulmão adquiridas através do método α -*shapes* para cada instante respiratório. A partir disto, o *software* cria *frames*, que representam os instantes pulmonares, os quais podem ser parametrizados para serem visualizados em diferentes ângulos de visão, e estes são colocados em sequência na criação de um vídeo, onde é possível observar o movimento respiratório do pulmão de um determinado paciente.

4.6 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Foi apresentado, neste capítulo, um método para resolver o problema de reconstrução quadridimensional da superfície pulmonar de um paciente através de sequências temporais de imagens de RM. Uma nuvem de pontos para cada instante respiratório é obtida e uma superfície é adaptada à ela. Para isso, foi proposta a implementação de diversos módulos necessários para as etapas do processo de reconstrução.

Um método para realizar a interpolação de dados na nuvem de pontos foi proposto, baseado em trabalhos anteriores da literatura. O diferencial deste método é que, diferente dos

métodos encontrados na literatura, que utilizam somente dados espaciais para realizar a interpolação de dados na nuvem de pontos, este faz a interpolação utilizando dados de espaço e de tempo, ou seja, utiliza dados da nuvem de pontos de um mesmo instante respiratório (espaço) e dados da nuvem de pontos de instantes respiratórios anterior e posterior ao que está sendo analisado (tempo), proporcionando maior coerência dos pontos interpolados.

5 TESTES E ANÁLISES DOS RESULTADOS

As imagens de RM desta base foram obtidas pelo equipamento Siemens 1.5T Symphony MRI, usando o método *Fast Imaging with Steady State Precession* (FISP). A base é formada por cerca de 8000 imagens, contendo imagens de 6 pacientes saudáveis não fumantes, com idades entre 24 e 58 anos. Cada paciente contém sequências sagitais e coronais, com 50 imagens por sequência. A Tabela 3 relaciona o número de sequências de cada paciente, considerando que algumas sequências possuem uma qualidade muito baixa e por isso foram descartadas ainda na etapa de segmentação dos pulmões.

-	Número de sequências		
	Paciente	Sagitais	Coronais
1	9	10	19
2	16	18	34
3	18	28	46
4	17	23	40
5	4	2	6
6	22	5	27

Tabela 3 – Sequências temporais de imagens por paciente.

Fonte: Madalosso (2016).

A base foi disponibilizada no formato DICOM, sendo que as imagens foram convertidas para o formato JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) para serem processadas. Para a conversão foi utilizado o software MicroDicom¹, que possui recursos como visualização e conversão de arquivos DICOM. As imagens possuem resolução de 256×256 pixels.

As execuções do algoritmos deste trabalho foram efetuados em um microcomputador com sistema operacional Linux Ubuntu 16.04 LTS de 64 bits, com 16GB de memória RAM e processador Intel® Core™ i7-4771 CPU de 3.50GHz. Os algoritmos usados nos testes foram implementados em Python (versão 3.6.5). Foram utilizadas as seguintes bibliotecas:

- OpenCV² versão 3.4.3, para processamento de imagens;
- Pydicom³ versão 1.1.0, para manipulação dos arquivos DICOM;
- Matplotlib⁴ versão 2.2.2, para plotagens da nuvem de pontos e testes de interpolação de dados;

¹ <http://www.microdicom.com/>

² <https://opencv.org/>

³ <https://pydicom.github.io/pydicom/stable/>

⁴ <https://matplotlib.org/>

- Plotly⁵ versão 3.2.1, para utilização do algoritmo α -*shapes* e plotagens da forma reconstruída dos pulmões;
- NumPy⁶ versão 1.14.3: para as operações com matrizes;
- Módulo scikit-image⁷ versão 0.13.1 da toolkit Scikits⁸, para trabalhar com *Snakes*.

Para alguns pacientes não é possível realizar a reconstrução da superfície pulmonar, pois contam com poucas sequências temporais de imagens, impossibilitando a geração de uma nuvem de pontos adequada devido a falta de dados. O ideal seria, para cada paciente, ter no mínimo cinco sequências coronais e sagitais de modo que cubram ambos os pulmões, sendo que as sequências devem alcançar as extremidades dos mesmos, visando garantir seu formato correto.

Os tópicos a seguir descrevem detalhes do processo de segmentação do padrão respiratório diafragmático e após isso, é demonstrado o processo da definição do parâmetro α adequado para reconstrução da superfície pulmonar.

5.1 SEGMENTAÇÃO DO PADRÃO RESPIRATÓRIO DIAFRAGMÁTICO

O padrão respiratório diafragmático retirado das imagens 2DST das silhuetas pulmonares em alguns casos pode não ser totalmente fiel ao real movimento do pulmão durante a respiração. Isso ocorre devido ao fato de algumas silhuetas pulmonares não acompanharem a borda do pulmão na região do diafragma (vide Figura 58) na etapa da segmentação.

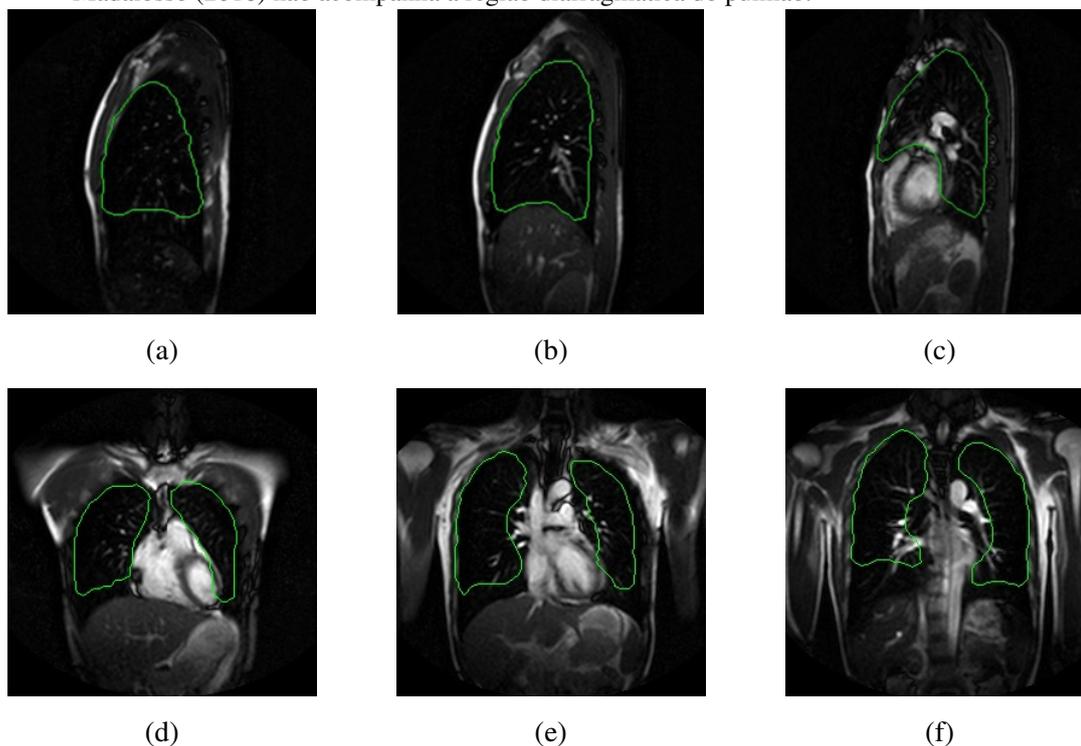
⁵ <https://plot.ly/python/>

⁶ <http://www.numpy.org/>

⁷ <https://scikit-image.org/>

⁸ <https://scikits.appspot.com/>

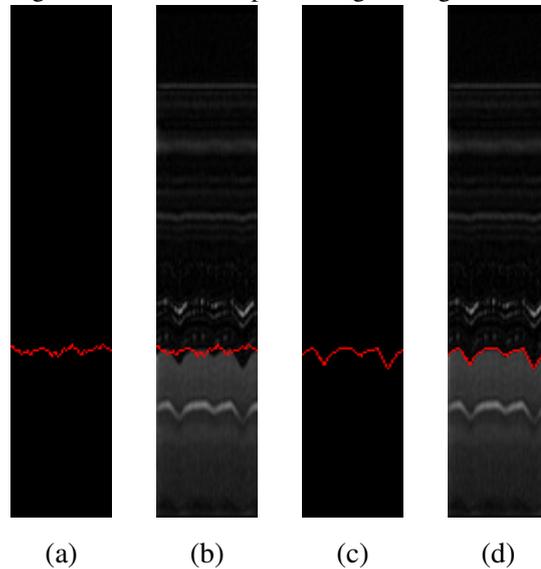
Figura 58 – Exemplos de imagens em que a segmentação do pulmão nas imagens de RM utilizando o método de Madalosso (2016) não acompanha a região diafragmática do pulmão.



Fonte: Madalosso (2016, Arquivo Digital)

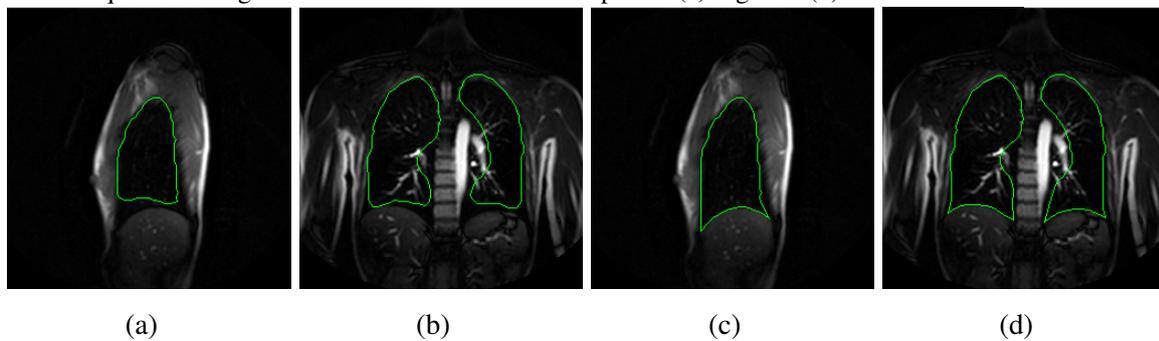
A Figura 59 demonstra um exemplo de um padrão respiratório diafragmático extraído de uma imagem 2DST das silhuetas pulmonares de uma sequência coronal através do método de Madalosso (2016) (vide Figura 59a) e através da segmentação manual na região do diafragma (vide Figura 59c). É possível perceber que o padrão respiratório diafragmático encontrado utilizando o método de Madalosso (2016) apresenta imprecisão, sendo que analisar o nível diafragmático e a fase respiratória dessa forma não seria correto, pois ao sobrepor o padrão respiratório encontrado na imagem 2DST da Figura 59a sobre a imagem 2DST da Figura 59b é possível perceber que o padrão respiratório está incorreto. Isso se deve ao fato de que, de acordo com Madalosso (2016), o conjunto utilizado na etapa de treinamento é pequeno, ou seja, necessitaria de um número maior de imagens para ter um maior conjunto de treinamento e desta maneira melhorar o desempenho do algoritmo ASM para segmentação dos pulmões em imagens de RM. A Figura 59c, apesar de ser obtida através da segmentação manual, apresenta resultados melhores, sendo possível ver que o padrão respiratório diafragmático é mais fiel ao real movimento do pulmão na Figura 59d, que representa a sobreposição do padrão respiratório encontrado na Figura 59c na imagem 2DST obtida através das imagens originais de RM. A borda do pulmão na região diafragmática é segmentada manualmente e depois unida com o restante da borda segmentada pelo algoritmo ASM, conforme o trabalho de Madalosso (2016) (vide Figura 60).

Figura 59 – (a) Imagem 2DST gerada a partir de imagens das silhuetas pulmonares obtidas utilizando o método de Madalosso (2016); (b) Padrão respiratório encontrado em (a) sobreposto na imagem 2DST formada pelas imagens originais de RM; (c) Imagem 2DST gerada a partir de imagens das silhuetas pulmonares obtidas através da segmentação manual na região do diafragma; (d) Padrão respiratório encontrado em (c) sobreposto na imagem 2DST formada pelas imagens originais de RM.



Fonte: Produção do autor, 2018.

Figura 60 – Exemplos de resultados da segmentação utilizando ASM nos planos (a) sagital e (b) coronal. Exemplos de resultados da segmentação manual da região do diafragma unido com as bordas laterais do pulmão que foram segmentadas utilizando o ASM nos planos (c) sagital e (d) coronal.

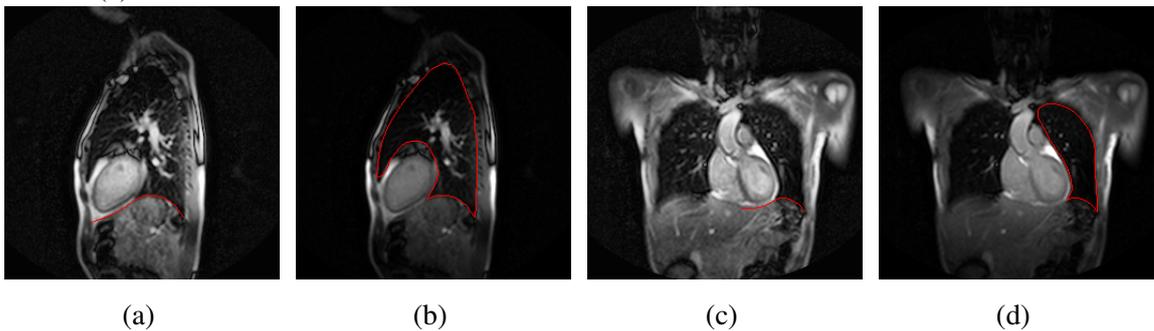


Fonte: (a), (b) Madalosso (2016, Arquivo Digital), (c), (d) Produção do autor, 2018.

Outro cuidado tomado é em relação as imagens 2DST tiradas nas fatias que cruzam a região do mediastino. Como pode-se observar na Figura 61a e Figura 61c a segmentação na região do diafragma é feita logo abaixo do coração, pois se fosse considerada a borda acima do coração como na Figura 61b e Figura 61d poderia ocasionar erros ao extrair a função respiratório devido aos batimentos cardíacos.

Porém, no momento da geração da nuvem de pontos que representa a superfície do pulmão são utilizados os pontos extraídos das silhuetas pulmonares representadas na Figura 61b e Figura 61d.

Figura 61 – Segmentação da região diafragmática para geração das imagens 2DST no plano (a), (b) sagital e (c), (d) coronal.



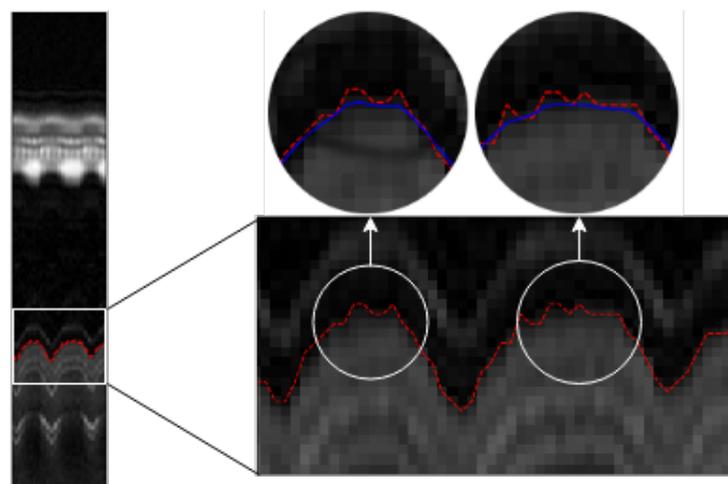
Fonte: Adaptado de Hospital Kanagawa (2005).

5.2 APLICAÇÃO DO ALGORITMO DE CONTORNOS ATIVOS AO PADRÃO RESPIRATÓRIO

A silhueta pulmonar na região do diafragma é segmentada manualmente e devido a isso, podem ocorrer certas imprecisões no padrão respiratório diafragmático ao gerar a imagem 2DST. Pode-se observar essas imprecisões na Figura 62 nas áreas marcadas com círculos, onde o padrão respiratório diafragmático (curva em vermelho) apresenta irregularidade. Para corrigir isto, é utilizado o algoritmo de contornos ativos, apresentado na Seção 2.7.

O padrão respiratório encontrado na imagem 2DST das silhuetas pulmonares é a curva de entrada para o algoritmo de contornos ativos. É possível perceber na Figura 62 que o padrão respiratório diafragmático é suavizado (curva em azul), tornando-o mais fiel ao real movimento respiratório do paciente.

Figura 62 – Suavização do padrão respiratório diafragmático através do método de Contornos Ativos.



Fonte: Produção do autor, 2018.

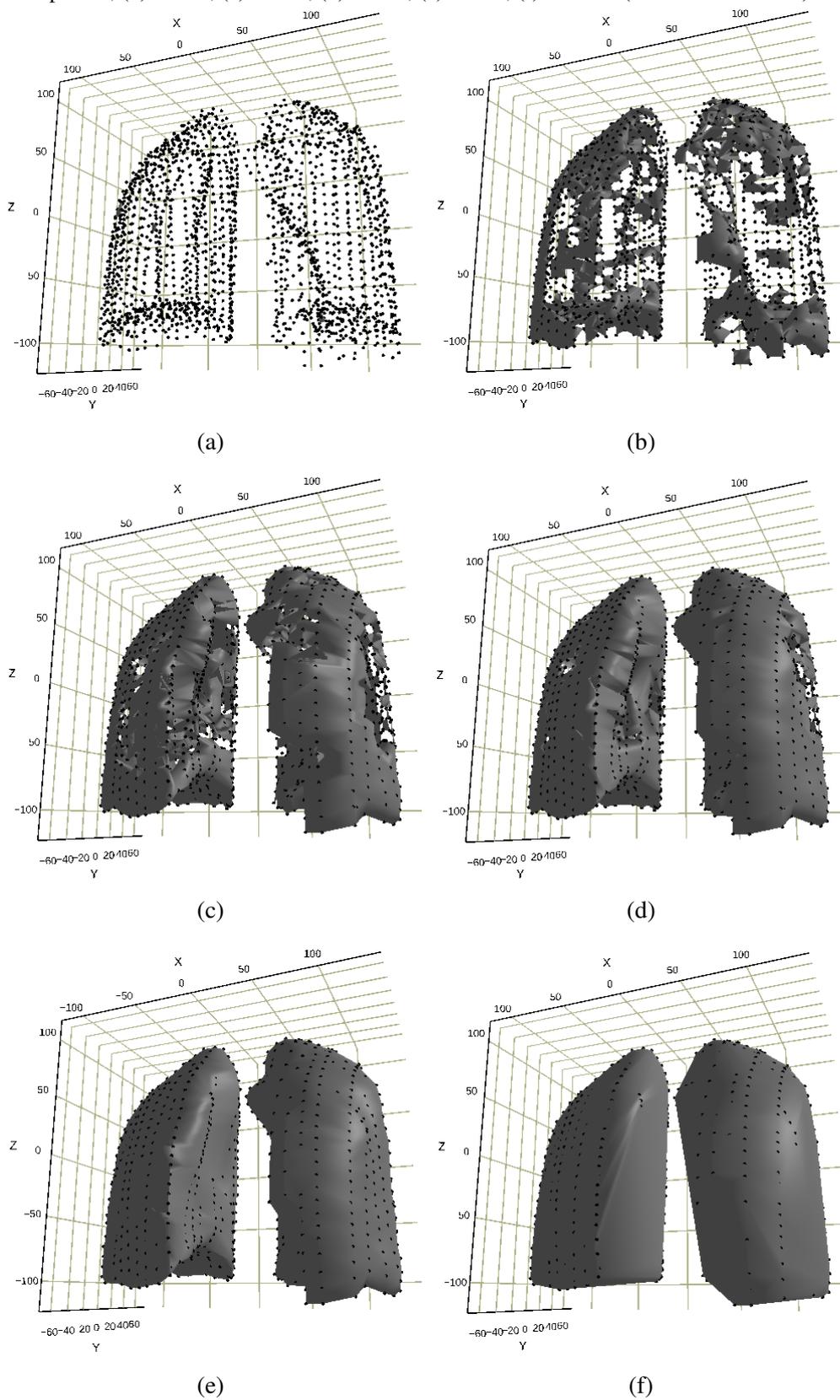
Após efetuar a suavização de todos os padrões respiratórios é possível realizar os re-

gistros temporais e conseqüentemente a geração da nuvem de pontos representando o pulmão. A partir disso, é aplicado o algoritmo α -*shapes* para adaptar uma superfície sobre a nuvem de pontos e para que esta etapa seja feita de maneira adequada, é necessário antes definir um valor adequado para α .

5.3 DEFINIÇÃO DO PARÂMETRO α

Para reconstrução da superfície pulmonar a partir do método α -*shapes* utilizando nuvem de pontos gerada a partir dos métodos apresentados na Seção 4.2 e Seção 4.3 é necessário primeiramente definir o valor do parâmetro α . O valor α varia de zero a infinito e gera diferentes formas, que variam de acordo com o valor de α (vide Figura 63). Para $\alpha \rightarrow 0$, a forma alfa é o próprio conjunto de pontos, conforme demonstrado pela Figura 63a. Quando α é escolhido suficientemente grande (infinito), a forma alfa é o envoltório convexo, que é a saída do algoritmo TD, em que para o presente trabalho, o valor de α é igual a 50, conforme demonstrado pela Figura 63f. Segundo Maddah e Cao (2017), o valor α pode ser determinado experimentalmente para obter um equilíbrio entre o tamanho e os contornos da forma/superfície.

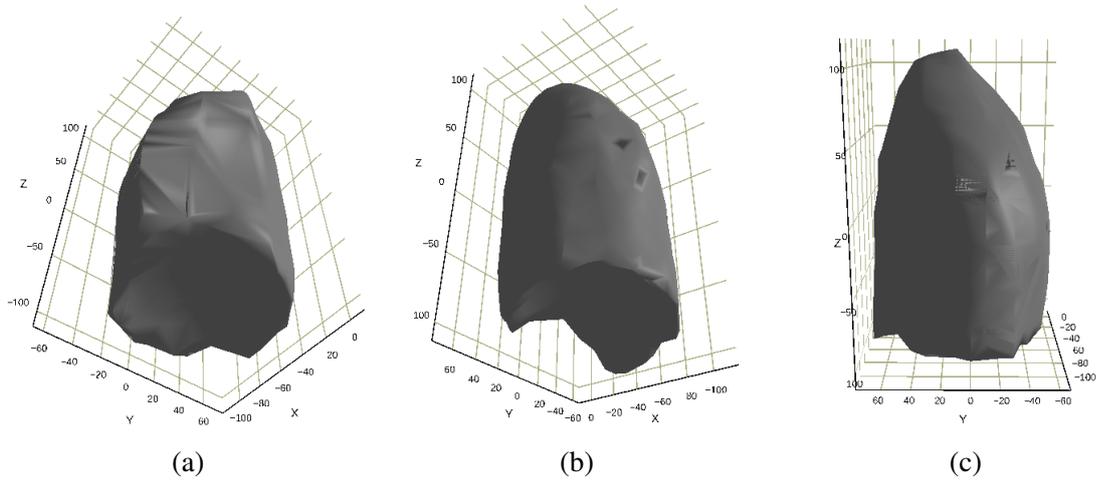
Figura 63 – Exemplos da forma alfa (α -shape) construídas com diferentes valores de α . (a) $\alpha = 0$, próprio conjunto de pontos; (b) $\alpha = 1$; (c) $\alpha = 2$; (d) $\alpha = 3$; (e) $\alpha = 5$; (f) $\alpha \rightarrow \infty$ (envoltório convexo).



Fonte: Produção do autor, 2019.

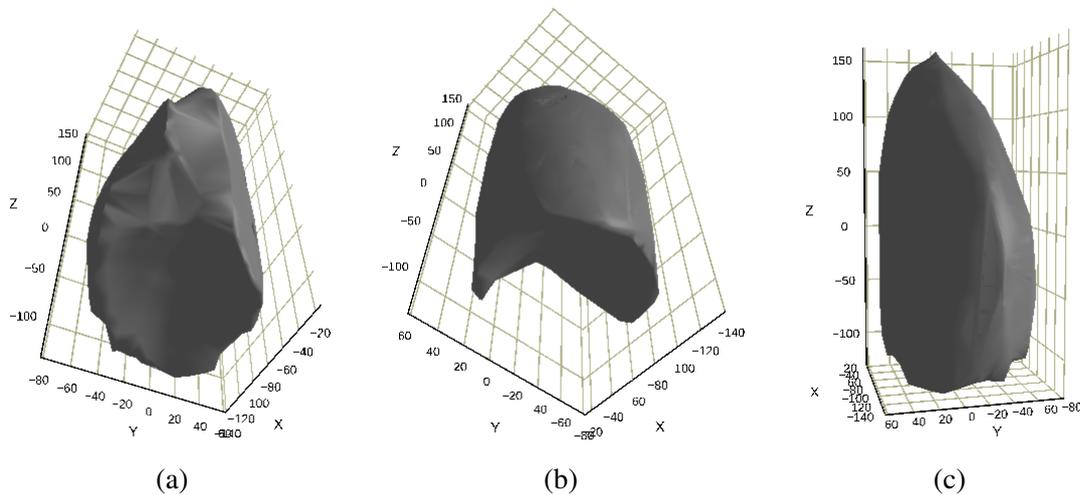
Após a realização de testes, foi definido o parâmetro α empiricamente para o pulmão direito sendo igual a 3,9 e para o pulmão esquerdo sendo igual a 4,5. A Figura 64 e Figura 66 apresentam a forma alfa do pulmão direito e esquerdo do paciente número 2 (vide Tabela 3) respectivamente e a Figura 65 e Figura 67, apresentam a forma alfa do pulmão direito e esquerdo do paciente número 4 (vide Tabela 3).

Figura 64 – Exemplo da forma alfa do pulmão direito referente ao paciente número 2 com $\alpha = 3,9$ em três ângulos de visão diferentes.



Fonte: Produção do autor, 2019.

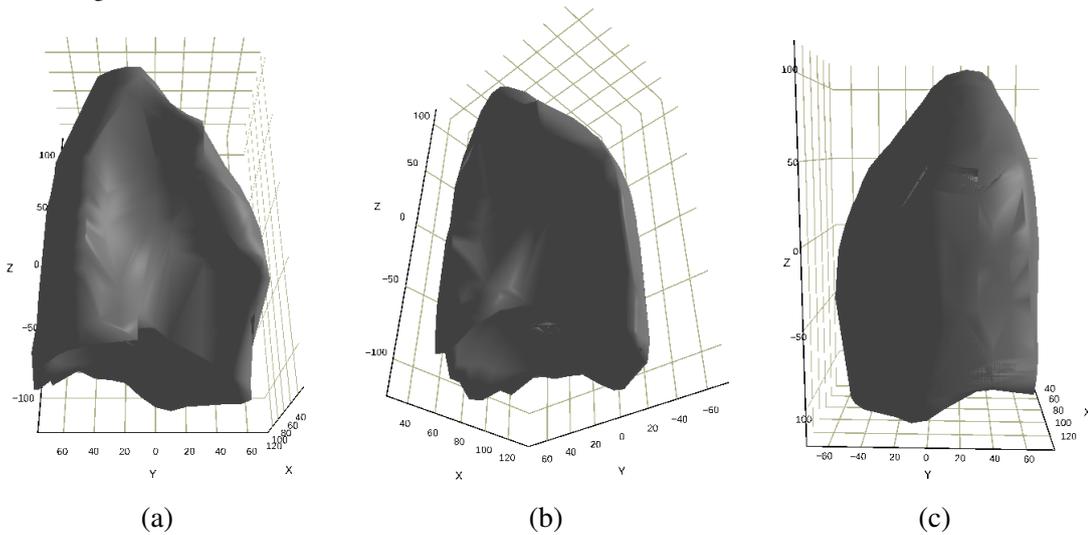
Figura 65 – Exemplo da forma alfa do pulmão direito referente ao paciente número 4 com $\alpha = 3,9$ em três ângulos de visão diferentes.



Fonte: Produção do autor, 2019.

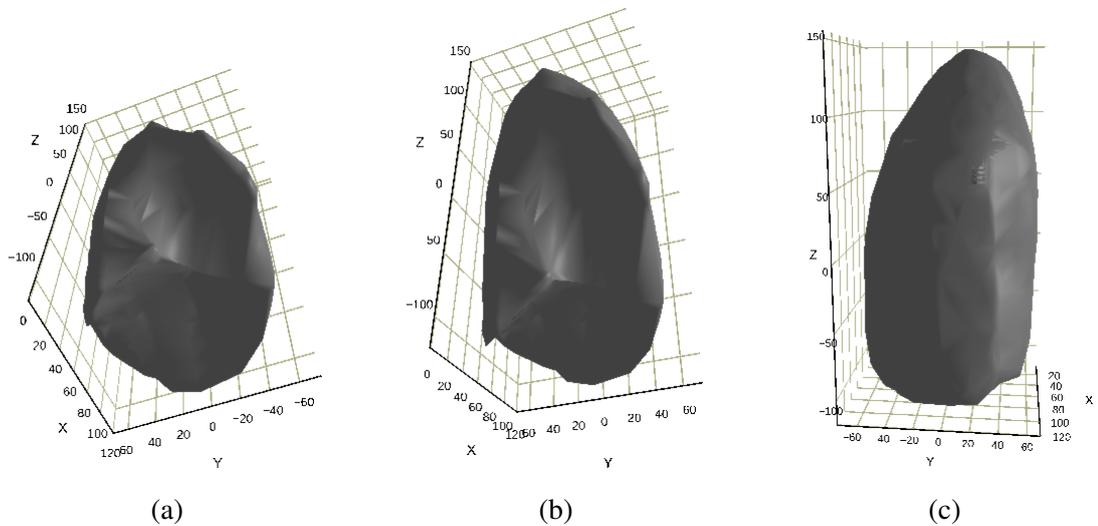
É possível observar claramente na Figura 66 e Figura 67 a área do mediastino contida entre os pulmões dos pacientes número 2 e número 4 respectivamente.

Figura 66 – Exemplo da forma alfa do pulmão esquerdo referente ao paciente número 2 com $\alpha = 4,5$ em três ângulos de visão diferentes.



Fonte: Produção do autor, 2019.

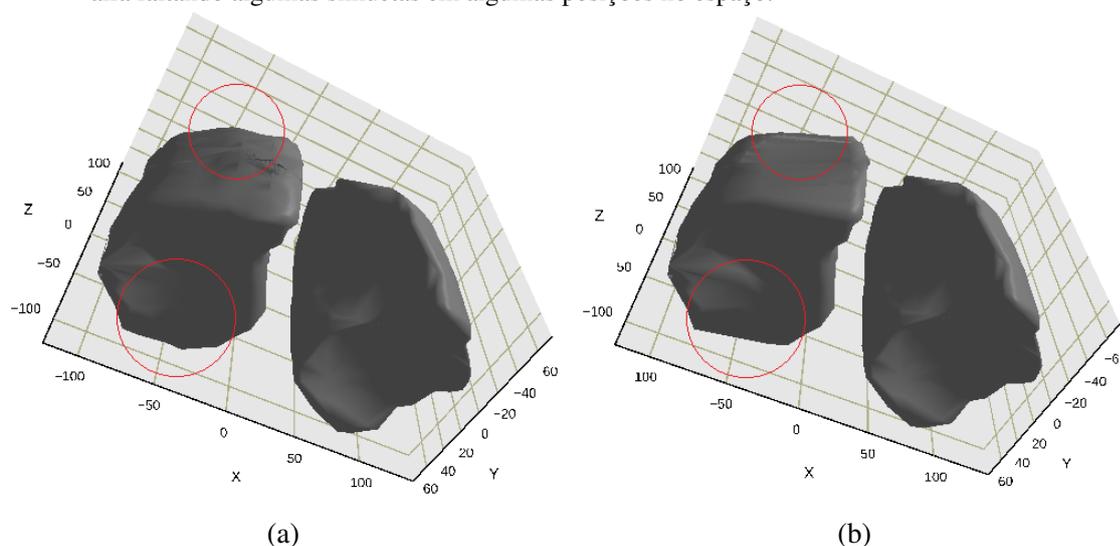
Figura 67 – Exemplo da forma alfa do pulmão direito referente ao paciente número 4 com $\alpha = 3,9$ em três ângulos de visão diferentes.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Percebe-se através da Figura 68 a importância de realizar a interpolação de dados na nuvem de pontos em posições onde não ocorreu o registro temporal. A Figura 68a apresenta a forma alfa dos pulmões contendo os pontos das silhuetas em todas as posições no espaço, já a Figura 68b apresenta que a forma alfa perde a suavidade em regiões onde faltam dados, dado a condição da não ocorrência de registro temporal nessas posições.

Figura 68 – Diferenças na superfície adaptada sobre a nuvem de pontos que representam os pulmões. (a) Apresenta a forma alfa dos pulmões contendo as silhuetas em todas as posições no espaço; (b) Apresenta a forma alfa faltando algumas silhuetas em algumas posições no espaço.



Fonte: Produção do autor, 2019.

5.4 CICLO RESPIRATÓRIO

Devido a quantidade de trabalho manual necessária, o método proposto para reconstrução da superfície pulmonar quadridimensional foi executado somente para os pacientes de número 2 e número 4 da Tabela 3. A Tabela 4 apresenta o número de sequências temporais utilizadas na reconstrução para cada paciente.

Paciente	Sequências Sagitais	Sequências Coronais	Total de Sequências	Total de Imagens
2	14	9	23	1.150
4	12	18	30	1.500

Tabela 4 – Sequências temporais de imagens utilizadas na reconstrução 4D da superfície pulmonar por paciente.

Fonte: Produção do autor, 2019.

A Figura 69, exibe os resultados obtidos para diferentes instantes de respiração referentes ao paciente número 2 e a Figura 70 apresenta os resultados obtidos para o paciente número 4. As Figuras 69a, 69d e 69g apresentam a imagem RM da sequência raiz utilizada representando o instante respiratório do paciente número 2. O mesmo vale para as Figuras 70a, 70d e 70g para o paciente número 4.

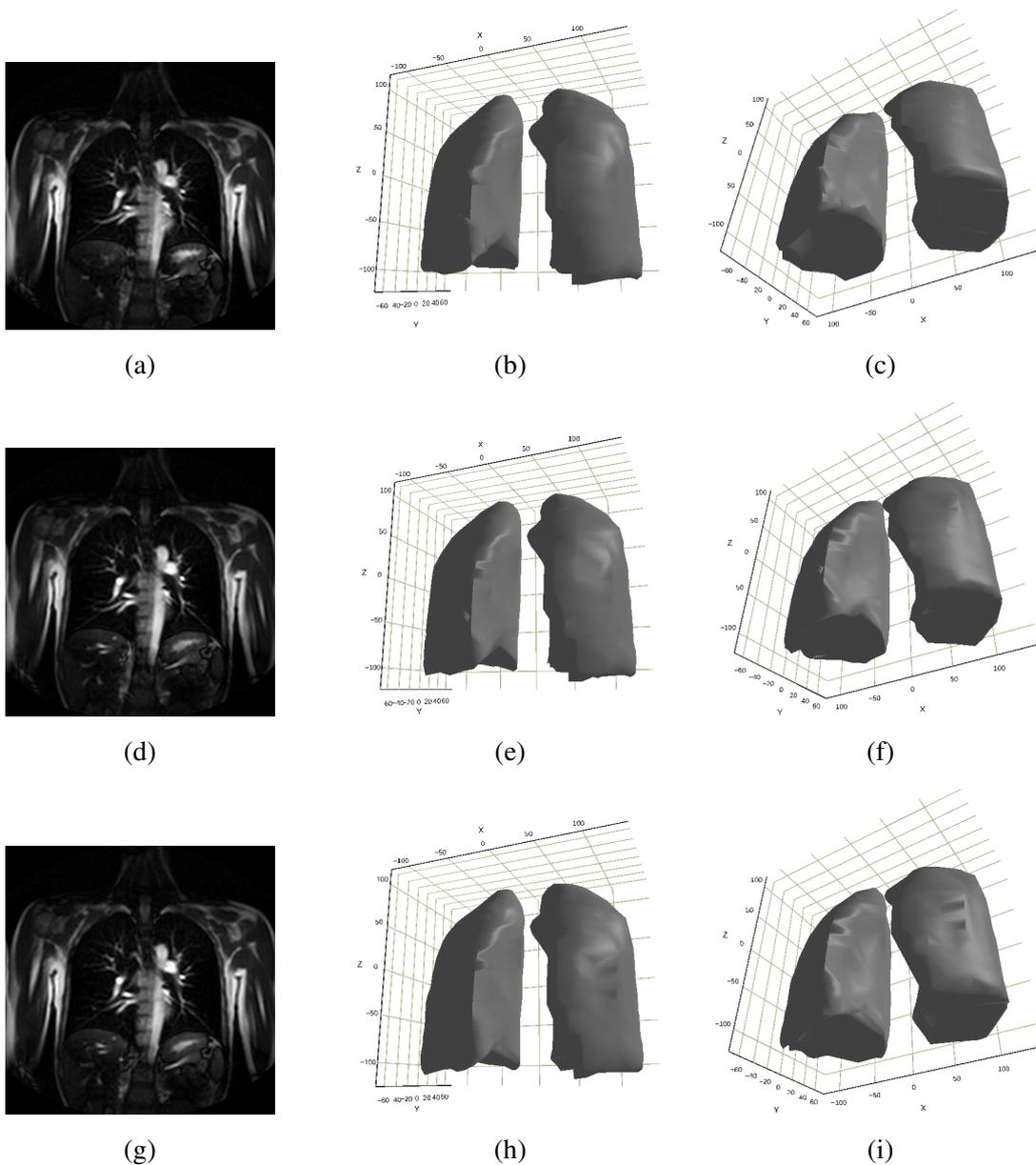
No que se refere ao paciente número 2, as Figuras 69b e 69c apresentam o modelo 3D do instante respiratório definido em 69a, neste caso, o pulmão está com mínimo de inalação de ar, passando por uma inalação de ar intermediária (Figura 69e e 69f) e terminando com o instante de respiração com o máximo de inalação de ar (Figura 69h 69i).

Para o paciente número 4, as Figuras 70b e 70c, exibem o modelo 3D do instante respiratório definido em 70a, neste caso, o pulmão está com o mínimo de inalação de ar, passando por uma inalação de ar intermediária (Figura 70e e 70f) e terminando com o instante de respiração com o máximo de inalação de ar (Figura 70h e 70i).

Os resultados estão disponíveis através do link:

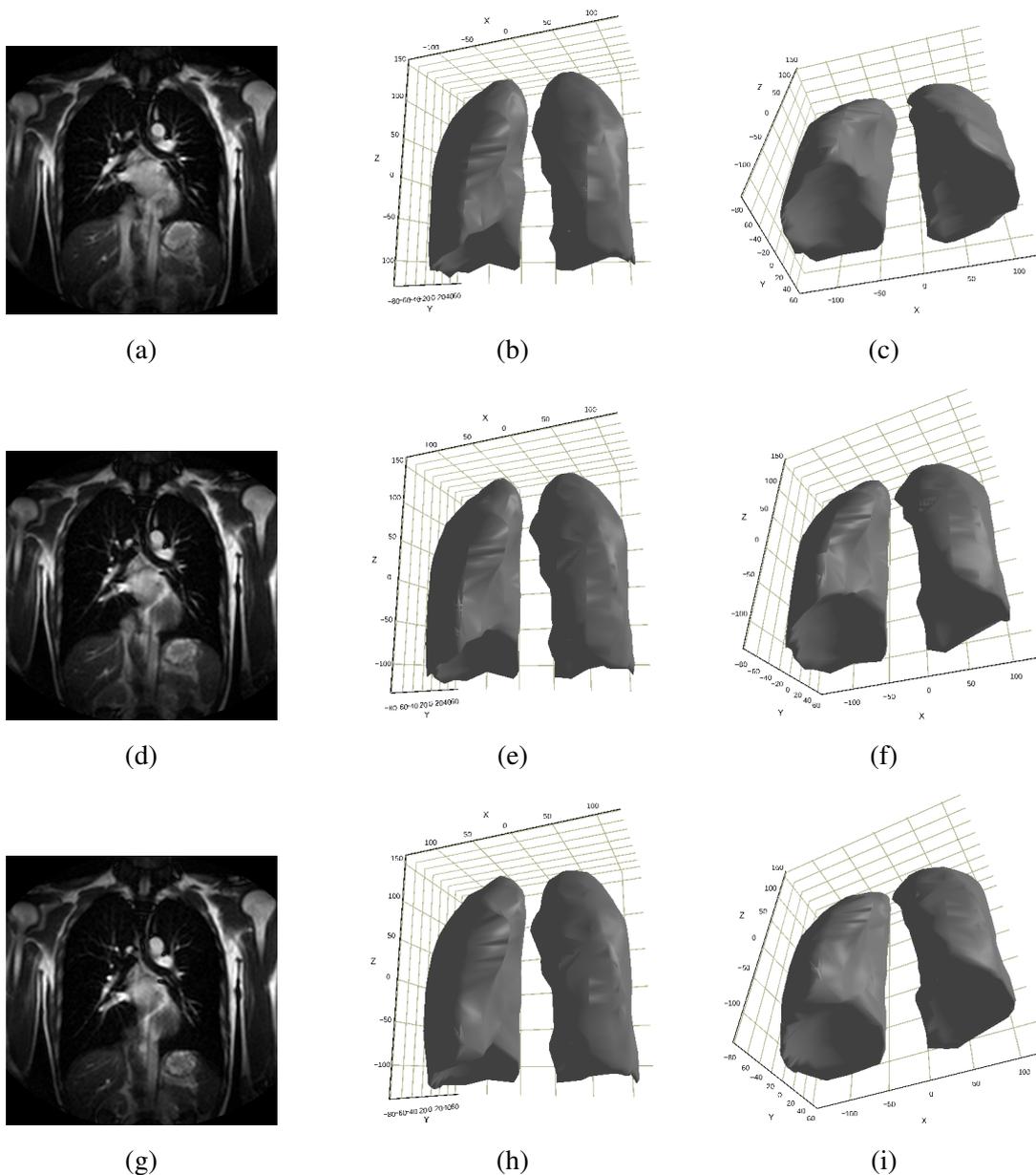
<<https://www.dropbox.com/sh/haxmyjhb3zp303u/AACatyBIKdpYmXAS3fxN-keZa?dl=0>>.

Figura 69 – Exemplo da alteração da forma de acordo com respiração do paciente. Em (a) o pulmão está no estado máximo de exalação de ar e vai aumentando até chegar em (g) que é o estado máximo de inalação de ar.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Figura 70 – Exemplo da alteração da forma de acordo com respiração do paciente. Em (a) o pulmão está no estado máximo de exalação de ar e vai aumentando até chegar em (g) que é o estado máximo de inalação de ar.



Fonte: Produção do autor, 2019.

Cada sequência temporal possui 50 imagens e cada uma representa um instante respiratório. A partir disso, é gerado um modelo 3D para cada instante respiratório a partir de uma sequência coronal raiz. Estes modelos 3D são executados sequencialmente formando um modelo 4D que representa o movimento respiratório pulmonar.

5.5 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO

Apesar do trabalho de Madalosso (2016) apresentar resultados satisfatórios no que se refere à obtenção das silhuetas pulmonares em sequências de imagens de RM de uma maneira

automática, percebeu-se na criação das imagens 2DST que este possuía uma deficiência de que o método utilizado não acompanhava fielmente o movimento do pulmão na região do diafragma. Isso se deve ao fato de que, na etapa de treinamento para segmentação do pulmão, a quantidade de imagens não era grande o suficiente, acarretando na diminuição do desempenho da segmentação. Isso dificultava no momento da obtenção dos padrões respiratórios diafragmáticos e conseqüentemente na realização do registro temporal. Devido a isso, a segmentação do contorno pulmonar na região do diafragma foi feita de forma manual, mas o restante do contorno foi utilizado do trabalho de Madalosso (2016).

Devido a necessidade da realização de uma quantidade de trabalho manual elevada, foi demonstrada a reconstrução da superfície pulmonar quadridimensional de dois pacientes. Porém, o método é facilmente aplicado a outros pacientes que possuam silhuetas pulmonares corretamente segmentadas.

Futuramente, pretende-se eliminar esta etapa manual do trabalho e para isso, é necessário realizar estudos para aprimorar a segmentação do contorno pulmonar em imagens de RM.

Detalhando sobre a eficiência de cada parte do método proposto, percebe-se que a segmentação do padrão respiratório diafragmático em conjunto com as silhuetas pulmonares e o MCA obteve bons resultados. Em regiões críticas, como abaixo do coração na área do mediastino, a região diafragmática do pulmão foi segmentada manualmente conforme demonstrado na Seção 5.1. Porém, o método manual depende de análise do próprio usuário e é suscetível a erros e conseqüentemente, uma segmentação inadequada prejudica todas as etapas do método proposto.

Conforme mencionado na Seção 4.2, o registro temporal foi baseado no método de Abe et al. (2014). No entanto, em algumas posições não foi possível obter o registro temporal, desta forma, foi necessário fazer o uso de técnicas de interpolação de dados na nuvem de pontos que representa os pulmões de um paciente através de um método proposto neste trabalho, conforme detalhado na Seção 4.3, onde pode-se perceber que a técnica de interpolação espaço-temporal obteve resultados mais precisos, comparado ao método de interpolação por curvas *B-splines*, que utiliza somente a informação espacial para realizar a interpolação de pontos.

Vale ressaltar que o registro temporal é uma etapa de extrema importância no processo de reconstrução da superfície pulmonar e o estudo para melhorar as técnicas existentes podem aumentar a qualidade da reconstrução. É nesta etapa que as silhuetas dos planos coronal e sagital que pertencem a um mesmo instante respiratório são associadas para então ser gerada uma nuvem de pontos que representa o pulmão.

Sobre reconstrução da superfície pulmonar, é possível observar que a forma do pulmão em qualquer instante de respiração se assemelha a forma original do pulmão humano e o mesmo acompanha o movimento respiratório de acordo com a sequência coronal raiz selecionada. Avaliando a reconstrução com uma imagem raiz coronal, pode-se notar que o modelo

gerado preserva a curvatura da superfície pulmonar, exibindo as variações de forma durante a respiração, principalmente na região do diafragma, que é o principal músculo responsável pelo movimento respiratório. Pela avaliação visual, nota-se que a animação é similar ao que pode ser visto nas sequências imagens bidimensionais de RM utilizadas.

É importante ressaltar que não há como comparar o resultado final com outros encontrados na literatura devido ao fato que não há um padrão ouro (*benchmark*) como referência.

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho foi proposta e desenvolvida uma solução para reconstrução 4D da superfície pulmonar a partir de sequências temporais coronais e sagitais de RM adquiridas durante a respiração livre visando analisar o movimento respiratório, que ainda é uma área pouco explorada tratando-se deste tipo de imageamento. O método apresentado utiliza as silhuetas pulmonares para a realização de registros temporais e, a partir disso, é construída uma nuvem de pontos para cada instante respiratório baseando-se em imagens de uma sequência coronal raiz pré-definida. Foi proposto e desenvolvido um método para realizar a interpolação de dados na nuvem de pontos utilizando dados de espaço e de tempo em posições onde não ocorrem registros temporais. Por último foi utilizado o método α -*shapes*, para adaptar uma superfície à nuvem de pontos.

O método desenvolvido apresentou resultados promissores para sequências temporais completas de imagens de RM. No caso de sequências de imagens que não cobrem toda a área dos pulmões, não é possível realizar a reconstrução.

Os modelos tridimensionais gerados para cada instante respiratório são coerentes, pois a curvatura e a forma dos pulmões são mantidas das imagens de RM para os modelos tridimensionais. É possível observar também a continuidade do movimento respiratório nos modelos através da comparação destes com as imagens de RM raízes. Também, diversas análises podem ser feitas a partir dos modelos 3D, permitindo, por exemplo, a reconstrução do movimento pulmonar (modelo 4D) e fazer a comparação entre diferentes instantes respiratórios.

A etapa de obtenção das silhuetas pulmonares em imagens de RM é de vital importância para a reconstrução, principalmente na região diafragmática. Caso o processo seja falho, acaba influenciando na obtenção dos padrões respiratórios. Devido a isso, neste trabalho a segmentação da área diafragmática das silhuetas pulmonares foi feita manualmente. Este trabalho demonstra, portanto, que é necessário aperfeiçoar o algoritmo de extração da silhueta pulmonar de Madalosso (2016) usado neste trabalho. Uma forma de fazer isso, seria adquirindo uma base de treinamento maior, sendo possível dessa maneira, aperfeiçoar os resultados na etapa de segmentação.

O método proposto apresentou resultados promissores, porém, na reconstrução do pulmão 4D, representando o movimento respiratório dos pulmões, há situações em que este apresenta "saltos". Isso se deve ao fato de que na etapa de realização do registro temporal, é levada em consideração somente a imagem raiz, que é selecionada de uma sequência localizada no meio dos pulmões e que não cobre toda a superfície diafragmática (área que é utilizada para realizar o registro temporal). Dessa forma, nas extremidades das silhuetas ortogonais, que foram registradas à imagem raiz, pode ocorrer uma diferença maior no nível diafragmático em relação

ao próximo instante respiratório, ocasionando os "saltos".

Uma contribuição importante do trabalho foi a proposta de dois métodos de interpolação de dados na nuvem de pontos que representam os pulmões em posições em que não ocorreu o registro temporal, um método utilizando curvas *B-splines* e outro utilizando dados espaço-temporais. Ambos os métodos foram comparados e o método de interpolação espaço-temporal foi utilizado pois apresentou melhores resultados que o método de interpolação por curvas *B-splines*.

Vale ressaltar que o resultado da segmentação das silhuetas pulmonares são a entrada para o método de reconstrução desenvolvido, sendo que estes influenciam diretamente no resultado final do modelo a ser reconstruído. A única parte em que foi necessário trabalho manual foi na segmentação do pulmão na região diafragmática, a qual o método utilizado não seguia fielmente e poderia ocasionar erros no registro temporal. A partir do momento que este procedimento for corrigido, todo o trabalho de reconstrução 4D da superfície pulmonar será automático.

Esta abordagem se mostrou capaz de reconstruir eficientemente modelos dos pulmões em diversos instantes de respiração de um paciente. A utilização do α -*shapes* mostrou-se eficaz, uma vez que permitiu a adaptação adequada de uma superfície à nuvem de pontos.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Em trabalhos futuros pretende-se acrescentar a análise feita por especialistas do movimento respiratório resultante do método desenvolvido neste trabalho, a fim de garantir a coerência dos resultados obtidos, já que não se possui um padrão ouro para comparação. Também devem ser realizados outros testes no intuito de obter melhorias para o método, sendo eles:

- Separar a superfície em *patches* e definir valores do parâmetro α de acordo com cada região do pulmão para ajustar melhor a superfície sobre a nuvem de pontos. A partir disso também, pode-se utilizar métodos de aproximação de superfície suaves, como NURBS, sobre a nuvem de pontos, sendo que desta forma, poderia evitar perder detalhes sobre a superfície pulmonar;
- Criar um *benchmark* e utilizar métodos por computação natural para calcular o valor de α , automatizando desta forma o processo de reconstrução;
- Utilizar superfícies *T-splines*, pois elas permitem realizar um refinamento local na grade de controle;
- Para suavizar o movimento respiratório no modelo 4D dos pulmões poderá ser investigado a utilização de mais de um padrão respiratório no momento de realizar o registro temporal, como no registro cíclico, que é um processo complexo, uma vez que envolver mais padrões respiratórios para realizar o registro, pode acabar restringindo o algoritmo

e conseqüentemente não ocorrer o registro temporal em diversas posições dificultando o processo de se obter uma nuvem de pontos adequada para todos os instantes respiratórios;

- Adicionar modelos tridimensionais que representam instantes respiratórios intermediários para suavizar o movimento respiratório;
- No registro espaço-temporal, realizar a interpolação não linear, ou seja, utilizando curvas *B-splines* ou NURBS e fazer um estudo para solucionar o problema de interpolação de pontos caso alguma silhueta das extremidades dos pulmões estejam faltando.

REFERÊNCIAS

ABE, L. I. **Reconstrução da Superfície Diafragmática em Movimento a Partir de Múltiplas Sequências Coronais e Sagitais Temporais de Ressonância Magnética**. Dissertação (Mestrado) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - Engenharia de Controle e Automação Mecânica, 2013.

ABE, L. I. et al. Diaphragmatic surface reconstruction from massive temporal registration of orthogonal mri sequences. **IFAC Proceedings Volumes**, v. 47, n. 3, p. 3569 – 3574, 2014. ISSN 1474-6670. 19th IFAC World Congress.

ALEGRO, M. de C. **Segmentação de Tumores do Encéfalo em Imagens por Ressonância Magnética Baseada em Informações Texturais**. Dissertação (Mestrado) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - Sistemas Eletrônicos, 2009.

AMENTA, N.; BERN, M.; KAMVYSSELIS, M. A new voronoi-based surface reconstruction algorithm. In: **Proceedings of the 25th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques**. New York, NY, USA: ACM, 1998. (SIGGRAPH '98), p. 415–421. ISBN 0-89791-999-8.

ASAKURA, A. et al. Computer aided system for respiratory motion analysis of the lung region by sequential mr images. **Medical Imaging Technology**, v. 23, n. 1, p. 39 – 46, Janeiro 2005.

AZARIADIS, P. N. Parameterization of clouds of unorganized points using dynamic base surfaces. **Computer-Aided Design**, v. 36, n. 7, p. 607 – 623, Junho 2004.

BATES, J. H. T. **Lung Mechanics An Inverse Modeling Approach**. New York, USA: Cambridge University Press, 2009. ISBN 978-0-511-59547-9.

BERGER, M. et al. A survey of surface reconstruction from point clouds. **Computer Graphics Forum**, v. 36, n. 1, p. 301 – 329, Janeiro 2017.

BERTUOL, G. **Análise e aplicação da técnica de contornos ativos com métodos de segmentação tradicionais em imagens médicas**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Santa Catarina - Departamento de Informática e Estatística, 2007.

CAMPBELL, R.; SMITH, M. Thoracic insufficiency syndrome and exotic scoliosis. **Journal of Bone and Joint Surgery-American**, v. 89, n. 3, p. 108 – 122, 2007.

CAMPBELL, R. et al. The characteristics of thoracic insufficiency syndrome associated with fused ribs and congenital scoliosis. **Journal of Bone and Joint Surgery-American**, v. 85, n. 3, p. 399 – 408, 2003.

CANNY, J. F. A computational approach to edge detection. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence (PAMI)**, v. 8, n. 6, p. 679 – 698, Novembro 1986.

CLUZEL, P. et al. Diaphragm and chest wall: Assessment of the inspiratory pump with mr imaging - preliminary observations. **Radiology**, v. 215, n. 2, p. 274 – 283, Junho 2000.

COOTES, T. **An Introduction to Active Shape Models**. The address of the publisher, 2000. 223 - 248 p.

- COOTES, T. F. et al. Active shape models-their training and application. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 61, n. 1, p. 38 – 59, Janeiro 1995.
- CORTES, C.; VAPNIK, V. Support-vector networks. **Machine Learning**, v. 20, n. 3, p. 273 – 297, Setembro 1995.
- DALAL, N.; TRIGGS, B. Histograms of oriented gradients for human detection. In: **Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05)**. [S.l.]: IEEE Computer Society, 2005. p. 886–893. ISBN 0-7695-2372-2.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Básica**. 2. ed. Brasil: Atheneu, 2001. ISBN 978-8-57-379070-2.
- DELAUNAY, B. Sur la sphère vide. **Bulletin de l'Académie des Sciences de l'URSS, Classe des sciences mathématiques et naturelles**, n. 6, p. 793 – 800, 1934.
- DINIS, J. ao Carlos de B. **Construção e Edição de Diagramas de Voronoi na Esfera**. Dissertação (Mestrado) — Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa - Engenharia Informática, 2013.
- DUDA, R. O.; HART, P. E.; STORK, D. **Pattern Classification**. 2. ed. [S.l.]: John Wiley and Sons, 2002. ISBN 9780471056690.
- EDELSBRUNNER, H.; MÜCKE, E. P. Simulation of simplicity: A technique to cope with degenerate cases in geometric algorithms. **ACM Transactions on Graphics (TOG)**, v. 9, n. 1, p. 66 – 104, Janeiro 1990.
- EDELSBRUNNER, H.; MÜCKE, E. P. Three-dimensional alpha shapes. **ACM Transactions on Graphics (TOG)**, v. 13, n. 1, p. 43 – 72, Janeiro 1994.
- FANG, Q.; BOAS, D. Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and gray-scale images. In: **Proceedings of the Sixth IEEE international conference on Symposium on Biomedical Imaging**. IEEE, 2009. p. 1142–1145. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/5193259>>.
- FAUCI, A. et al. **Harrison's Principles of Internal Medicine**. New York: McGraw Hill Medical, 2008. v. 2.
- FISCHER, K. **Introduction to Alpha Shapes**. 2000.
- FUERST, B. et al. Patient-specific biomechanical model for the prediction of lung motion from 4-d ct images. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, v. 34, n. 2, p. 599 – 607, Fevereiro 2015.
- GARRITY, J. M. et al. Development of a dynamic model for the lung lobes and airway tree in the ncat phantom. **IEEE Transactions on Nuclear Science Symposium Conference Record**, v. 50, n. 3, p. 1858 – 1862, Outubro 2003.
- GOIS, J. ao P. **Reconstrução de superfícies a partir de nuvem de pontos**. Dissertação (Mestrado) — Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação - Universidade de São Paulo - Ciências de Computação e Matemática Computacional, 2004.

- GONÇALVES, N. D. F. **Método dos Volumes Finitos em Malhas Não-Estruturadas**. Dissertação (Mestrado) — Departamento de Matemática Aplicada - Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, 2007. Engenharia Mecânica.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Digital Image Processing**. 3. ed. New Jersey: Pearson Prentice Hall, 2008. ISBN 978-0-13-168728-8.
- HOPPE, H. et al. Surface reconstruction from unorganized points. **ACM SIGGRAPH Computer Graphics**, v. 26, n. 2, p. 71 – 78, Julho 1992.
- HORNAK, J. P. **The Basis of MRI**. 1996. <<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>>. Acessado em: 18 Out. 2018.
- Hospital Kanagawa. **Imagens cedidas pela Universidade de São Paulo**. 2005.
- HUANG, J.; MENQ, C. H. Combinatorial manifold mesh reconstruction and optimization from unorganized points with arbitrary topology. **Computer-Aided Design**, v. 34, n. 2, p. 149 – 165, 2002.
- IWASAWA, T. et al. Magnetic resonance analysis of abnormal diaphragmatic motion in patients with emphysema. **European Respiratory Journal**, v. 19, n. 2, p. 225 – 231, Fevereiro 2002.
- JOLLIFFE, I. T. **Principal Component Analysis**. New York: Springer-Verlag, 2002. ISBN 978-0-387-95442-4.
- KASS, M.; WITKIN, A.; TERZOPOULOS, D. Snakes: Active contour models. **International Journal of Computer Vision**, v. 1, n. 4, p. 321 – 331, Janeiro 1988.
- KAUCZOR, H. U. **MRI of the lung**. [S.l.]: Springer, 2009. ISBN 978-3-540-34619-7.
- KIRYATI, N.; ELDAR, Y.; BRUCKSTEIN, A. M. A probabilistic hough transform. **Pattern Recognition**, v. 24, n. 4, p. 303 – 316, 1991.
- KITAOKA, H. et al. A three-dimensional model of the human airway tree. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 6, p. 2207 – 2217, Outubro 1999.
- KOEHLER, C.; WISCHGOLL, T. 3d reconstruction of human ribcage and lungs and improved visualization of lung x-ray images through removal of the ribcage. In: **Scientific Visualization: Interactions, Features, Metaphors**. [S.l.: s.n.], 2011.
- KOEHLER, C.; WISCHGOLL, T.; GOLSHANI, F. 3-d reconstruction of the human ribcage based on chest x-ray images and geometric template models. **IEEE MultiMedia**, v. 17, n. 3, p. 46 – 53, Setembro 2010.
- KOHLBERGER, T. et al. Automatic multi-organ segmentation using learning-based segmentation and level set optimization. **Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2011**, v. 6893, p. 338 – 345, 2011.
- LADJAL, H. et al. Physiological and biomechanical model of patient specific lung motion based on 4d ct images. **8th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)**, Novembro 2015.
- LEITE, C. C.; AMARO, E. J.; OTADUY, M. G. **Portal da Radiologia Radiologia Convencional**. 2018. <http://portaldaradiologia.com/?page_id=538#none>. Acessado em: 11 Out. 2018.

- LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm. **ACM SIGGRAPH Computer Graphics**, v. 21, n. 4, p. 163 – 169, Julho 1987.
- LOYOLA, F. M. de. **Modelagem Tridimensional de Problemas Potenciais Usando o Método dos Elementos de Contorno**. Dissertação (Mestrado) — Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília - Integridade de Materiais da Engenharia, 2017.
- MADALOSSO, E. **Segmentação Automática de Pulmões em Imagens de Ressonância Magnética Baseados em Modelos Ativos de Forma**. Dissertação (Mestrado) — Centro de Ciências Tecnológicas - Universidade do Estado de Santa Catarina - Ciência da Computação, 2016.
- MADDAH, M. R.; CAO, C. G. L. Application of the alpha shape method to visualize and analyze surgical motion. **Surgical Science**, v. 8, n. 11, p. 464 – 480, Novembro 2017.
- MAINTZ, A. J. B.; VIERGEVER, M. A. A survey of medical image registration. **Medical Image Analysis**, v. 2, n. 1, p. 1 – 36, Março 1998.
- Maliska Jr., C. R. **Geração de Malhas para Domínios 2,5 Dimensionais Usando Triangulação Restrita**. Dissertação (Mestrado) — Centro Tecnológico - Universidade Federal de Santa Catarina - Engenharia Mecânica, 2001.
- MARI, J. ao F. **Reconstrução de Superfícies 3D a Partir de Nuvens de Pontos Usando Redes Neurais Auto-Organizáveis**. Dissertação (Mestrado) — Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia - Universidade Federal de São Carlos - Ciência da Computação, 2007.
- MASSELLI, I. B.; WU, D. S. K.; PINHEDO, H. A. **Manual Básico de Ultrassonografia**. São Paulo, Brasil, 2013.
- MASUDA, Y.; HANEISHI, H. 4d mr imaging of respiratory organ motion using an intersection profile method and its application. **Medical Imaging Technology**, v. 28, n. 5, p. 322 – 327, 2010.
- MATSUSHITA, K. et al. Shape tracking on chest mr sequence images using respiratory patterns. **Medical Imaging Technology**, v. 33, n. 6, p. 1115 – 1122, 2004.
- MCNEIL, R. **Rhinoceros**. 2018. <<https://www.rhino3d.com/>>. Accessed: 2018-01-15.
- MILLS, G. H. et al. Functional magnetic resonance imaging of the lung. **British Journal of Anaesthesia**, v. 91, n. 1, p. 16 – 30, Julho 2003.
- MINETTO, C. de F. **Um Estudo Sobre Curvas NURBS**. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Instituto de Matemática Aplicada - Programa de Pós Graduação em Matemática Aplicada, 2003.
- MOODY, D.; LOZANOFF, S. A practical computer program for generating three-dimensional models of anatomical structures. **Clinical Anatomy**, v. 11, n. 132, 1997.
- MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia Orientada para a Clínica**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.
- MUKUNDAN, R. Reconstruction of high resolution 3d meshes of lung geometry from hrct contours. In: **IEEE International Symposium on Multimedia**. San Jose, CA, USA: IEEE, 2016. (ISM), p. 247–252. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/7823623>>.

- NEILA, P. M.; BAUMELA, L.; ALVAREZ, L. A morphological approach to curvature-based evolution of curves and surfaces. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, v. 36, n. 1, p. 2 – 17, Janeiro 2014.
- NEMA. **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) - Part 1: Introduction and Overview**. Rosslyn, Virginia: National Electrical Manufacturers Association, 2004. ISBN 3257227892.
- NÓBREGA, A. I. **Técnicas em Ressonância Magnética Nuclear**. 1. ed. Brasil: Atheneu, 2006. ISBN 978-8-57-379827-2.
- NUNES, F. L. S. **Atualizações em Informática**. Rio de Janeiro, Brasil: PUC-Rio, 2006. v. 1. 73 - 126 p. ISBN 978-8-58-792619-5.
- PIANYKH, O. S. **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide**. Estado Unidos: Springer, 2008. ISBN 978-8-57-379070-2.
- PISKE, A. D. **Reconstrução 3D de Superfícies a Partir de Nuvem de Pontos**. Joinville, Santa Catarina: [s.n.], 2015. Universidade do Estado de Santa Catarina.
- PIZO, G. A. I. **Nuvens de Pontos e Reconstrução Tridimensional de Superfícies Baseadas em Modelos Deformáveis**. Dissertação (Mestrado) — Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília - Sistemas Mecatrônicos, 2009.
- PLOURDE, F.; CHERIET, F.; DANSEREAU, J. Semi-automatic detection of scoliotic rib borders using chest radiographs. **Studies in Health Technology and Informatics**, v. 123, p. 533 – 537, 2006.
- POLIZELLI, V. **Métodos implícitos para a reconstrução de superfícies a partir de nuvem de pontos**. Dissertação (Mestrado) — Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação, Universidade de São Paulo - Ciências da Computação e Matemática Computacional, 2008.
- RIOS, E. D. **Técnicas de Diagnóstico por Imagens: Ressonância Magnética Nuclear**. Porto Alegre, 1998.
- ROSSET, A.; SPADOLA, L.; RATIB, O. Osirix: An open-source software for navigating in multidimensional dicom images. **Journal of Digital Imaging**, v. 17, n. 3, p. 205 – 216, Junho 2004.
- SATO, A. K. et al. Registration of temporal sequences of coronal and sagittal mr images through respiratory patterns. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 6, n. 1, p. 34 – 47, Janeiro 2011.
- SEDERBERG, T. W. et al. T-spline simplification and local refinement. **ACM SIGGRAPH 2004**, v. 23, n. 3, p. 276 – 283, Julho 2004.
- SHEWCHUK, J. R. **Delaunay Refinement Mesh Generation**. Tese (Doutorado) — Carnegie Mellon University, Pittsburgh - Pennsylvania, 5 1997.
- STANDRING, S. **Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice**. Reino Unido: Elsevier, 2005.
- STANISZEWSKA, M. A. A modification of cristy's mathematical human phantoms for monte carlo simulation. **Journal of Radiological Protection**, v. 12, n. 2, p. 85 – 92, Março 2009.

STEVO, N. **Registro Múltiplo de Sequências Temporais Coronais e Sagitais Obtidas por Ressonância Magnética Baseada em Transformada de Hough**. Dissertação (Mestrado) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - Engenharia de Controle e Automação Mecânica, 2010.

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**. Gramado, RS, Brasil: [s.n.], 2009. (COBEM '09).

STEVO, N. et al. Multiple registration of coronal and sagittal mr temporal image sequences based on hough transform. In: **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. Buenos Aires, Argentina: IEEE, 2010. (EMBS), p. 5943–5946. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21096945>>.

STEVO, N. A. et al. Animated 3d lung surface reconstruction from asynchronous mr image sequences based on multiple registration. In: **2012 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatic**. [S.l.: s.n.], 2012. (BMEI 2012), p. 204–208.

TAVARES, R. S. et al. Lung movement determination in temporal sequences of mr images using hough transform and interval arithmetics. **Proceedings of the 7th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems**, v. 42, n. 12, p. 192 – 197, Abril 2009.

TEICHMANN, M.; CAPPS, M. Surface reconstruction with anisotropic density-scaled alpha shapes. In: **Proceedings Visualization '98**. Research Triangle Park, NC, USA: IEEE, 1998. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/745286>>.

THIRION, J. P. Image matching as a diffusion process: An analogy with maxwell's demons. **Medical Image Analysis**, v. 2, n. 3, p. 243 – 260, Setembro 1998.

TONG, Y. et al. Retrospective 4d mr image construction from free-breathing slice acquisitions: A novel graph-based approach. **Medical Image Analysis**, v. 35, p. 345 – 359, Janeiro 2017.

TSUZUKI, M. S. G. et al. Animated solid model of the lung constructed from unsynchronized mr sequential images. **Computer-Aided Design**, v. 41, n. 8, p. 573 – 585, Agosto 2009.

UNSER, M. Splines: a perfect fit for signal and image processing. **IEEE Signal Processing Magazine**, v. 16, n. 6, p. 22 – 38, Novembro 1999.

VÁRADY, T.; MARTIN, R. R.; COX, J. Reverse engineering of geometric models - an introduction. **Computer-Aided Design**, v. 29, n. 4, p. 255 – 268, Abril 1997.

VENTURA, S. M. R. **A Utilização da Ressonância magnética na Caracterização Funcional da Fala**. Tese (Doutorado) — Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 1 2012.

WERNER, R. et al. Patient-specific finite element modeling of respiratory lung motion using 4d ct image data. **The International Journal of Medical Physics Research and Practice**, v. 36, n. 5, p. 1500 – 1511, Junho 2009.

WILKS, R. J. **Principles of Radiological Physics**. Churchill Livingstone, 1987. ISBN 9780443037801. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=xtXmAAAACAAJ>>.

XU, S. et al. Lung deformation estimation and four-dimensional ct lung reconstruction. **Academic Radiology**, v. 13, n. 9, p. 1082 – 1092, Setembro 2006.

YANG, Y. et al. A spatiotemporal-based scheme for efficient registration-based segmentation of thoracic 4-d mri. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. 18, n. 3, p. 969 – 977, Maio 2014.

YUSHKEVICH, P. A. et al. User-guided 3d active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. **Neuroimage**, v. 31, n. 3, p. 1116 – 1128, Julho 2006.

ZHAO, H. K. et al. Implicit and nonparametric shape reconstruction from unorganized data using a variational level set method. **Computer Vision and Image Understanding**, v. 80, n. 3, p. 295 – 314, Dezembro 2000.