TAYRAN MILÁ MENDES OLEGÁRIO

**MODIFICAÇÕES EM IMAGENS DE *CT-SCAN* PARA
A CONSTRUÇÃO DE UM ATLAS ANATÔMICO DO
TÓRAX HUMANO**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Mestre em Ciências.

São Paulo
2020

TAYRAN MILÁ MENDES OLEGÁRIO

**MODIFICAÇÕES EM IMAGENS DE *CT-SCAN* PARA
A CONSTRUÇÃO DE UM ATLAS ANATÔMICO DO
TÓRAX HUMANO**

Versão Revisada

Dissertação apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

Orientador:
Prof. Dr. Raúl González Lima

São Paulo
2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

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

São Paulo, _____ de _____ de _____

Assinatura do autor: _____

Assinatura do orientador: _____

Catálogo-na-publicação

Olegário, Tayran Milá Mendes

Modificações em imagens de CT-scan para a construção de um atlas anatômico do tórax humano / T. M. M. Olegário -- versão corr. -- São Paulo, 2020.

98 p.

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

1. Anatomia - modelo estatístico 2. Segmentação de imagens 3. Atlas anatômico 4. Movimentação da escápula I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II. t.

Agradeço, primeiramente, ao Professor Dr. Raúl González Lima por não ser apenas meu orientador, mas ter sido um grande amigo por todos estes anos.

Agradeço aos meus pais Silvia e Benê pelo amor e incentivo que me deram durante todo o meu percurso.

Agradeço à Thaís por todo o carinho dedicado a mim e pela paciência, principalmente nos momentos que não pude estar presente.

Agradeço aos meus amigos Ely, Luis, André, Carlos e Hilton por todas as conversas construtivas que tivemos.

Um agradecimento especial aos meus amigos Dr. Talles e ao Mikio por terem sido mais que irmãos durante o fechamento deste trabalho.

Agradeço aos professores Marcel Lüthi, Ghazi Bouabene, Andreas Morél-Forster e Thomas Vetter pela calorosa recepção aos alunos do curso de verão de *Probabilistic Morphable Models*. Sem a contribuição de vocês, este trabalho teria sido muito mais difícil.

Um agradecimento ao Professor Dr. Marcelo Britto Passos Amato e à Dra. Catarina Rattes por terem cedido os dados que utilizei neste trabalho.

E, por fim, agradeço a todos os anjos reais que tornaram possível a minha trajetória. Se não fossem por alguns pequenos gestos, eu, com certeza, não teria me tornado quem sou.

RESUMO

A geração de imagens através de técnicas como Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) e Tomografia por Ultrassom (TUS) requerem a solução de um problema inverso mal-posto. Pode-se regularizar tais problemas utilizando uma abordagem bayesiana que requer o uso de um atlas anatômico. Para construir um atlas anatômico do tórax, pode-se utilizar amostras de *CT-Scan* que são adquiridas em condições diferentes das necessárias para a construção de um atlas anatômico para TIE e TUS: exames de *CT-Scan* geralmente são obtidos com o paciente mantendo os braços para cima, enquanto os exames de TIE e TUS são realizados com o paciente mantendo os braços para baixo. Neste trabalho, desenvolveu-se um método que utiliza imagens de *CT-Scan* para gerar amostras que possam ser usadas na construção de um atlas anatômico para TIE e TUS. Este método desloca a escápula e a clavícula para uma região compatível com a posição destas estruturas em um paciente mantendo os braços para baixo e estima a distribuição de tecido mole de um paciente na condição de uso de TIE e TUS.

ABSTRACT

The generation of images from techniques such as Electrical Impedance Tomography (EIT) and Ultrasound Tomography (UST) requires the solution of an ill-posed inverse problem. The regularization of such problems using a bayesian approach requires an anatomical atlas. One can construct an anatomical atlas of the thorax using samples from CT-scan. However, these samples are usually acquired under different conditions from those necessary for EIT and UST application: patients usually keep their arms up during CT-scan exam while, during UST and EIT, patients maintain their arms down. This work presents a method that uses CT-scan to generate samples that follow the requirements for the construction of an anatomical atlas for EIT and UST application. This method moves the scapula and the clavicle to a region compatible with the position of these structures in a patient keeping the arms down and also estimates the distribution of a patient's soft tissue under the condition of EIT and UST exams.

CONTEÚDO

1	Introdução	10
1.1	Objetivo geral	11
1.1.1	Objetivos específicos	11
2	Fundamentação Teórica	13
2.1	Atlas anatômico	13
2.2	Movimentos da escápula e da clavícula	14
2.3	Movimento do tecido mole	17
2.3.1	Modelo de deformação	18
2.3.2	Função objetivo	22
2.3.3	Método de otimização	23
3	Materiais e Métodos	24
3.1	Materiais	24
3.2	Região interna à caixa torácica	25
3.2.1	Determinação do volume pulmonar.	25
3.2.2	Determinação dos diâmetros torácicos.	25
3.2.3	Distância da base dos pulmões à vértebra T1	27
3.3	Escápula e clavícula	28
3.3.1	Segmentação dos ossos do tórax	29
3.3.2	Parâmetros	32
3.3.2.1	Parâmetro 1: altura do ponto de referência TS	32
3.3.2.2	Parâmetro 2: distância lateral do ponto TS	33
3.3.2.3	Parâmetro 3: distância lateral do ponto AI	34

3.3.3	Correção da escápula a partir de imagens obtidas com o paciente mantendo os braços para cima.	34
3.3.3.1	Estimativa da altura do ponto de referência TS' . . .	36
3.3.3.2	Estimativa da posição do ponto TS'	36
3.3.3.3	Estimativa da posição do ponto AI'	36
3.3.3.4	Estimativa da posição do ponto AC'	38
3.4	Superfície do tórax (tecido mole)	39
3.4.1	Obtenção da superfície do tórax	39
3.4.2	Geração de amostras através do programa MakeHuman	43
3.4.3	Modelo estatístico do formato do tórax	45
3.4.4	Ajuste do modelo às amostras	50
3.4.5	Transformação de superfícies apresentando os braços para cima em superfícies apresentando os braços para baixo	56
4	Resultados e discussão	57
4.1	Região interna à caixa torácica	57
4.1.1	Valores medidos dos parâmetros	57
4.1.2	Comparação entre a influência da fase respiratória e a influência da posição dos braços nas imagens.	60
4.1.2.1	Volume pulmonar	65
4.1.2.2	Diâmetros torácicos	65
4.1.2.3	Distância da base dos pulmões à vértebra T1	66
4.1.3	Discussão dos resultados apresentados	66
4.2	Escápula e clavícula	67
4.2.1	Determinação dos parâmetros	67
4.2.2	Rotina de correção da posição da escápula	70
4.2.3	Análise do resultado	81

4.2.4	Análise do método	81
4.3	Tecido mole fora da caixa torácica	82
4.3.1	Análise do resultado	90
4.3.2	Análise do método	90
5	Conclusões	95
5.1	Região interna à caixa torácica	95
5.2	Escápula e clavícula	95
5.3	Tecido mole fora da caixa torácica	96
	Referências	97

1 INTRODUÇÃO

Tomografia por Ultrassom (TUS) é uma técnica que estima a distribuição de velocidade de propagação do som dentro de um dado domínio, conhecidas as pressões de excitação e resposta no seu contorno. Tomografia por Impedância Elétrica, por sua vez, é uma técnica que estima a distribuição de impediditividade elétrica dentro de um dado domínio quando conhecidas a distribuição de corrente e a distribuição de potencial no contorno.

Para se obter tais estimativas é necessário que se resolva um problema inverso mal-posto. Alguns pesquisadores sugerem o uso do teorema de Bayes como teoria para resolver tais problemas (KAPIO; SOMERSALO, 2005), (CALVETTI; SOMERSALO, 2007). Para resolver problemas inversos seguindo uma abordagem bayesiana, é necessário estimar uma Função de Densidade de Probabilidade (FDP) da propriedade de interesse ¹, esta função conhecida antes da captura das observações, é denominada de informação *a priori* e em aplicações médicas, de atlas anatômico.

Uma FDP da informação *a priori* pode ser calculada através de um conjunto de amostras da população de interesse (KAPIO; SOMERSALO, 2005). Para a aplicação de TUS e TIE para o monitoramento dos pulmões, a população de interesse é o conjunto das distribuições possíveis de tecido dentro do tórax humano. Uma fonte de informação para estimar tal distribuição consiste de amostras de imagens de tomografia computadorizada, *CT-scans* em inglês.

Para a construção de uma FDP robusta, é desejável que se possua um grande número de amostras, que tais amostras sejam obtidas em condições similares às condições dos exames de TUS e TIE e que tais amostras representem a mesma frequência de fenômenos físicos encontrados na população: inspiração, expiração, posição dos braços, entre outros eventos. No entanto, a aquisição de um conjunto de dados que

¹A propriedade de interesse para a TUS é velocidade de propagação do som e para a TIE é impediditividade elétrica.

satisfaça todas estas exigências é extremamente custosa em termos de tempo, recursos financeiros e também em termos de riscos à saúde de voluntários devido a uma eventual exposição desnecessária a radiação ionizante.

Alguns hospitais mantêm bancos de dados com uma grande coleção de exames de *CT-scan*. Em geral, tais imagens são obtidas seguindo protocolos que determinam as condições ideais para a realização do exame: normalmente os pacientes devem segurar a respiração no momento da realização do exame e devem também manter os braços acima da cabeça para evitar exposição desnecessária a radiação (LIU et al., 2015). O uso direto de tais imagens poderia resultar em uma descrição estatística imprecisa dos fenômenos, uma vez que os exames de TUS e TIE são realizados em condições diferentes.

Os exames de TUS e TIE podem ser utilizados para monitorar pacientes em leitos de UTI. Nestas condições, os pacientes são mantidos com os braços ao lado do corpo, as imagens são coletadas durante ciclos de respiração e tais métodos requerem o uso de uma cinta que modifica o formato do corpo do paciente. A TUS requer o uso de uma cinta de transdutores enquanto a TIE requer o uso de uma cinta de eletrodos.

Desta forma, para utilizar bancos de dados de *CT-scan* obtidos nas condições usuais, deve-se caracterizar eventuais diferenças entre tais exames e exames adquiridos nas condições da TUS e da TIE. Uma vez caracterizadas, estas diferenças devem ser corrigidas.

1.1 Objetivo geral

Desenvolver um método que possibilite o uso de *CT-scans* obtidas com os pacientes mantendo os braços para cima na construção de um atlas anatômico para TUS e TIE.

1.1.1 Objetivos específicos

1. Analisar a influência da posição dos braços na distribuição de tecidos dentro da caixa torácica e, caso seja necessário, corrigir tal influência;
2. Dada uma imagem na qual o paciente mantém os braços para cima, desenvolver um método que desloque a escápula e a clavícula para uma posição compatível

com a esperada nas condições de exames de TUS e TIE, braços para baixo;

3. Dada uma imagem na qual o paciente mantém os braços para cima, desenvolver um método que estime uma distribuição de tecido mole fora da caixa torácica compatível com a distribuição encontrada nas condições de exames de TUS e TIE, braços para baixo.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Atlas anatômico

Considere um domínio Ω que possua em seu interior uma certa distribuição de uma dada propriedade $\mathbf{x}$ e que possua na sua fronteira $\partial\Omega$ uma outra distribuição de uma grandeza $\hat{\mathbf{p}}$. Agora considere que uma determinada grandeza de saída $\hat{\mathbf{q}}$ medida na fronteira $\partial\Omega$ possa ser explicada pela relação $\hat{\mathbf{q}} = F(\mathbf{x}, \hat{\mathbf{p}})$. Esta relação pertence à classe dos problemas diretos, ou seja, conhecidas a propriedade $\mathbf{x}$ dentro do domínio e a grandeza de entrada $\hat{\mathbf{p}}$ na fronteira, pode-se determinar a grandeza de saída $\hat{\mathbf{q}}$ na fronteira.

Existe, também, uma outra classe de problemas designados problemas inversos. Em tais problemas, a grandeza de entrada $\hat{\mathbf{p}}$ e a grandeza de saída $\hat{\mathbf{q}}$ em $\partial\Omega$ são conhecidas e deseja-se determinar a distribuição da propriedade $\mathbf{x}$ dentro do domínio Ω .

A obtenção de imagens de técnicas como Tomografia por Ultrassom (TUS) e Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) envolvem a solução de problemas inversos mal-postos. Em TUS deseja-se estimar a distribuição de velocidade de propagação do som dentro de um dado domínio conhecidas as pressões de entrada e saída na fronteira deste domínio. Em TIE deseja-se estimar a distribuição de impeditividade elétrica dentro de um dado domínio conhecidas as distribuições de corrente e potenciais elétricos na fronteira deste domínio.

Considerando $\mathbf{x}$, $\hat{\mathbf{p}}$ e $\hat{\mathbf{q}}$ como variáveis aleatórias, pode-se utilizar uma consequência do teorema de Bayes, equação 2.1, para estimar a solução de tais problemas (KAIPIO; SOMERSALO, 2005), (CALVETTI; SOMERSALO, 2007).

$$\pi(\mathbf{x}|\hat{\mathbf{p}}, \hat{\mathbf{q}}) \propto \pi(\mathbf{x})_{pr} \cdot \pi(\hat{\mathbf{q}}|\hat{\mathbf{p}}, \mathbf{x}) \quad (2.1)$$

Onde:

- $\pi(\mathbf{x}|\hat{\mathbf{p}}, \hat{\mathbf{q}})$: função densidade de probabilidade condicional da ocorrência da propriedade $\mathbf{x}$ em Ω conhecidas as distribuições de entrada $\hat{\mathbf{p}}$ e saída $\hat{\mathbf{q}}$ na fronteira $\partial\Omega$;
- $\pi(\mathbf{x})_{pr}$: função densidade de probabilidade *a priori* da ocorrência da propriedade $\mathbf{x}$ em uma dada população;
- $\pi(\hat{\mathbf{q}}|\hat{\mathbf{p}}, \mathbf{x})$: função densidade de probabilidade condicional da ocorrência da saída $\hat{\mathbf{q}}$ na fronteira conhecidas as distribuições de $\mathbf{x}$ dentro do domínio Ω e da propriedade de entrada $\hat{\mathbf{p}}$ na fronteira $\partial\Omega$.

O termo $\pi(\mathbf{x})_{pr}$ também é conhecido como atlas anatômico. Este atlas anatômico pode ser aproximado por uma distribuição Gaussiana da variável aleatória de interesse $\mathbf{x}$ como mostrado na equação 2.2.

$$\pi(\mathbf{x})_{pr} \propto \exp\left(-\frac{1}{2}(\mathbf{x} - \bar{\mathbf{x}})^T \Gamma^{-1}(\mathbf{x} - \bar{\mathbf{x}})\right) \quad (2.2)$$

Onde $\bar{\mathbf{x}}$ é a média da ocorrência de $\mathbf{x}$ e Γ é a matriz de covariância da ocorrência de $\mathbf{x}$.

A construção de um atlas anatômico para TUS e TIE consiste em determinar a distribuição de material que ocorre dentro do domínio de uma população de interesse. Em seu trabalho, (CAMARGO, 2013) mostra que a inclusão de um atlas anatômico melhora a resolução espacial das imagens de TIE em tórax de suínos. Para tal, foi utilizado um conjunto de Tomografias Computadorizadas de uma dada quantidade de porcos. Imagens de *CT-scan* são, portanto, boas candidatas a fonte parcial de informação de amostras para a construção de um atlas anatômico do tórax humano. Para mais informações a respeito da construção de um atlas anatômico, consultar (CAMARGO, 2013).

2.2 Movimentos da escápula e da clavícula

O uso de imagens de *CT-scan* como fonte de amostras para a construção de um atlas anatômico possui certas vantagens: em geral tais imagens possuem alta resolução

espacial, há uma grande quantidade de imagens disponíveis em banco de dados abertos e estas imagens refletem fenômenos físicos que ocorrem na população.

No entanto, a aquisição de imagens de *CT-scan* para o monitoramento dos pulmões é realizada com o paciente mantendo os braços erguidos para evitar exposição desnecessária à radiação ionizante (LIU et al., 2015). Exames de TUS e TIE são realizados com o paciente mantendo os braços ao lado do corpo. A figura 1 mostra modelos 3D do alinhamento de duas imagens de *CT-scan*. Em cada figura, a posição da escápula em verde foi obtida com o paciente mantendo os braços ao lado do corpo e a posição da escápula em vermelho foi obtida com o mesmo paciente mantendo os braços para cima. Em azul é representada a posição da cinta de eletrodos de TIE.

Figura 1: Comparação entre as posições da escápula (a) mulher (b) homem.

Como visto na figura 1, há uma variação considerável da posição da escápula devido a posição dos braços do paciente no momento do exame. Então, para construir um atlas anatômico para TUS e TIE, é necessário que se corrija a posição da escápula em imagens nas quais o paciente manteve os braços acima da cabeça. Esta correção deve ser anatomicamente plausível e, portanto, deve ser embasada em modelos biomecânicos de movimentação dos ossos que compõe o ombro.

A escápula e a clavícula, por hipótese, seguem a dinâmica de corpos rígidos, ou seja, dados dois pontos pertencentes ao corpo, a distância entre tais pontos permanece fixa. A transformação entre dois estados de um corpo rígido pode ser explicada por uma rotação e uma translação - 6 graus de liberdade. Para tal, é necessário que se conheça apenas o deslocamento de 3 pontos de referência não colineares pertencentes ao corpo.

A *International Society of Biomechanics* (ISB) publicou um documento que estabelece recomendações para a descrição do movimento de juntas humanas (WU et al., 2005). Neste documento são definidos pontos de referência para estruturas anatômicas como caixa torácica, escápula e clavícula. A partir dos pontos de referência é proposta uma metodologia para definir sistemas de coordenadas locais associados às estruturas anatômicas. Com base nestas coordenadas locais são definidos ângulos de Euler para descrever a movimentação de juntas humanas.

A descrição do movimento dos ossos do ombro através de ângulos de Euler pode ser encontrada em (SETH et al., 2016) e (LUDEWIG et al., 2009). Este último detecta a movimentação dos ossos do ombro através da implantação cirúrgica de sensores nos ossos de voluntários e apresenta uma tabela com ângulos de Euler médios para voluntários em repouso mantendo os braços ao lado do corpo.

Ângulos de Euler constituem uma ferramenta poderosa para a descrição do movimento de um determinado indivíduo. No entanto, o valor dos ângulos de Euler que descrevem o movimento deste indivíduo é influenciado por sua antropometria - medidas de segmentos do corpo.

A aplicação de um mesmo conjunto de ângulos de Euler em indivíduos com antropometrias diferentes pode resultar em discrepâncias (PRINOLD et al., 2013). Em alguns casos, o uso direto de ângulos de Euler pode fazer com que a escápula seja deslocada para uma posição muito distante da caixa torácica, enquanto em outros casos a escápula pode até mesmo invadir a região da parede torácica (BOLSTERLEE; VEEGER; HELM, 2014). Uma forma de contornar este problema é restringir o movimento da escápula em relação à parede da caixa torácica.

Trabalhos como (HELM, 1994), (MAUREL, 1998), (INGRAM, 2015) e (SETH et al., 2010) restringem o movimento da escápula através do ajuste de elipsoides à parede da caixa torácica. Nesta abordagem, pode-se ajustar um elipsoide à caixa torácica ou um par de elipsoides - um elipsoide para cada lado da caixa torácica.

Modelos biomecânicos que estudam o movimento dos ossos do ombro em geral são desenvolvidos para o cálculo de cargas musculares ou estudar disfunções anatômicas (PRINOLD et al., 2013). Alguns desses modelos são complexos tanto matematicamente quanto computacionalmente, pois visam determinar o caminho percorrido por esses ossos. Para a correção da posição da escápula em imagens de *CT-scan* não é necessário considerar todo o caminho dos ossos do ombro e sim, apenas deslocar estes

ossos para posições que sejam compatíveis com a posição esperada da escápula e da clavícula quando o paciente se encontra com os braços ao lado do corpo.

2.3 Movimento do tecido mole

A posição dos braços também influencia a distribuição de tecido mole fora da caixa torácica. A figura 2 mostra um exemplo da diferença entre a distribuição de tecido em imagens nas quais o paciente mantém os braços em posições diferentes. Estas imagens apresentam a superfície do corpo de uma pessoa obtida a partir de imagens de CT-scan. Para construir um atlas anatômico utilizando imagens nas quais o paciente mantém os braços acima da cabeça, deve-se estimar a partir destas imagens a distribuição de tecido mole do paciente na condição em que este mantém os braços ao lado do corpo.

Figura 2: (a) Contorno resultante de uma paciente que manteve os braços para cima
(b) Contorno resultante de uma paciente que manteve os braços ao lado do corpo.

Ao contrário da escápula e da clavícula, que seguem a dinâmica de corpos rígidos, o tecido mole fora da caixa torácica segue a dinâmica de corpos deformáveis. Isto significa que a transformação de um estado para outro não pode ser explicada apenas por uma rotação e uma translação. Neste caso, devem ser conhecidos também os deslocamentos de cada ponto do objeto, pois a distância entre quaisquer dois pontos não necessariamente se mantém.

A primeira consequência da hipótese de corpo deformável é que, dadas duas superfícies como as apresentadas na figura 2, deve-se estabelecer uma correspondência entre os pontos das superfícies. Neste caso, para cada ponto da superfície presente

na figura 2a, imagem fixa, deve-se estabelecer uma correspondência com algum ponto da superfície da figura 2b, imagem móvel. Uma vez estabelecida tal correspondência, pode-se calcular o deslocamento de cada ponto da superfície.

O processo que estabelece correspondência entre pontos de objetos diferentes é conhecido como registro. Uma revisão a respeito de métodos de registro de superfície e registro de imagens médicas pode ser encontrada em (TAM et al., 2013) e (SOTIRAS; DAVATZIKOS; PARAGIOS, 2013), respectivamente. Segundo este último, um algoritmo de registro de imagem pode ser definido através de 3 componentes principais: um modelo de deformação, uma função objetivo e um método de otimização.

2.3.1 Modelo de deformação

Segundo (SOTIRAS; DAVATZIKOS; PARAGIOS, 2013), dependendo dos dados de entrada e do modelo de deformação escolhido, o registro entre dois objetos pode ser um problema mal-posto. Isto significa que, nestes casos, a solução deste problema requer a utilização de um termo de regularização que forneça informações a respeito de características esperadas da solução.

Pode-se construir um modelo estatístico de deformação nos casos em que seja possível obter amostras que representem os objetos a serem registrados. Neste caso, as informações a respeito das características esperadas dos objetos estarão presentes no modelo. No entanto, a construção de um modelo estatístico de deformação requer que se conheça a correspondência entre os pontos das amostras.

A obtenção de amostras que estejam em correspondência é um obstáculo durante o processo de construção de um modelo estatístico de formas, pois retorna-se a um problema de registro de imagens. Para contornar este problema, no caso do tórax humano, pode-se utilizar amostras sintéticas de modelos humanos em correspondência. (BASTIONI; RE; MISRA, 2008), por exemplo, desenvolveu um programa que é capaz de gerar tais amostras chamado MakeHuman.

Uma vez em posse de amostras em correspondência, estas devem ser alinhadas a uma amostra de referência. Para tal, pode-se utilizar o método de alinhamento de Procrustes. Neste método, busca-se encontrar uma transformação rígida que diminua a distância entre pontos de referência das superfícies. Uma descrição deste problema, assim como sua solução, pode ser encontrada no trabalho de Lorusso et al. (LORUSSO;

EGGERT; FISHER, 1995).

Considerando, então, N amostras em correspondência e alinhadas, pode-se estimar um modelo estatístico de deformação, (LUTHI et al., 2016). Este modelo consiste em escolher uma amostra de referência, $\partial\Omega_0$, e então representar as amostras $\partial\Omega_i$ como deformações da amostra de referência, $\partial\Omega_i = \{x + u^i(x) | x \in \partial\Omega_0\}$, onde $u^i : \partial\Omega_0 \rightarrow \mathbb{R}^2$ representa uma deformação. Note que escolheu-se a notação $\partial\Omega$ para representar a fronteira de um domínio. A seguir, será apresentada a teoria para um caso 2D, mas a generalização para o caso 3D segue a mesma lógica.

A deformação no ponto $x_j \in \partial\Omega_0$, $u^i(x_j)$, pode ser dividida em suas componentes espaciais como apresentado na equação 2.3.

$$u^i(x) = \begin{bmatrix} u_1^i(x_j) \\ u_2^i(x_j) \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

Considerando M a quantidade de pontos em $\partial\Omega_0$, o vetor de todas as componentes de deformação pode ser escrito como mostrado na equação 2.4.

$$\begin{bmatrix} u^i(x_1) \\ \vdots \\ u^i(x_M) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1^i(x_1) \\ u_2^i(x_1) \\ \vdots \\ u_1^i(x_M) \\ u_2^i(x_M) \end{bmatrix}. \quad (2.4)$$

Pode-se utilizar as componentes dos vetores de deformação para construir uma distribuição gaussiana multivariada. A média de tal distribuição, $\mu(x)$, é definida como apresentado na equação 2.5 e cada componente da matriz de covariância, $k_{rs}(x_j, x_l)$, é definido como apresentado na equação 2.6.

$$\mu(x) = \frac{1}{N} \sum_i^N u^i(x) \quad (2.5)$$

$$k_{rs}(x_j, x_l) = \frac{1}{N-1} \sum_i^N (u_r^i(x_j) - \mu_r(x_j))(u_s^i(x_l) - \mu_s(x_l))^T \quad (2.6)$$

Neste caso, a distribuição normal das componentes de deformação fica estruturada conforme mostrado na equação 2.7.

$$N \left(\begin{bmatrix} \mu_1(x_1) \\ \mu_2(x_1) \\ \vdots \\ \mu_1(x_M) \\ \mu_2(x_M) \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} k_{11}(x_1, x_1) & k_{12}(x_1, x_1) & \cdots & k_{11}(x_1, x_M) & k_{12}(x_1, x_M) \\ k_{21}(x_1, x_1) & k_{22}(x_1, x_1) & & k_{21}(x_1, x_M) & k_{22}(x_1, x_M) \\ \vdots & & \ddots & & \vdots \\ k_{11}(x_M, x_1) & k_{12}(x_M, x_1) & & k_{11}(x_M, x_M) & k_{12}(x_M, x_M) \\ k_{21}(x_M, x_1) & k_{22}(x_M, x_1) & \cdots & k_{21}(x_M, x_M) & k_{22}(x_M, x_M) \end{bmatrix} \right) \quad (2.7)$$

Dentre as vantagens de se utilizar uma distribuição normal multivariada para modelar deformações está a facilidade de se obter uma distribuição marginal para um subconjunto de pontos do modelo inicial e, também, a facilidade de se obter uma distribuição condicional. Considere que o modelo presente na equação 2.7 possa ser dividido em dois conjuntos de pontos disjuntos $X = (x_1, \dots, x_n)$ e $Y = (y_1, \dots, y_n)$. Então a distribuição apresentada em 2.7 pode ser reescrita de forma compacta como apresentado na equação 2.8.

$$P(X, Y) = N \left(\begin{bmatrix} \mu_X \\ \mu_Y \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} \Gamma_{XX} & \Gamma_{XY} \\ \Gamma_{YX} & \Gamma_{YY} \end{bmatrix} \right) \quad (2.8)$$

Caso apenas os pontos pertencentes ao conjunto X sejam de interesse, pode-se obter a distribuição estatística desses pontos através da equação 2.9. Este processo é conhecido como marginalização da distribuição para os pontos em X .

$$P(X) = N(\mu_X, \Gamma_{XX}) \quad (2.9)$$

No caso em que se conheça os valores dos pontos presentes no conjunto Y , pode-se obter a distribuição condicional dos pontos de X dado os pontos de Y , $P(X|Y = \hat{Y})$ como apresentado na equação 2.10.

$$P(X|Y = \hat{Y}) = N(\mu_{X|Y}, \Gamma_{X|Y}) \quad (2.10)$$

A média $\mu_{X|Y}$ e a matriz de covariância $\Gamma_{X|Y}$ da distribuição condicional podem ser obtidas como apresentado respectivamente nas equações 2.11 e 2.12. A dedução de tais equações pode ser encontrada no trabalho de (DO, 2008).

$$\mu_{X|Y} = \mu_X + \Gamma_{XY}\Gamma_{YY}^{-1}(\hat{Y} - \mu_Y) \quad (2.11)$$

$$\Gamma_{X|Y} = \Gamma_{XX} - \Gamma_{XY}\Gamma_{YY}^{-1}\Gamma_{YX} \quad (2.12)$$

A criação de um modelo estatístico de deformação como apresentado até agora, tem algumas desvantagens. A primeira delas é que calcular uma matriz de covariância para modelos 3D com elevado número de pontos é extremamente custoso do ponto de vista de computação. Uma segunda desvantagem é que este modelo é capaz de representar apenas objetos que são uma combinação linear das amostras utilizadas na construção do modelo.

(LUTHI et al., 2016) tratou tais obstáculos através da transformação deste modelo em um processo gaussiano que é uma generalização da distribuição normal em espaço contínuo. Desta forma, é possível utilizar o teorema de Karhunen-Loève para obter apenas os componentes principais do modelo sem que seja necessário calcular a matriz de covariância completa. Com base neste modelo, pode-se representar uma deformação $\vec{u}$ como mostrado na equação 2.13.

$$\vec{u} = \bar{u} + \sum_1^N \alpha_i \sqrt{\lambda_i} \vec{\varphi}_i, \quad \alpha_i \in N(0, 1). \quad (2.13)$$

Onde $\bar{u}$ representa a deformação média da distribuição, $\vec{\varphi}_i$ representa um autovetor da matriz de covariância (modo de deformação), λ_i representa o autovalor associado ao autovetor $\vec{\varphi}_i$ e α_i representa um coeficiente associado ao autovetor $\vec{\varphi}_i$. Note que λ_i pode ser interpretado como a variância associada à direção representada pelo autovetor

$\vec{\varphi}_i$.

A transformação do modelo em um processo gaussiano permite, também, a utilização de *kernels* gaussianos que possibilitam a flexibilização do modelo. Desta forma, os modelos já não representam apenas combinações lineares das amostras, como também variações em torno dessas combinações lineares. Um exemplo de *kernel* gaussiano pode ser visto na equação 2.14.

$$k(x, x') = \begin{bmatrix} s_1 \exp(-\frac{\|x-x'\|^2}{\sigma_1^2}) & 0 \\ 0 & s_2 \exp(-\frac{\|x-x'\|^2}{\sigma_2^2}) \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

Esse *kernel* gaussiano pode ser adicionado ao *kernel* apresentado na equação 2.6 para aumentar a covariância local das amostras.

2.3.2 Função objetivo

Nesta subseção será apresentado o seguinte problema: como encontrar um conjunto de parâmetros θ que melhor represente um dado conjunto de pontos D . No caso de um problema de registro de imagem deformável, θ engloba tanto os coeficientes do modelo de deformação como o desenvolvido na subseção anterior, quanto parâmetros de rotação e translação.

Dentro de um contexto bayesiano, considerando D uma observação, pode-se formular o problema da seguinte maneira: como encontrar o conjunto de parâmetros θ que maximizem a distribuição condicional *a posteriori* apresentada na equação 2.15.

$$P(\theta|D) = \frac{P(D|\theta)P(\theta)}{P(D)} \quad (2.15)$$

Na equação 2.15, $P(D)$ é um termo desconhecido, porém seu valor é constante. Desta forma, o problema se resume em encontrar o conjunto de parâmetros θ que maximizem a expressão $P(D|\theta)P(\theta)$. Considerando que as distribuições dos parâmetros de rotação $\vec{\omega}$, dos parâmetros de translação $\vec{t}$ e dos parâmetros de deformação $\vec{\alpha}$ sejam independentes, pode-se estimar $P(\theta)$ como apresentado na equação 2.16.

$$P(\theta) = P(\vec{\omega})P(\vec{\tau})P(\vec{\alpha}) \quad (2.16)$$

Onde $P(\vec{\omega})$ e $P(\vec{\tau})$ podem ser aproximadas por distribuições normais com média nula escolhidas convenientemente e $P(\vec{\alpha})$ pode ser calculada através do modelo estatístico de deformação desenvolvido na subseção anterior.

Após a aplicação do conjunto de parâmetros θ , obtém-se uma instância $M(\theta)$ do modelo. Considere que para cada ponto $p_i \in D$ a distância de p_i em relação à instância $M(\theta)$, $\|p_i - M(\theta)\|_2$, possa ser modelada como uma distribuição normal independente. Então, a probabilidade $P(D|\theta)$ pode ser estimada como apresentado na equação 2.17.

$$P(D|\theta) = \prod_i^N P(\|p_i - M(\theta)\|_2), \quad p_i \in D. \quad (2.17)$$

Onde cada componente de $[p_i - M(\theta)]$ pode ser modelado como resultado de uma distribuição normal $N(0, \sigma)$.

Nos casos em que se possua pontos de referência em correspondência no conjunto de dados D , l^d , e na instância $M(\theta)$, l^m , pode-se substituir $\|p_i - M(\theta)\|_2$ pela distância entre os pontos de referência, $\|l_i^d - l_i^m\|_2$, como pode ser visto na equação 2.18.

$$P(D|\theta) = \prod_i^N P(\|l_i^d - l_i^m\|_2), \quad l_i^d \in D, \quad l_i^m \in M. \quad (2.18)$$

Onde cada componente de $[l_i^d - l_i^m]$ pode ser modelado como resultado de uma distribuição normal $N(0, \sigma)$.

2.3.3 Método de otimização

(SCHONBORN et al., 2016) utiliza o algoritmo de Metropolis Hastings para encontrar a configuração de parâmetros θ que maximiza a probabilidade *a posteriori* dada por $P(\theta|D)$ presente na equação 2.15. A implementação deste algoritmo pode ser encontrada em (SCALISMO, 2018b). Esta implementação foi utilizada como base para o desenvolvimento deste trabalho.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais

Neste trabalho serão analisados 2 conjuntos de imagens. O primeiro conjunto consiste em 30 amostras de *CT-scan*. Destas amostras, 21 são de voluntárias mulheres e 9 são de voluntários homens. Cada amostra é formada por um par de imagens de um mesmo voluntário. A primeira imagem foi gerada seguindo o protocolo usual de exame de tórax humano - o paciente manteve os braços acima da cabeça durante a aquisição. A segunda imagem foi gerada em condições semelhantes aos exames de TUS e TIE - o paciente manteve os braços ao lado do corpo durante a aquisição. Em algumas das imagens o paciente estava vestido com uma cinta de eletrodos de TIE. Estas amostras foram retiradas do banco do projeto atlas anatômico - projeto FINEP 01.14.0089.00. A aquisição destas imagens foi aprovada por uma comissão de ética cujo número do Certificado de apresentação para Avaliação Ética (CAAE) é 52619216.2.0000.0068 e cujo número do parecer é 1.403.029.

O segundo conjunto consiste em 13 amostras de provenientes do projeto de doutorado realizado por (LIMA, 2018) *CT-scan*¹. Destas amostras, 6 são de voluntárias mulheres e 7 são de voluntários homens. Novamente, cada amostra é formada por um par de imagens de um mesmo voluntário. A primeira imagem foi obtida durante inspiração e a segunda imagem foi obtida durante expiração. Em ambas as imagens o paciente manteve os braços ao lado do corpo. Em todas as imagens o paciente estava vestido com uma cinta de eletrodos de TIE. A aquisição destas imagens foi aprovada por uma comissão de ética cujo CAAE é 57946516.0.0000.5537 e cujo número do parecer é 1.953.825.

O primeiro conjunto será utilizado como base para todas as análises presentes neste texto. O segundo conjunto, por sua vez, será utilizado apenas para a análise da região

¹Dados gentilmente fornecidos pela pesquisadora Catarina Rattes.

interna à caixa torácica.

3.2 Região interna à caixa torácica

Nesta seção serão comparadas diferenças morfológicas em imagens de *CT-scan* devido a dois fatores. O primeiro fator é a posição do braço do voluntário durante a realização do exame - braços acima da cabeça ou braços abaixo da cabeça. O segundo fator é a fase respiratória do voluntário no momento da realização do exame - inspiração ou expiração.

Para tal, serão extraídos 5 parâmetros de cada imagem:

1. Volume pulmonar em litros;
2. Diâmetro torácico, em milímetros, na altura do centro da vértebra T8 na direção do eixo anterior-posterior;
3. Diâmetro torácico, em milímetros, na altura do centro da vértebra T8 na direção do eixo direita-esquerda;
4. Distância, em milímetros, da base do pulmão direito ao centro da vértebra T1;
5. Distância, em milímetros, da base do pulmão esquerdo ao centro da vértebra T1.

3.2.1 Determinação do volume pulmonar.

Em cada imagem foi delimitada a região do pulmão através do processo de segmentação de imagem. Um exemplo de segmentação pode ser visto na figura 3. Uma vez delimitada a região do pulmão, considerou-se como volume pulmonar a soma dos voxels contidos em tal região. O cálculo de volume foi realizado através de uma rotina escrita no programa de código Octave.

3.2.2 Determinação dos diâmetros torácicos.

Os diâmetros torácicos foram determinados na altura do centro da vértebra T8. A posição da vértebra T8 pode ser vista nas figuras 4a e 4b.

Figura 3: Exemplo de segmentação do pulmão.

Figura 4: (a) Vista coronal da posição da vértebra T8 (b) Vista sagital da posição da vértebra T8.

A seção transversal correspondente a esta altura pode ser vista nas figuras 5a e 5b. Nesta seção foi então ajustado um retângulo à região interna da caixa torácica, figura 5b. A altura deste retângulo representa o diâmetro torácico na direção anterior-posterior e a largura deste retângulo representa o diâmetro torácico na direção direita-esquerda.

Figura 5: (a) Vista transversal da altura da vértebra T8 (b) Retângulo utilizado para a medição de parâmetros.

3.2.3 Distância da base dos pulmões à vértebra T1

Na figura 5b pode se notar a linha amarela presente na região inferior do retângulo. Esta linha divide o retângulo em duas regiões. A região superior contém $2/3$ da área do retângulo e a região inferior contém $1/3$ da área do retângulo. A figura 6a apresenta um corte no plano coronal que contém esta linha. Neste corte foram medidas as distâncias das bases dos pulmões direito e esquerdo ao plano que corta o centro da vértebra T1, linha verde superior. Considerou-se como base do pulmão a reta que tangencia a parte inferior do pulmão no plano coronal da figura 6a. Adotou-se este parâmetro por estar correlacionado a variações verticais da altura do diafragma. A figura 6b mostra uma vista do plano sagital que contém o tamanho considerado do pulmão.

No entanto, algumas das imagens apresentavam pacientes com quadro de injúria pulmonar que impossibilitaram a medição deste parâmetro. Estas imagens, portanto, foram descartadas. Um exemplo de imagem descartada pode ser visto na figura 7. Nesta imagem, a presença de derrame pleural impossibilita a identificação da base do pulmão.

Figura 6: (a) Alturas dos pulmões direito e esquerdo (b) Vista sagital da altura do pulmão esquerdo.

Figura 7: Exemplo de imagem descartada.

3.3 Escápula e clavícula

Nesta seção serão apresentados os parâmetros utilizados para estimar a região em que a escápula se encontra quando um paciente apresenta os braços ao lado do corpo - braços para baixo - bem como o procedimento para estimar o valor destes parâmetros. Para tal, será utilizado o primeiro conjunto de amostras definido na seção 3.1. Para estimar esta região da escápula, serão utilizadas as imagens nas quais o paciente

apresenta os braços para baixo.

As imagens nas quais o paciente manteve os braços acima da cabeça - braços para cima - serão utilizadas para a validação do método.

3.3.1 Segmentação dos ossos do tórax

Para a caracterização dos parâmetros que determinam a posição da escápula quando o paciente se encontra com os braços para baixo é necessária apenas a segmentação dos ossos do tórax: caixa torácica, escápula e clavícula. Um exemplo de um modelo 3D obtido a partir de uma segmentação pode ser visto na figura 8.

Figura 8: Modelo 3D obtido da segmentação dos ossos (braços para baixo).

Com base nesta segmentação, pode-se determinar as posições de pontos de referência anatômicos. Neste trabalho serão utilizados os pontos de referência anatômicos recomendados pela *International Society of Biomechanics* (ISB) para a caracterização do movimento de juntas humanas ² (WU et al., 2005). Tais pontos podem ser detectados usando a ferramenta de *Markups* do *software* 3D Slicer, figura 9.

²A única exceção será a utilização do processo espinhoso da vértebra **T3** ao invés do processo espinhoso da vértebra **C7** que é o processo espinhoso recomendado pela ISB. Esta exceção decorre da frequente ausência do processo espinhoso da vértebra **C7** nas imagens de *CT-scan*.

Figura 9: *Layout do 3D Slicer - Markups.*

Figura 10: (a) Pontos de referência **IJ** e **PX** (b) Pontos de referência **T3**, **T8**, **TS**, **AI**.

Os pontos de referência utilizados para a caracterização da posição dos ossos podem ser vistos nas figuras 10a e 10b.

Onde:

1. **T3**: Processo espinhoso da vértebra T3;
2. **T8**: Processo espinhoso da vértebra T8;
3. **IJ**: *Incisura Jugularis*;
4. **PX**: *Processus Xiphoideus*;
5. **TS**: *Trigonum Spinae Scapulae*;
6. **AI**: *Angulus Inferior*;

Figura 11: (a) Nuvem de pontos gerada a partir da segmentação da caixa torácica (b) Par de elipsoides ajustados à cada segmento da nuvem de pontos.

A segmentação da caixa torácica possibilita ajustar um par de elipsoides à superfície das costelas como mostrado na figura 11b, (SETH et al., 2010). Para o ajuste de tais elipsoides, excluiu-se os pontos pertencentes à coluna e a uma região de pontos próximos do externo para que as elipsoides se ajustassem apenas a pontos pertencentes a região posterior das costelas. Então, dividiu-se os pontos em dois grupos, direita e esquerda, e então ajustou-se uma elipsoide para cada um dos grupos de pontos.

As elipsoides ajustadas fornecem uma superfície analítica que estima a posição dos ossos da caixa torácica. Assim, pode-se restringir o deslocamento da escápula de tal forma que esta não invada a região da caixa torácica.

3.3.2 Parâmetros

Uma vez determinados os pontos de referência anatômicos e os elipsoides, pode-se determinar os valores de um conjunto de parâmetros que caracterizam a posição da escápula quando os braços do paciente se encontram ao lado do corpo. Esta determinação é realizada automaticamente através de uma rotina implementada no *software* Octave.

3.3.2.1 Parâmetro 1: altura do ponto de referência TS

A projeção de $(\mathbf{TS} - \mathbf{T3})$ no versor gerado por $(\mathbf{T8} - \mathbf{T3})$ será utilizada como uma indicação da altura do ponto de referência TS. Com base nesta projeção, o primeiro parâmetro medido, P1, pode ser definido como

$$P1 = \frac{(\mathbf{TS} - \mathbf{T3}) \cdot (\mathbf{T8} - \mathbf{T3})}{\|(\mathbf{T8} - \mathbf{T3})\|_2^2}. \quad (3.1)$$

Onde $(\cdot)$ indica um produto escalar.

Este parâmetro indica a razão entre a norma do segmento branco e a norma do segmento preto indicados na figura 12 . Doravante este parâmetro será denominado **Altura** da escápula.

Figura 12: Determinação do parâmetro P1 - Altura da escápula.

3.3.2.2 Parâmetro 2: distância lateral do ponto TS

Os elipsoides obtidos anteriormente estimam a posição dos ossos da caixa torácica. Como já mencionado, esta informação é necessária para evitar que, ao corrigir a posição da escápula, esta invada a parede da caixa torácica. A hipótese adotada neste trabalho é que os pontos **TS** e **AI** pertençam à superfície de um elipsoide resultante da modificação do elipsoide calculado com base na caixa torácica. Neste trabalho, o elipsoide será modificado adicionando uma constante α a cada um dos seus semi-eixos (INGRAM, 2015), isso fará com que o elipsoide se expanda, como mostrado na figura 13a. Note que na figura 13a o elipsoide esquerdo possui suas dimensões originais enquanto o elipsoide direito foi expandido.

Figura 13: (a) Elipsoide direito modificado. (b) Distância entre **TS** e o plano que passa pelo centro do elipsoide.

O centro, C_e do elipsoide modificado é coincidente com o centro do elipsoide original. O eixo lateral do elipsoide modificado, $\hat{c}_2$, é relacionado ao eixo lateral do elipsoide original, $\hat{c}_1$, segundo a relação apresentada na equação 3.2.

$$\hat{c}_2 = \hat{c}_1 + \alpha \frac{\hat{c}_1}{\|\hat{c}_1\|_2} \quad (3.2)$$

Onde α é a constante adicionada.

A projeção do vetor $(\mathbf{TS} - C_e)$ no eixo lateral do elipsoide modificado, $\hat{c}_2$, indica a distância lateral do ponto **TS** ao centro do elipsoide. O segundo parâmetro medido,

portanto, é a razão entre esta projeção - segmento branco presente na figura 13b - e o módulo do eixo lateral do elipsoide modificado - eixo vermelho presente na figura 13b. Doravante este parâmetro será denominado **Lateralização cranial** da escápula.

$$P2 = \frac{(\mathbf{TS} - C_e) \cdot \hat{c}_2}{\hat{c}_2 \cdot \hat{c}_2} \quad (3.3)$$

3.3.2.3 Parâmetro 3: distância lateral do ponto AI

A obtenção da distância lateral do ponto de referência **AI** é análoga à obtenção da distância lateral do ponto de referência **TS**. Este parâmetro tem como função caracterizar a distância do ponto **AI** em relação ao centro do elipsoide. Doravante este parâmetro será denominado **Lateralização caudal** da escápula.

$$P3 = \frac{(\mathbf{AI} - C_e) \cdot \hat{c}_2}{\hat{c}_2 \cdot \hat{c}_2} \quad (3.4)$$

Figura 14: Distância entre **AI** e o plano que passa pelo centro do elipsoide.

3.3.3 Correção da escápula a partir de imagens obtidas com o paciente mantendo os braços para cima.

Dada uma imagem na qual o paciente manteve os braços acima da cabeça durante a aquisição desta, a correção da posição da escápula desta imagem requer a determina-

ção dos pontos de referência já mencionados anteriormente. Para tal correção também são necessários mais dois pontos de referência relacionados à clavícula, também recomendados pela ISB. Os pontos de referência relacionados à clavícula, são:

1. **SC**: Junta esternoclavicular;
2. **AC**: Junta acromioclavicular.

Estes pontos de referência podem ser observados na figura 15.

Figura 15: Pontos de referência relacionados à clavícula.

Para estas imagens também devem ser calculados os elipsoides com base na posição da caixa torácica.

3.3.3.1 Estimativa da altura do ponto de referência TS'

Uma vez determinados todos os pontos de referência necessários, pode-se estimar a posição dos novos pontos de referência da escápula. Com base no valor do parâmetro **Altura** definido na seção 3.3.2.1, estimou-se a posição da projeção do ponto **TS** - segmento branco presente na figura 16.

Figura 16: Estimativa da altura do ponto de referência TS.

3.3.3.2 Estimativa da posição do ponto TS'

O segundo parâmetro utilizado foi a estimativa da Lateralização cranial da escápula - segmento branco presente na figura 17a. Este parâmetro foi definido na seção 3.3.2.2. O lugar geométrico dos pontos que pertencem à superfície do elipsoide e satisfazem o valor de projeção estimado equivale a uma elipse no espaço, cortes azuis presentes na figura 17a. O ponto desta elipse que está na mesma altura da estimativa da altura do ponto **TS** será considerado a nova posição do ponto **TS**, **TS'**. Este ponto é apresentado em verde na figura 17b.

3.3.3.3 Estimativa da posição do ponto AI'

O terceiro parâmetro estimado foi a Lateralização caudal da escápula - segmento branco presente na figura 18a. Este parâmetro foi definido na seção 3.3.2.3. De forma análoga ao que foi apresentado na seção anterior, os pontos que pertencem à superfície

Figura 17: (a) Lugar geométrico dos pontos que satisfazem a lateralização cranial (b) Estimativa da posição do ponto TS' .

do elipsoide e satisfazem o valor estimado da lateralização caudal pertencem à uma elipse no espaço, figura 18a. O ponto desta elipse que mantém a distância $\|TS - AI\|_2$ será considerado como a nova posição do ponto AI , AI' . Este ponto é apresentado em verde na figura 18b.

Figura 18: (a) Lugar geométrico dos pontos que satisfazem a lateralização caudal (b) Estimativa da posição do ponto AI' .

3.3.3.4 Estimativa da posição do ponto AC'

Uma vez determinadas as posições dos pontos **TS'** e **AI'** é possível determinar a nova posição do ponto **AC** da clavícula. Por simplificação, considera-se o ponto **SC** como o pivô da clavícula em relação ao esterno e, portanto, este se mantém fixo. Neste trabalho consideraremos que o ponto **AC** é o pivô da escápula em relação a clavícula e que este ponto seja o ponto de intersecção entre a escápula e a clavícula. Assim, considerando que a escápula e a clavícula se comportam como corpos rígidos, as distâncias $\|AC - AI\|_2$, $\|AC - TS\|_2$ e $\|AC - SC\|_2$ devem ser mantidas. Desta forma, a nova posição do ponto **AC**, **AC'**, é determinada como o ponto que satisfaz estas distâncias.

Nas figuras 19a e 19b os segmentos em preto sempre têm um comprimento fixo devido à hipótese de movimento de corpo rígido.

Figura 19: (a) Escápula e clavícula antes da correção, braços para cima. (b) Escápula e clavícula após correção, braços para baixo.

3.4 Superfície do tórax (tecido mole)

O método utilizado para estimar a superfície do tórax de um paciente cujos braços estão posicionados ao lado do corpo - braços para baixo - será apresentado nesta seção. Esta estimativa será realizada com base em uma imagem na qual o paciente se manteve com os braços acima da cabeça - braços para cima. Novamente, se utilizará o conjunto de amostras definido na seção 3.1.

As imagens nas quais o paciente manteve os braços acima da cabeça serão, novamente, utilizadas para a validação do método.

Para a construção e manipulação do modelo utilizado neste trabalho, utilizou-se o programa Scalismo que foi desenvolvido pelo *Graphics and Vision Research Group* da Universidade da Basiléia. Os métodos presentes neste programa foram desenvolvidos com base nos trabalhos de (LUTHI et al., 2016) e (SCHONBORN et al., 2016).

3.4.1 Obtenção da superfície do tórax

Para analisar a distribuição de tecido mole na superfície do tórax, segmentou-se tal tecido utilizando o programa 3DSlicer. A figura 20 apresenta um exemplo de uma segmentação do tórax. Inicialmente, delimitou-se a região do tórax através da técnica de segmentação por *threshold*, figura 20b. A partir desta delimitação, preencheu-se as regiões vazias dentro da estrutura para que não houvesse estruturas internas dentro da segmentação, figura 20c. Finalmente, nos casos em que o paciente mantinha os braços ao lado do corpo, excluiu-se manualmente a região dos braços até aproximadamente a altura das axilas, figura 20d.

Figura 20: (a) Imagem original (braços para baixo) (b) Delimitação da região do tórax (c) Preenchimento de vazios na imagem (d) Exclusão manual da região dos braços.

A partir desta segmentação, gerou-se um modelo 3D da superfície do tórax como mostrado na figura 21. No entanto, devido à limitação do campo de visão da imagem, pode-se notar um corte na região dos braços e consequentemente a presença de uma superfície não anatômica no modelo 3D. Esta superfície foi eliminada através de uma rotina escrita no programa Octave que exclui pontos que estejam além de um raio especificado do centro da imagem, figura 22a. O modelo 3D sem a superfície não anatômica na região dos braços pode ser visto na figura 22b.

Uma vez gerados todos os modelos, escolheu-se um modelo de referência e alinharam-se todos os outros modelos a esta referência através do método de Procrustes, (LORUSSO; EGGERT; FISHER, 1995). Este alinhamento foi realizado utilizando-se o programa Scalismo considerando os pontos de referência **T3**, **T8**, **IJ** e **PX** definidos na seção 3.3.1.

Figura 21: *Layout* do 3D Slicer - superfície do tórax gerada a partir da segmentação.

Figura 22: (a) Raio delimitando o novo campo de visão da imagem (b) Modelo 3D sem superfície não anatômica.

Após o alinhamento, aplicou-se um filtro de suavização laplaciana presente no programa MeshLab à superfície dos modelos 3D. Após a suavização da superfície, reduziu-se o número de faces do modelo para 5000 utilizando os parâmetros presentes na figura 23. Finalmente, nos casos em que o paciente mantinha os braços ao lado do corpo, excluiu-se manualmente a superfície não anatômica próxima das axilas, figura 24, proveniente do corte dos braços.

Figura 23: Parâmetros utilizados para a redução do número de faces do modelo.

Figura 24: Modelo com número de faces reduzido com destaque para a região próxima das axilas.

3.4.2 Geração de amostras através do programa MakeHuman

Para o desenvolvimento do modelo estatístico do formato do tórax, utilizou-se superfícies provenientes do programa MakeHuman, (BASTIONI; RE; MISRA, 2008). MakeHuman é um programa desenvolvido para gerar superfícies que representam o corpo humano em 3D. O *Layout* do programa MakeHuman pode ser visto na figura 25.

Figura 25: *Layout* do programa MakeHuman.

Há duas características dos modelos provenientes do programa MakeHuman que possibilitam a sua utilização para a estimativa de um modelo estatístico da forma humana:

1. As superfícies geradas são topologicamente consistentes. Isso significa que as superfícies de qualquer duas superfícies geradas pelo programa possuem a mesma quantidade de pontos e estes pontos estão em correspondência anatômica. Esta característica é essencial para a criação de um modelo estatístico de forma;
2. A geração dos modelos é paramétrica, o que possibilita a geração de uma grande quantidade de amostras.

A princípio, para desenvolver um modelo estatístico de formas humanas, gerou-se 100 amostras aleatórias de formas humanas femininas utilizando-se a ferramenta de

produção em massa do MakeHuman. Como resultado, foram produzidos 100 arquivos nos quais estão presentes os parâmetros que representam uma determinada amostra. A figura 26 mostra exemplos de amostras diferentes geradas pelo MakeHuman.

Figura 26: Exemplos de amostras diferentes geradas pelo MakeHuman.

Então, utilizou-se uma rotina escrita em Octave para trocar o gênero das amostras geradas anteriormente. Desta forma, foram geradas 100 amostras aleatórias de formas masculinas mantendo as características macro das amostras de formas femininas. A figura 27b representa uma amostra de forma masculina gerada a partir de uma amostra de forma feminina, figura 27a.

Figura 27: Exemplos de amostras diferentes geradas pelo MakeHuman.

Uma outra característica deste programa é a possibilidade de, para um dado conjunto de parâmetros, gerar modelos em poses diferentes. Esta característica é importante para o desenvolvimento deste trabalho, pois possibilita gerar modelos estatísticos de forma para diferentes posições dos braços, como mostradas na figura 28.

Então, para cada uma das amostras geradas anteriormente, formas femininas e

Figura 28: (a) Modelo do MakeHuman com os braços para baixo (b) Modelo do MakeHuman com os braços para cima.

masculinas com os braços para baixo, gerou-se novas amostras com os braços para cima. A figura 28b representa uma amostra com os braços para cima gerada a partir de uma amostra com os braços para baixo, figura 28a.

Uma vez gerados todos os arquivos com os parâmetros das amostras desejadas, utilizou-se uma rotina escrita em *python* dentro do MakeHuman para gerar superfícies no formato .obj para que estas pudessem ser lidas por outros programas além do MakeHuman. A transforção para o formato .obj não acarreta em perda de informação.

3.4.3 Modelo estatístico do formato do tórax

As superfícies geradas pelo programa MakeHuman foram então alinhadas utilizando o programa Scalismo. Novamente utilizou-se o método de Procrustes para o alinhamento das superfícies. Como neste trabalho deseja-se modelar a região superior do tórax humano, alinhou-se as superfícies com ênfase nesta região. Portanto, utilizou-se para o alinhamento apenas os pontos de referência pertencentes à região destacada mostrada na figura 29.

Note que para o alinhamento, excluiu-se a região das mamas, figura 29a, para evitar um alinhamento enviesado para a região anterior em alguns casos. Por consequência, excluiu-se também parte da região posterior, figura 29b, para evitar alinhamento enviesado para a região posterior após a exclusão da região das mamas. Um exemplo do alinhamento entre duas superfícies pode ser visto na figura 30. Após o alinhamento das superfícies, utilizou-se o programa Scalismo para a geração de um modelo estatístico de deformação como apresentado na seção 2.3.1.

Figura 29: Regiões anterior (a) e posterior (b) do modelo com destaque em verde para a região utilizada para o alinhamento das superfícies.

Figura 30: (a) superfícies não alinhadas (b) superfícies após alinhamento com ênfase na região superior do tórax.

Gerou-se, portanto, 4 modelos : feminino com braços para baixo, feminino com braços para cima, masculino com braços para baixo e masculino com braços para cima. Os 4 primeiros modos do modelo feminino com braços para baixo podem ser observados na figura 31.

No entanto, neste trabalho deseja-se apenas o modelo de deformação da região do tórax. Para tal, marginalizou-se o modelo apenas para os pontos pertencentes ao tórax utilizando a abordagem apresentada na equação 2.9. O modelo marginalizado para a região do tórax pode ser observado na figura 32. Após a marginalização, utilizou-se um kernel como o mostrado na equação 2.14 para a flexibilização do modelo. Este kernel foi somado à matriz de covariância do modelo marginalizado e para a criação do kernel utilizou-se os parâmetros $s_1 = s_2 = s_3 = 20\text{mm}$ e $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_3 = 200\text{mm}$. Os 4 primeiros modos do modelo flexibilizado podem ser vistos na figura 33.

Figura 31: 4 primeiros modos do modelo estatístico de deformação do corpo completo.

Figura 32: 4 primeiros modos do modelo estatístico de deformação marginalizado para a região do tórax.

Figura 33: 4 primeiros modos do modelo estatístico de deformação marginalizado para a região do tórax após flexibilização com kernel gaussiano.

3.4.4 Ajuste do modelo às amostras

Uma vez em posse do modelo estatístico de deformação do tórax, utilizou-se a abordagem presente em (SCHONBORN et al., 2016) para ajustar o modelo às amostras. O código utilizado como base para tal ajuste pode ser encontrado em (SCALISMO, 2018a). Este código foi adaptado para que se minimizasse uma combinação das expressões apresentadas em 2.17 e 2.18. O termo $P(D|\theta)$ utilizado neste trabalho é apresentado na equação 3.5.

$$P(D|\theta) = \prod_{i=1}^{2011} P(\|p_i - M(\theta)\|_2) \left[\prod_{i=1}^4 P(\|l_i^d - l_i^m\|_2) \right]^{100} \quad (3.5)$$

Note que a probabilidade condicional foi calculada considerando os 2011 pontos que fazem parte da superfície do modelo assim como os 4 pontos que servem como ponto de referência. Para os pontos de referência foi utilizada uma potência de 100 para que a distância entre esses pontos tivesse um peso maior do que os outros pontos da superfície no processo de otimização. Utilizou-se os valores de desvios-padrões presentes no código para modelar a distribuição das distâncias presentes na equação 3.5.

Para as amostras, utilizou-se como pontos de referência os pontos da superfície mais próximos dos pontos de referência **T3**, **T8**, **IJ** e **PX** definidos na seção 3.3.1. Para o modelo, buscou-se determinar manualmente os pontos correspondentes aos pontos de referência das amostras. As figuras 34 e 35 mostram, respectivamente, os pontos de referência utilizados na amostra e no modelo.

Após a detecção dos pontos de referência, realizou-se o processo de registro de imagens. Alguns exemplos de resultados deste processo podem ser vistos nas figuras 36, 37, 38 e 39. O processo de registro encontrou os parâmetros do modelo estatístico de forma que melhor explicam a amostra em questão. Portanto, após este processo, obteve-se parâmetros de rotação, translação e os coeficientes de deformação do modelo. Após o registro, calculou-se, também, a distância média entre os pontos da amostra e a superfície do modelo.

Figura 34: Pontos de referência na região anterior (a) e posterior (b) obtidos na superfície de uma amostra.

Figura 35: Pontos de referência na região anterior (a) e posterior (b) obtidos na superfície do modelo.

Figura 36: Resultado do registro para um homem com os braços para cima (ajuste em azul e *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Aproximação da amostra (b) Sobreposição da amostra e do modelo (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

Figura 37: Resultado do registro para um homem com os braços para baixo (ajuste em azul e *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Aproximação da amostra (b) Sobreposição da amostra e do modelo (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

Figura 38: Resultado do registro para uma mulher com os braços para cima (ajuste em azul e *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Aproximação da amostra (b) Sobreposição da amostra e do modelo (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

Figura 39: Resultado do registro para uma mulher com os braços para baixo (ajuste em azul e *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Aproximação da amostra (b) Sobreposição da amostra e do modelo (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

3.4.5 Transformação de superfícies apresentando os braços para cima em superfícies apresentando os braços para baixo

Após o processo de registro de superfícies, como apresentado na subseção anterior, obtém-se os coeficientes do modelo estatístico de deformação que melhor representam uma dada amostra. Considere, então, que para um dado paciente i obteve-se os seguintes coeficientes dos modelos de deformação: $\vec{\alpha}_i^u$ para o modelo de deformação apresentando os braços para cima e $\vec{\alpha}_i^d$ para o modelo de deformação apresentando os braços para baixo.

Considerando agora N pacientes, pode-se construir uma matriz $U = [\vec{\alpha}_1^u \cdots \vec{\alpha}_N^u]$ e uma matriz $D = [\vec{\alpha}_1^d \cdots \vec{\alpha}_N^d]$ que contenham todos os coeficientes dos pacientes apresentando braços para cima e apresentando braços para baixo, respectivamente. Com base nestas matrizes, pode-se calcular uma matriz T que estime uma transformação $T \times U = D$. Ou seja, dado um coeficiente $\vec{\alpha}_i^u$, T é capaz de estimar uma aproximação do coeficiente $\vec{\alpha}_i^d$. A transformação T pode ser calculada como apresentado na equação 3.6.

$$T = D \times U' \times [U \times U']^{-1} \quad (3.6)$$

Onde para uma dada matriz U , U' representa U transposta e $[U \times U']^{-1}$ representa a inversa de $[U \times U']$.

A transformação apresentada na equação 3.6 será utilizada neste trabalho para estimar a forma de um paciente na condição em que este mantém os braços para baixo a partir de uma superfície obtida na condição em que este mantém os braços para cima. Note que a matriz T tem dimensão $d \times u$, sendo d a quantidade de modos presentes no modelo com braço para baixo e u sendo a quantidade de modos presentes no modelo com braços para cima.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Região interna à caixa torácica

4.1.1 Valores medidos dos parâmetros

As tabelas 1, 2, 3 e 4 apresentam os valores medidos dos parâmetros apresentados na seção 3.2. **Volume** é o volume do pulmão em litros, **Diâmetro (DE)** é o diâmetro lateral da caixa torácica em mm, **Diâmetro (AP)** é o diâmetro anterior-posterior da caixa torácica em mm, **A. Direito** é a altura do pulmão direito em mm e **A. Esquerdo** é a altura do pulmão esquerdo em mm.

Tabela 1: Parâmetros medidos durante inspiração.

Inspiração					
Voluntário	Volume	Diâmetro (DE)	Diâmetro (AP)	A. Direito	A. Esquerdo
1	6,055	255,25	175,62	254,00	254,00
2	5,351	267,88	169,46	225,00	236,00
3	7,032	286,42	187,68	265,60	247,20
4	3,816	218,54	153,23	220,00	214,40
5	5,263	257,74	162,18	265,60	267,20
6	5,345	259,21	194,01	232,00	216,00
7	2,693	213,60	158,19	187,00	191,00
8	3,232	252,48	172,79	200,00	202,00
9	2,995	214,50	143,65	217,00	214,00
10	2,699	225,78	188,70	154,00	163,00
11	2,060	220,63	141,37	166,00	177,00
12	3,818	227,20	145,28	225,00	239,00
13	4,360	284,56	189,42	186,00	202,00
Média	4,209	244,91	167,81	215,17	217,14
D. Padrão	1,501	26,18	18,71	35,51	30,69

Tabela 2: Parâmetros medidos durante expiração.

Expiração					
Voluntário	Volume	Diâmetro (DE)	Diâmetro (AP)	A. Direito	A. Esquerdo
1	2,555	247,43	156,42	179,00	190,00
2	2,688	259,74	150,22	173,00	180,00
3	2,492	274,99	161,57	159,20	176,80
4	1,627	209,12	136,90	148,80	145,60
5	2,957	248,33	136,11	228,00	237,60
6	2,306	251,97	170,66	156,80	159,20
7	1,681	212,87	145,07	143,00	153,00
8	2,230	250,90	169,64	170,00	174,00
9	2,160	211,90	138,45	176,00	176,00
10	1,526	223,75	178,49	113,00	132,00
11	1,395	217,77	137,09	141,00	156,00
12	1,804	220,16	129,28	160,00	184,00
13	2,519	278,40	175,32	149,00	167,00
Média	2,149	239,03	152,71	161,29	171,63
D. Padrão	0,497	24,31	16,99	26,78	25,79

Tabela 3: Parâmetros medidos com o voluntário mantendo os braços para baixo.

Braços para baixo					
Voluntário	Volume	Diâmetro (DE)	Diâmetro (AP)	A. Direito	A. Esquerdo
vol_01	4,306	216,05	180,19	250,00	247,00
vol_02	1,384	221,28	161,36	140,00	x
vol_03	3,346	221,48	159,61	205,00	218,75
vol_04	1,670	246,46	220,57	x	x
vol_05	2,840	229,92	161,72	193,13	149,38
vol_06	0,712	241,95	163,90	x	x
vol_07	2,171	226,56	177,73	171,25	151,25
vol_08	2,531	250,00	180,66	170,00	155,00
vol_09	2,840	227,81	161,72	194,38	149,38
vol_10	2,432	245,00	164,61	193,75	188,75
vol_11	3,707	241,84	192,99	198,75	207,50
vol_12	1,632	222,89	163,83	160,00	151,88
vol_13	1,385	218,08	154,17	140,00	x
vol_14	1,524	237,09	182,68	x	x
vol_15	2,369	237,79	168,36	140,00	130,00
vol_16	2,157	225,60	174,29	178,75	167,50
vol_17	1,904	218,88	152,58	168,75	177,50
vol_18	2,688	214,10	154,29	178,75	193,75
vol_19	3,541	221,98	169,64	215,00	240,00
vol_20	2,015	235,38	164,50	145,00	192,50
vol_21	3,850	245,60	166,16	210,00	215,00
vol_22	5,304	252,93	179,69	235,00	241,00
vol_23	5,196	253,00	174,58	251,00	251,00
vol_24	4,973	259,77	215,82	244,00	229,00
vol_25	2,028	243,03	183,85	172,50	212,50
vol_26	7,134	288,09	185,55	261,25	266,25
vol_27	5,657	249,02	183,59	240,00	250,00
vol_28	6,366	291,02	211,91	222,50	236,25
vol_29	2,734	263,67	174,81	205,00	x
vol_30	7,119	272,21	188,74	273,75	342,50
Média	3,251	240,62	175,80	198,43	206,82
D. Padrão	1,760	20,07	17,39	39,11	49,19

Tabela 4: Parâmetros medidos com o voluntário mantendo os braços para cima.

Braços para cima					
Voluntário	Volume	Diâmetro (DE)	Diâmetro (AP)	A. Direito	A. Esquerdo
vol_01	3,312	210,73	167,70	217,50	222,50
vol_02	1,217	227,41	155,41	148,75	x
vol_03	3,595	231,06	170,63	208,75	216,25
vol_04	2,340	250,06	219,41	x	x
vol_05	2,804	227,18	173,19	201,25	151,25
vol_06	1,395	239,77	169,45	x	x
vol_07	1,714	225,89	176,52	142,50	127,50
vol_08	3,062	255,20	184,08	173,75	171,25
vol_09	2,919	230,69	172,49	199,38	150,00
vol_10	2,396	240,26	175,92	194,38	186,25
vol_11	4,028	246,67	198,56	206,88	213,13
vol_12	1,577	228,75	173,39	135,00	131,25
vol_13	1,175	217,43	149,71	152,50	x
vol_14	1,475	240,72	180,96	x	x
vol_15	1,555	232,61	163,86	121,25	121,25
vol_16	1,320	224,95	180,96	158,75	158,75
vol_17	1,824	219,41	154,55	167,50	176,25
vol_18	2,288	211,17	163,60	161,25	193,75
vol_19	3,825	224,26	171,77	235,00	253,75
vol_20	1,965	239,07	164,15	146,25	191,25
vol_21	4,112	242,09	168,61	210,00	212,50
vol_22	4,648	248,18	178,90	237,50	236,25
vol_23	5,293	249,19	177,44	247,50	250,00
vol_24	5,023	266,60	231,45	205,00	219,38
vol_25	2,195	245,00	190,64	176,88	217,50
vol_26	6,749	284,18	188,48	260,00	262,50
vol_27	6,008	247,65	182,84	247,50	262,50
vol_28	6,035	288,54	218,33	218,75	237,50
vol_29	3,394	253,83	181,19	219,20	x
vol_30	7,881	266,84	195,68	316,25	347,50
Média	3,238	240,51	179,33	196,64	204,58
D. Padrão	1,806	19,03	18,70	44,83	52,51

4.1.2 Comparação entre a influência da fase respiratória e a influência da posição dos braços nas imagens.

A tabela 5 apresenta a diferença entre os parâmetros medidos durante inspiração e parâmetros medidos durante expiração - diferença entre os campos das tabelas 1 e 2 apresentadas na seção 4.1.1. A tabela 6, por sua vez, apresenta a diferença entre os parâmetros medidos com o paciente mantendo os braços para baixo e os parâmetros medidos com o paciente mantendo os braços para cima - diferença entre os campos das tabelas 3 e 4 também apresentadas na seção 4.1.1. Analisando-se os valores de média

e desvio padrão das tabelas 6 e 5, pode-se comparar a influência que a fase respiratória e a posição dos braços têm no valor dos parâmetros analisados. As tabelas de 7 a 11 apresentam as análises do teste t para cada um dos parâmetros apresentados nas tabelas 3 e 4. Para geração de tais tabelas, utilizou-se um nível de significância de 5%.

Tabela 5: Diferença entre os parâmetros medidos durante inspiração e parâmetros medidos durante expiração.

Inspiração menos expiração					
Voluntário	Volume	Diâmetro (DE)	Diâmetro (AP)	A. Direito	A. Esquerdo
1	3,500	7,82	19,20	75,00	64,00
2	2,663	8,14	19,24	52,00	56,00
3	4,540	11,42	26,11	106,40	70,40
4	2,189	9,42	16,33	71,20	68,80
5	2,306	9,41	26,06	37,60	29,60
6	3,039	7,24	23,35	75,20	56,80
7	1,012	0,73	13,12	44,00	38,00
8	1,002	1,58	3,16	30,00	28,00
9	0,835	2,60	5,20	41,00	38,00
10	1,173	2,03	10,21	41,00	31,00
11	0,665	2,86	4,28	25,00	21,00
12	2,014	7,04	16,00	65,00	55,00
13	1,841	6,17	14,10	37,00	35,00
Média	2,060	5,88	15,10	53,88	45,51
D. Padrão	1,159	3,51	7,81	23,22	16,90

Tabela 6: Diferença entre os parâmetros obtidos com o paciente mantendo os braços para baixo e os parâmetros obtidos com o paciente mantendo os braços para cima.

Braços para baixo menos braços para cima					
Voluntário	Volume	Diâmetro (DE)	Diâmetro (AP)	A. Direito	A. Esquerdo
vol_01	0,994	5,33	12,50	32,50	24,50
vol_02	0,167	-6,14	5,95	-8,75	x
vol_03	-0,249	-9,57	-11,02	-3,75	2,50
vol_04	-0,670	-3,60	1,16	x	x
vol_05	0,036	2,74	-11,47	-8,13	-1,88
vol_06	-0,683	2,18	-5,55	x	x
vol_07	0,457	0,67	1,22	28,75	23,75
vol_08	-0,532	-5,20	-3,41	-3,75	-16,25
vol_09	-0,079	-2,87	-10,77	-5,00	-0,63
vol_10	0,036	4,74	-11,31	-0,63	2,50
vol_11	-0,321	-4,83	-5,57	-8,13	-5,63
vol_12	0,055	-5,86	-9,56	25,00	20,63
vol_13	0,210	0,65	4,47	-12,50	x
vol_14	0,049	-3,63	1,72	x	x
vol_15	0,813	5,18	4,50	18,75	8,75
vol_16	0,837	0,65	-6,66	20,00	8,75
vol_17	0,080	-0,53	-1,97	1,25	1,25
vol_18	0,400	2,94	-9,31	17,50	0,00
vol_19	-0,284	-2,28	-2,13	-20,00	-13,75
vol_20	0,050	-3,69	0,35	-1,25	1,25
vol_21	-0,263	3,51	-2,45	0,00	2,50
vol_22	0,656	4,75	0,79	-2,50	4,75
vol_23	-0,096	3,82	-2,86	3,50	1,00
vol_24	-0,051	-6,84	-15,63	39,00	9,63
vol_25	-0,168	-1,97	-6,79	-4,38	-5,00
vol_26	0,385	3,91	-2,93	1,25	3,75
vol_27	-0,351	1,38	0,75	-7,50	-12,50
vol_28	0,331	2,48	-6,42	3,75	-1,25
vol_29	-0,660	9,85	-6,39	-14,20	x
vol_30	-0,762	5,37	-6,94	-42,50	-5,00
Média	0,013	0,10	-3,52	1,79	2,23
D. Padrão	0,462	4,61	6,19	17,47	10,37

Tabela 7: Tabela apresentando um teste T para comparação da variável **Volume** presente nas tabelas 3 e 4.

Volume		
	P. Baixo	P. Cima
Média	3,25	3,24
Variância	3,10	3,26
Observações	30	30
Correlação de Pearson	0,97	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	29	
Stat t	0,15	
P(T<=t) uni-caudal	0,44	
t crítico uni-caudal	1,70	
P(T<=t) bi-caudal	0,88	
t crítico bi-caudal	2,05	

Tabela 8: Tabela apresentando um teste T para comparação da variável **Diâmetro (DE)** presente nas tabelas 3 e 4.

Diâmetro (DE)		
	P. Baixo	P. Cima
Média	240,62	240,51
Variância	402,75	362,14
Observações	30	30
Correlação de Pearson	0,97	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	29	
Stat t	0,12	
P(T<=t) uni-caudal	0,45	
t crítico uni-caudal	1,70	
P(T<=t) bi-caudal	0,90	
t crítico bi-caudal	2,05	

Tabela 9: Tabela apresentando um teste T para comparação da variável **Diâmetro (AP)** presente nas tabelas 3 e 4.

Diâmetro (AP)		
	P. Baixo	P. Cima
Média	175,80	179,33
Variância	302,35	349,68
Observações	30	30
Correlação de Pearson	0,94	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	29	
Stat t	-3,12	
P(T<=t) uni-caudal	0,00	
t crítico uni-caudal	1,70	
P(T<=t) bi-caudal	0,00	
t crítico bi-caudal	2,05	

Tabela 10: Tabela apresentando um teste T para comparação da variável **A.Direito** presente nas tabelas 3 e 4.

A.Direito		
	P. Baixo	P. Cima
Média	198,43	196,64
Variância	1529,77	2009,58
Observações	27	27
Correlação de Pearson	0,92	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	26	
Stat t	0,53	
P(T<=t) uni-caudal	0,30	
t crítico uni-caudal	1,71	
P(T<=t) bi-caudal	0,60	
t crítico bi-caudal	2,06	

Tabela 11: Tabela apresentando um teste T para comparação da variável **A.Esquerdo** presente nas tabelas 3 e 4.

A.Esquerdo		
	P. Baixo	P. Cima
Média	206,82	204,58
Variância	2419,17	2757,06
Observações	24	24
Correlação de Pearson	0,98	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	23	
Stat t	1,06	
P(T<=t) uni-caudal	0,15	
t crítico uni-caudal	1,71	
P(T<=t) bi-caudal	0,30	
t crítico bi-caudal	2,07	

4.1.2.1 Volume pulmonar

O volume pulmonar foi o parâmetro que apresentou maiores diferenças entre os dois casos analisados. O processo de inspiração aumentou, em média, o volume do pulmão em 2 litros (tabela 5: **Volume**). Enquanto a média da variação de volume devido a posição dos braços não apresentou diferença significativa (tabela 6: **Volume**). Comparando-se as duas tabelas nota-se, portanto, que a influência do processo de respiração no volume pulmonar é consideravelmente maior do que a influência da posição dos braços do paciente. Analisando o resultado presente na tabela 7, nota-se que a diferença das distribuições de volume pulmonar obtidas em posições diferentes dos braços não apresenta diferença significativa apresentando valor $p = 0,88$.

4.1.2.2 Diâmetros torácicos

Para o diâmetro da caixa torácica na direção direita-esquerda, observa-se que o processo de inspiração tende a expandir lateralmente a caixa torácica (tabela 5: **Diâmetro (DE)**), pois a diferença entre inspiração e expiração apresenta valores positivos para todas as amostras possuindo um valor médio de aproximadamente 6 mm. A posição dos braços do voluntário não apresenta influência clara na expansão ou retração lateral da caixa torácica, (tabela 6: **Diâmetro (DE)**). Há pacientes que apresentam variação positiva (expansão) e há pacientes que apresentam variação volumétrica negativa (contração). Analisando o resultado presente na tabela 8, nota-se que a diferença das distribuições de volume pulmonar obtidas em posições diferentes dos braços não apresenta diferença significativa apresentando valor $p = 0,90$.

Para o diâmetro da caixa torácica na direção anterior-posterior, observa-se que o processo de inspiração tende a expandir a caixa torácica na direção frontal (tabela 5: **Diâmetro (AP)**), pois novamente a diferença entre inspiração e expiração apresenta apenas valores positivos para todas as amostras. A expansão frontal da caixa torácica para esta amostra foi em média 15 mm. Neste parâmetro, a posição dos braços apresentou em média uma pequena contração (3,5 mm) na direção anterior-posterior (tabela 6: **Diâmetro (AP)**). Porém a influência da posição dos braços é menor do que a influência da fase respiratória. Analisando o resultado presente na tabela 9, nota-se que há diferença significativa entre as distribuições obtidas em posições diferentes dos braços apresentando valor $p = 0,00$.

4.1.2.3 Distância da base dos pulmões à vértebra T1

Em relação às distâncias dos pulmões direito e esquerdo ao centro da vértebra T1, o processo de inspiração aumentou esta distância em todos os casos (tabela 5: **A. Direito** e **A. Esquerdo**). Em média houve uma expansão de aproximadamente 54 mm para o pulmão direito e de 45 mm para o pulmão esquerdo. A influência média da posição do braço neste parâmetro foi no máximo 5% da influência da fase respiratória (tabela 6: **A. Direito** e **A. Esquerdo**). Em média, abaixar o braço apresentou um aumento vertical de aproximadamente 2 mm em ambos os pulmões. Deve-se observar que em alguns dos casos, o processo de abaixar o braço apresentou variação negativa. Analisando o resultado presente nas tabelas 10 e 11, nota-se que a diferença das distribuições de volume pulmonar obtidas em posições diferentes dos braços não apresenta diferença significativa apresentando valores $p = 0,60$ e $p = 0,30$ para os pulmões direito e esquerdo, respectivamente.

4.1.3 Discussão dos resultados apresentados

Os dados apresentados na seção anterior mostram que o processo de inspiração e expiração apresentam maiores diferenças morfológicas na região interna à caixa torácica do que a posição dos braços do paciente. Dito isto, deve-se discutir aqui a possibilidade de se utilizar imagens nas quais o paciente mantém os braços para cima na construção do atlas anatômico para TUS e TIE.

Estas técnicas serão utilizadas para monitorar variações de volume pulmonar durante o processo de inspiração e expiração. Portanto, as imagens de *CT-scan* utilizadas na construção do atlas anatômico devem apresentar variações morfológicas semelhantes às variações morfológicas resultantes do processo de inspiração e expiração.

Deve-se atentar aqui para o fato de que apenas o volume de ar dentro do pulmão não determina se este se encontra em inspiração ou expiração. O que dita a fase respiratória é a variação do volume do pulmão. Por exemplo, um paciente em ZEEP¹ (PEEP² = 0cmH₂O) durante a inspiração pode apresentar um volume pulmonar menor do que o mesmo paciente em PEEP de 15cmH₂O durante a expiração. As aquisições do atlas anatômico são realizadas com diferentes pressões de ventilação, resultando em diferentes volumes pulmonares. Isso garante uma coleta de amostras que apresente

¹Zero End Expiratory Pressure.

²Positive End Expiratory Pressure

grandes variações de volume pulmonar, o que torna a informação a priori mais robusta. Esta abrangente variação de volume pulmonar pode ser notada nas tabelas 3 e 4.

Deve-se notar que os valores de volume apresentam alta variação entre pacientes diferentes (média de 3,2 litros e desvio padrão de 1,8 litros), porém apresentam baixa variação (média de 0,01 litros e desvio padrão de 0,5 litros) entre o mesmo paciente devido à influência da posição dos braços como pode ser visto na tabela 6. Outro ponto a ser observado comparando-se as tabelas 3 e 4 é que a média e o desvio padrão dos volumes não variam muito em relação a posição do braço. Através dos resultados presentes nas tabelas de 7 a 11, pode-se notar que o **Diâmetro (AP)** é o único parâmetro que apresenta diferença significativa entre as distribuições obtidas com posições diferentes dos braços. No entanto, comparando-se os dados das tabelas 5 e 6, nota-se que o valor máximo absoluto do parâmetro **Diâmetro (AP)** para a diferença entre a posição dos braços é semelhante ao valor médio deste parâmetro devido ao processo de respiração.

Assim, podemos concluir que não se erra muito ao se considerar a distribuição anatômica de uma imagem obtida com o paciente mantendo os braços para cima na construção de um atlas anatômico para TUS e TIE.

4.2 Escápula e clavícula

4.2.1 Determinação dos parâmetros

Os parâmetros definidos na seção 3.3.2 foram determinados nas 30 imagens para as escápulas direita e esquerda totalizando, portanto, 60 medidas. Os valores das médias dos 3 parâmetros podem ser vistos na tabela 12. Estes parâmetros foram obtidos considerando $\alpha = 18.75$ mm - constante de expansão do elipsoide. O valor de α foi obtido por inspeção.

Na tabela 13 é apresentada a média e desvio padrão dos 3 parâmetros para cada paciente. Estas médias e desvios-padrões foram obtidos através de uma análise *bootstrap*, ou seja, é a média e desvio padrão calculadas considerando todas as amostras, de ambos os lados, menos a amostra do paciente em questão. Por exemplo, a média e desvio padrão do voluntário **vol_01** foram calculadas considerando todas as amostras menos as amostras do paciente **vol_01**. Esta é uma forma de verificar se os dados dos outros pacientes têm capacidade de explicar o paciente em questão.

Tabela 12: Parâmetros calculados com o paciente mantendo os braços ao lado do corpo para $\alpha = 18,75$.

Paciente	Altura		L. Cranial		L. Caudal	
	D	E	D	E	D	E
vol_01	-0,137	-0,136	0,393	0,408	0,515	0,534
vol_02	-0,253	-0,192	0,178	0,400	0,623	0,523
vol_03	-0,310	-0,218	0,382	0,389	0,651	0,570
vol_04	-0,313	-0,248	0,090	0,439	0,471	0,787
vol_05	-0,298	-0,326	0,391	0,465	0,732	0,716
vol_06	-0,179	-0,223	0,648	0,523	0,871	0,854
vol_07	-0,253	-0,204	0,445	0,472	0,985	0,993
vol_08	-0,176	-0,073	0,458	0,442	0,768	0,800
vol_09	-0,312	-0,308	0,362	0,460	0,704	0,696
vol_10	-0,261	-0,273	0,420	0,390	0,786	0,686
vol_11	-0,304	-0,395	0,263	0,264	0,825	0,853
vol_12	-0,387	-0,298	0,291	0,549	0,909	0,890
vol_13	-0,228	-0,120	0,174	0,394	0,702	0,538
vol_14	-0,249	-0,099	0,419	0,303	0,646	0,615
vol_15	-0,185	-0,250	0,395	0,315	0,585	0,575
vol_16	-0,246	-0,164	0,428	0,458	0,918	0,891
vol_17	-0,301	-0,250	0,228	0,196	0,615	0,474
vol_18	-0,151	-0,117	0,275	0,551	0,429	0,702
vol_19	-0,217	-0,122	0,339	0,472	0,580	0,669
vol_20	-0,302	-0,306	0,429	0,491	0,936	0,920
vol_21	-0,242	-0,266	0,613	0,505	0,832	0,794
vol_22	-0,108	-0,049	0,350	0,261	0,493	0,468
vol_23	-0,090	-0,153	0,130	0,278	0,597	0,433
vol_24	-0,271	-0,341	0,591	0,613	1,005	0,909
vol_25	-0,214	-0,208	0,322	0,414	0,587	0,751
vol_26	-0,383	-0,268	0,458	0,457	0,830	0,941
vol_27	-0,093	-0,055	0,262	0,297	0,727	0,673
vol_28	-0,573	-0,478	0,470	0,538	0,760	0,835
vol_29	-0,111	-0,162	0,509	0,474	0,749	0,625
vol_30	-0,234	-0,206	0,418	0,325	0,836	0,781
Média	-0,231		0,395		0,719	
D. Padrão	0,101		0,120		0,154	

Tabela 13: Médias e desvios-padrões da análise *bootstrap* da amostra.

Paciente	Altura		L. Cranial		L. Caudal	
	Média	D. Padrão	Média	D. Padrão	Média	D. Padrão
vol_01	-0,235	0,101	0,394	0,122	0,726	0,153
vol_02	-0,232	0,103	0,398	0,119	0,724	0,154
vol_03	-0,230	0,102	0,395	0,122	0,723	0,156
vol_04	-0,230	0,102	0,399	0,115	0,723	0,153
vol_05	-0,229	0,102	0,393	0,122	0,719	0,157
vol_06	-0,233	0,103	0,388	0,116	0,714	0,155
vol_07	-0,232	0,103	0,392	0,122	0,710	0,148
vol_08	-0,235	0,100	0,393	0,122	0,717	0,157
vol_09	-0,229	0,102	0,394	0,122	0,720	0,157
vol_10	-0,230	0,103	0,394	0,122	0,719	0,157
vol_11	-0,227	0,100	0,399	0,120	0,715	0,155
vol_12	-0,228	0,100	0,394	0,120	0,713	0,153
vol_13	-0,233	0,102	0,398	0,119	0,723	0,155
vol_14	-0,233	0,101	0,396	0,122	0,722	0,156
vol_15	-0,232	0,103	0,396	0,122	0,724	0,155
vol_16	-0,232	0,102	0,393	0,122	0,713	0,153
vol_17	-0,230	0,102	0,401	0,117	0,725	0,153
vol_18	-0,235	0,101	0,394	0,120	0,725	0,152
vol_19	-0,234	0,102	0,394	0,122	0,723	0,156
vol_20	-0,229	0,102	0,392	0,122	0,712	0,152
vol_21	-0,231	0,103	0,389	0,118	0,716	0,156
vol_22	-0,237	0,098	0,398	0,121	0,728	0,150
vol_23	-0,235	0,100	0,401	0,116	0,726	0,151
vol_24	-0,229	0,102	0,387	0,116	0,711	0,150
vol_25	-0,232	0,103	0,395	0,122	0,721	0,156
vol_26	-0,228	0,101	0,392	0,122	0,714	0,154
vol_27	-0,237	0,098	0,399	0,120	0,720	0,157
vol_28	-0,221	0,086	0,391	0,120	0,717	0,156
vol_29	-0,235	0,101	0,391	0,121	0,721	0,157
vol_30	-0,232	0,103	0,395	0,122	0,716	0,156

4.2.2 Rotina de correção da posição da escápula

O processo de correção da escápula é realizado automaticamente através de uma rotina escrita em Octave. Os dados de entrada desta rotina são: segmentação da caixa torácica, arquivo gerado pelo 3D Slicer com os pontos de referência anatômicos e parâmetros de correção. Para a validação do método, foram utilizados como parâmetros as médias presentes na tabela 13.

Um exemplo de saída desta rotina pode ser visto na figura 40 onde em vermelho é apresentada a posição da escápula quando o braço está acima da cabeça e em verde a posição corrigida da escápula (braço abaixo da cabeça). Esta rotina apresenta como resultado os parâmetros de rotação e translação das escápulas direita e esquerda e das clavículas direita e esquerda. Pode-se notar nesta figura também a presença dos pontos de referência anatômicos necessários para a correção.

A comparação entre pontos de referência apresentada neste trabalho foi realizada através do alinhamento manual das imagens de um mesmo paciente. Neste alinhamento, tentou-se manter os esternos o mais coincidentes possível.

Figura 40: Exemplo de saída da rotina de correção da escápula.

A figura 41a apresenta a distância inicial entre os pontos de referência da escápula para a imagem que apresenta os braços para baixo (verde) e a imagem que apresenta os braços para cima (azul). Em preto são representados os pontos de referência **TS** e em vermelho são apresentados os pontos de referência **AI**. A figura 41b apresenta a distância entre os pontos de referência da escápula após a correção da escápula azul. Pode-se notar que após a correção, os pontos de referência se encontram mais próximos.

Figura 41: (a) Distância inicial dos pontos de referência (b) Distância final dos pontos de referência.

A tabela 14 apresenta a distância entre os pontos de referência (**TS** e **AI**) para as imagens corrigidas e para as imagens originais considerando as escápulas direita e esquerda. Esta tabela apresenta a média das distâncias, assim como os valores máximos e valores mínimos.

Tabela 14: Distância entre os pontos de referência para a imagem original e distância entre os pontos de referência para a imagem corrigida.

Paciente	Distância entre pontos TS (mm)				Distância entre pontos AI (mm)			
	Corrigida		Original		Corrigida		Original	
vol_01	24,643	21,655	51,655	57,019	28,029	16,247	82,983	75,975
vol_02	14,778	16,450	47,529	54,289	25,199	31,026	76,867	75,609
vol_03	24,899	14,324	82,882	67,465	30,367	16,396	89,989	77,612
vol_04	28,711	11,212	100,392	63,746	38,567	29,117	92,702	42,919
vol_05	19,003	23,947	81,476	77,112	16,230	27,961	65,767	74,471
vol_06	26,713	17,320	60,904	65,435	27,419	26,714	64,327	66,428
vol_07	9,746	27,815	66,509	67,738	26,396	38,270	73,166	58,180
vol_08	18,856	11,983	63,697	55,942	30,747	16,368	73,224	71,738
vol_09	19,213	19,012	86,476	67,801	24,410	20,887	66,071	71,134
vol_10	17,674	15,723	66,413	70,302	30,102	26,926	71,260	64,569
vol_11	16,733	25,845	56,515	63,701	22,145	32,521	66,345	65,478
vol_12	40,823	35,922	65,517	57,948	51,247	24,244	84,025	66,702
vol_13	17,621	25,726	50,969	47,673	15,616	40,650	71,226	74,559
vol_14	10,026	23,875	79,860	57,951	10,957	10,384	74,731	60,009
vol_15	15,749	3,615	46,719	41,709	27,462	13,291	50,940	56,104
vol_16	14,021	19,584	63,232	38,637	23,415	26,474	72,271	36,299
vol_17	13,981	7,872	45,987	33,129	11,015	6,601	38,988	20,876
vol_18	15,222	18,936	66,752	65,396	34,913	11,504	77,834	78,425
vol_19	7,615	20,425	42,689	44,389	16,265	8,327	74,304	68,365
vol_20	14,546	7,776	57,007	58,704	28,158	20,855	64,323	77,483
vol_21	21,162	16,174	57,044	57,730	34,368	15,512	50,847	58,136
vol_22	34,947	46,647	83,444	63,725	21,025	33,570	100,488	96,641
vol_23	34,654	15,396	51,466	55,685	13,138	21,802	62,029	81,555
vol_24	26,252	25,050	72,221	74,853	26,027	25,866	82,203	71,150
vol_25	5,206	4,999	54,093	53,265	14,672	12,241	68,672	67,504
vol_26	35,562	25,549	95,759	83,270	54,089	55,083	92,945	84,534
vol_27	31,870	36,732	64,752	56,445	4,642	13,423	90,536	75,278
vol_28	52,696	43,948	85,997	99,506	57,583	64,672	87,108	98,165
vol_29	5,916	3,797	50,663	55,121	20,975	22,689	72,769	63,512
vol_30	9,747	4,154	57,959	59,794	42,577	18,251	61,709	85,703
Média	20,334		62,868		25,594		71,096	
Máximo	52,696		100,392		64,672		100,488	
Mínimo	3,615		33,129		4,642		20,876	

Tabela 15: Diferença entre as coordenadas do ponto de referência TS da imagem corrigida e o ponto de referência TS da imagem original com o braço para baixo.

Paciente	ΔX (mm)		ΔY (mm)		ΔZ (mm)	
	D	E	D	E	D	E
vol_01	-10,686	-5,585	-2,442	-7,032	22,071	19,705
vol_02	13,009	2,944	-0,666	-1,845	6,980	16,079
vol_03	-5,761	-9,713	-15,315	-9,899	-18,767	-3,583
vol_04	25,263	-8,971	3,197	-5,307	-13,262	-4,130
vol_05	-13,355	-4,257	-10,885	-11,446	-8,016	-20,599
vol_06	-25,162	-14,925	-8,928	-8,771	0,861	-0,552
vol_07	-8,848	-17,475	-2,380	-19,496	3,321	9,390
vol_08	-6,220	-10,117	-7,287	-6,337	-16,240	-1,045
vol_09	-4,573	-9,566	-15,076	-13,626	-10,997	-9,179
vol_10	-5,212	-3,513	-13,547	-12,347	-10,083	-9,080
vol_11	8,595	12,140	-12,470	-5,767	-7,114	-22,075
vol_12	-0,392	-20,475	-27,996	-25,476	-29,708	-14,904
vol_13	16,231	7,029	-2,872	9,438	6,229	22,877
vol_14	-0,717	5,703	7,645	16,099	-6,446	16,683
vol_15	4,663	-0,025	10,855	-0,593	10,414	3,566
vol_16	-8,744	-16,649	-8,840	-8,841	-6,480	5,306
vol_17	13,041	5,310	3,958	-2,183	-3,121	5,386
vol_18	6,110	-14,479	12,607	-1,988	5,953	12,040
vol_19	2,587	-11,569	-5,746	-7,439	4,274	15,099
vol_20	-11,131	-6,130	-6,351	-1,941	-6,881	-4,373
vol_21	-19,753	-11,212	1,456	5,322	-7,453	-10,371
vol_22	-4,598	2,494	27,570	38,060	20,978	26,854
vol_23	19,745	7,077	18,551	11,148	21,608	7,916
vol_24	-24,405	-18,398	-8,863	-6,403	-3,871	-15,748
vol_25	3,128	-1,251	3,886	-3,823	-1,487	-2,968
vol_26	-24,585	-19,184	-18,019	-15,270	-18,318	-7,180
vol_27	15,367	6,881	21,810	24,575	17,433	26,419
vol_28	-17,220	-6,404	-10,804	-6,748	-48,616	-42,953
vol_29	-0,580	-1,639	5,847	2,243	0,682	-2,588
vol_30	-8,164	2,495	-4,388	0,465	-3,017	3,289
Média	-3,864		-2,345		-1,330	
D. Padrão	11,431		12,403		15,337	

Tabela 16: Diferença entre as coordenadas do ponto de referência AI da imagem corrigida e o ponto de referência AI da imagem original com o braço para baixo.

Paciente	ΔX (mm)		ΔY (mm)		ΔZ (mm)	
	D	E	D	E	D	E
vol_01	10,246	5,758	21,490	13,188	14,792	7,543
vol_02	15,147	16,800	19,780	23,531	-3,788	11,254
vol_03	8,646	3,251	10,833	9,804	-27,019	-12,733
vol_04	20,951	-16,596	23,057	-22,025	-22,735	-9,341
vol_05	-3,777	-2,569	-4,207	-8,856	-15,213	-26,397
vol_06	-16,762	-20,423	-14,452	-8,017	-16,185	-15,240
vol_07	-22,094	-32,524	-0,672	-19,652	-14,427	-4,538
vol_08	-9,195	-10,739	-4,989	-6,291	-28,912	-10,629
vol_09	-5,484	0,584	-12,584	-12,360	-20,184	-16,827
vol_10	-11,936	6,529	1,176	17,732	-27,609	-19,183
vol_11	-9,526	-7,560	-9,978	-3,318	-17,324	-31,456
vol_12	-4,090	-11,389	3,821	-9,725	-50,941	-19,065
vol_13	8,532	22,783	12,943	29,926	-1,884	15,419
vol_14	2,304	6,726	-3,121	-3,217	-10,247	7,228
vol_15	19,678	8,680	18,654	6,585	4,356	-7,612
vol_16	-17,309	-25,758	6,728	-2,208	-14,261	-5,703
vol_17	4,695	6,457	-2,809	0,692	-9,559	-1,182
vol_18	19,651	8,300	28,856	7,511	-0,178	2,654
vol_19	13,343	0,441	7,653	-4,625	5,286	6,910
vol_20	-19,479	-9,008	-7,890	4,440	-18,739	-18,277
vol_21	-20,198	-8,952	-19,084	-8,008	-20,224	-9,815
vol_22	7,035	10,607	14,705	22,909	13,278	22,127
vol_23	5,185	16,938	3,517	13,649	11,548	-1,464
vol_24	-22,548	-11,012	-1,917	2,307	-12,857	-23,291
vol_25	7,337	4,280	2,683	2,008	-12,419	-11,292
vol_26	-32,301	-35,243	-18,755	-21,316	-39,122	-36,574
vol_27	-2,827	2,968	3,194	6,572	1,833	11,322
vol_28	-10,221	-10,446	-7,943	-18,633	-56,109	-61,042
vol_29	16,268	20,122	10,628	8,321	-7,896	-6,377
vol_30	-27,141	-1,781	-25,409	3,398	-20,750	-17,844
Média	-2,311		1,337		-11,649	
D. Padrão	14,798		13,310		16,992	

Da figura 42 a figura 47 são apresentados alguns exemplos de correções da escápula. A escápula vermelha é proveniente da imagem original com o braço para cima. A escápula em verde é proveniente da imagem original com o braço para baixo e a escápula em azul apresenta a escápula corrigida.

Figura 42: Imagem da CT de **vol_03** - (a) Imagem original (braços para cima) (b) Imagem original (braços para baixo) (c) Imagem corrigida (braços para baixo).

Figura 43: Imagem da CT de **vol_25** - (a) Imagem original (braços para cima) (b) Imagem original (braços para baixo) (c) Imagem corrigida (braços para baixo).

Figura 44: Imagem da CT de **vol_11** - (a) Imagem original (braços para cima) (b) Imagem original (braços para baixo) (c) Imagem corrigida (braços para baixo).

Figura 45: Imagem da CT de **vol_14** - (a) Imagem original (braços para cima) (b) Imagem original (braços para baixo) (c) Imagem corrigida (braços para baixo).

Figura 46: Imagem da CT de **vol_27** - (a) Imagem original (braços para cima) (b) Imagem original (braços para baixo) (c) Imagem corrigida (braços para baixo).

Figura 47: Imagem da CT de **vol_29** - (a) Imagem original (braços para cima) (b) Imagem original (braços para baixo) (c) Imagem corrigida (braços para baixo).

4.2.3 Análise do resultado

A escápula possui uma elevada mobilidade pois o deslocamento desta está ligado ao movimento dos braços que possui uma grande versatilidade. Então é razoável esperar que exista uma região correta onde a escápula possa se encontrar e não apenas uma posição fixa, pois qualquer variação da postura do paciente influencia na posição da escápula.

Neste sentido, como pode ser observado dos resultados apresentados na seção anterior, as novas posições obtidas para a escápula são anatomicamente plausíveis e vão para uma posição próxima do que foi observado nas imagens nas quais o paciente manteve os braços ao lado do corpo. Mesmo nos casos em que a escápula não vai para uma posição próxima do que foi observado, o resultado é válido, pois mantém-se a expectativa da posição original de um conjunto de eventos.

Analisando a tabela 14, pode-se notar que os pontos de referência da escápula corrigida se aproximaram dos pontos de referência da escápula com braço para baixo para um mesmo voluntário. O valor médio da distância após correção para os dois parâmetros analisados é aproximadamente um terço do valor médio da distância inicial. Pode-se notar também que os valores máximos das distâncias após correção são menores do que os valores médios da distância antes da correção. Ou seja, o eventual erro de considerar esta posição estimada da escápula é menor do que considerar a escápula com os braços para cima na construção do atlas anatômico.

Analisando as tabelas 15 e 16, pode-se notar que a média da diferença entre as coordenadas dos pontos de referência da escápula original com o braço para baixo e o braço para cima estão muito próximas de zero. A única exceção é a coordenada Z do ponto de referência **AI**.

4.2.4 Análise do método

O processo de correção apresentado neste trabalho é consideravelmente eficiente em termos de tempo, uma vez que o único processo manual necessário é a determinação dos pontos de referência no modelo de superfície da caixa torácica. Este dura em torno de 5 minutos por imagem e pode ser realizado após o processo de segmentação. Uma vez determinados os pontos de referência, o cálculo dos parâmetros da transformação das escápulas e também das clavículas leva em torno de 10 segundos

por imagem.

A utilização de um elipsoide para limitar o movimento da escápula é uma vantagem deste método que desta forma restringe a escápula a regiões anatomicamente plausíveis. Mesmo na eventualidade de um *outlier* (imagem na qual os parâmetros médios não gerem um resultado satisfatório) pode-se facilmente ajustar os parâmetros de correção para corrigir este caso específico de tal forma que a posição da escápula fique visualmente plausível.

4.3 Tecido mole fora da caixa torácica

As tabelas 17 e 18 apresentam as distâncias média e máxima das amostras em relação à aproximação realizada pelos modelos estatísticos de deformação. Nas colunas **R. para Cima (mm)** e **R. para Baixo (mm)** das tabelas calculou-se a distância das amostras com braços para cima e para baixo, respectivamente, em relação aos modelos de deformação correspondentes. Na última coluna, **T. para Baixo (mm)**, calculou-se as distâncias das amostras com braços para baixo em relação ao resultado da transformação apresentada na equação 3.6.

As matrizes de transformação foram calculadas utilizando o método *bootstrap*, ou seja, para um dado voluntário, calculou-se a matriz de transformação considerando todos os outros voluntários do mesmo sexo. A base de dados utilizada neste trabalho possui 30 voluntários dos quais 21 são do sexo feminino e 9 são do sexo masculino. As tabelas 17 e 18 foram organizadas de tal modo que os 21 primeiros voluntários são do sexo feminino e os 9 últimos são do sexo masculino. Assim, para esta análise, as matrizes de transformação do modelo feminino foram calculadas com base em 20 amostras e as do modelo masculino foram calculadas com base em 8 amostras.

Os resultados presentes na tabela 17 foram obtidos utilizando modelos não flexibilizados, ou seja, tais modelos geram como resultado apenas combinações lineares das amostras utilizadas na construção do modelo. Os resultados presentes na tabela 18, por sua vez, foram obtidos utilizando modelos flexibilizados com um kernel gaussiano apresentado na seção 3.4.3. O modelo flexibilizado pode gerar resultados que são variações em torno das combinações lineares das amostras utilizadas.

Tabela 17: Distâncias média e máxima das amostras em relação aos modelos não flexibilizados.

Voluntário	R. para Cima (mm)		R. para Baixo (mm)		T. para Baixo (mm)	
	D. Média	D. Máxima	D. Média	D. Máxima	D. Média	D. Máxima
vol_01	7,50	31,36	7,19	34,05	10,26	27,64
vol_02	8,02	40,70	6,90	40,56	7,60	44,59
vol_03	6,56	33,61	6,56	25,53	6,86	24,10
vol_04	9,32	54,20	11,99	58,89	14,41	70,21
vol_05	7,43	37,10	8,57	36,68	8,85	44,39
vol_06	8,03	36,14	8,04	31,85	10,36	32,54
vol_07	7,51	45,07	11,22	50,46	13,80	47,53
vol_08	8,41	45,06	10,56	54,60	13,00	50,30
vol_09	7,62	37,77	8,70	37,13	8,90	45,38
vol_10	9,38	38,97	10,40	44,91	10,43	46,41
vol_11	10,39	49,55	13,71	67,11	14,83	65,87
vol_12	10,11	47,86	10,15	49,55	15,39	45,40
vol_13	7,78	43,83	7,02	43,02	7,01	46,85
vol_14	9,92	42,72	9,89	49,62	10,83	54,53
vol_15	9,00	46,48	9,66	49,76	13,06	45,10
vol_16	9,37	53,14	11,67	50,99	11,46	57,53
vol_17	7,80	33,79	8,54	56,90	8,63	55,50
vol_18	6,32	30,40	6,25	27,67	6,14	27,28
vol_19	6,24	30,83	5,05	24,16	5,45	23,07
vol_20	13,19	44,46	11,66	41,01	11,73	43,70
vol_21	9,13	37,49	10,54	46,50	11,12	39,68
vol_22	6,74	35,94	6,52	42,16	10,08	38,70
vol_23	6,84	41,77	6,85	38,97	7,07	36,57
vol_24	10,69	44,38	10,19	55,63	12,18	64,34
vol_25	8,85	42,45	9,39	40,36	9,40	43,32
vol_26	7,70	33,33	8,52	42,13	9,01	50,58
vol_27	6,43	36,49	7,05	38,72	7,37	40,63
vol_28	8,98	44,44	12,37	73,78	12,76	70,78
vol_29	9,23	35,63	8,91	38,02	9,17	37,83
vol_30	7,34	34,97	7,12	45,79	8,31	52,87
Média	8,39	40,33	9,04	44,55	10,18	45,77
D. Padrão	1,55	6,41	2,14	11,33	2,68	12,44

Tabela 18: Distâncias média e máxima das amostras em relação aos modelos flexibilizados após a aplicação de um kernel gaussiano.

Voluntário	R. para Cima (mm)		R. para Baixo (mm)		T. para Baixo (mm)	
	D. Média	D. Máxima	D. Média	D. Máxima	D. Média	D. Máxima
vol_01	7,71	31,41	7,28	37,45	11,41	32,56
vol_02	8,14	41,30	6,62	41,07	6,89	41,27
vol_03	6,36	32,91	6,52	27,59	6,87	22,97
vol_04	9,24	55,67	11,90	59,77	13,01	68,50
vol_05	7,50	37,69	9,86	49,21	11,77	56,65
vol_06	8,14	35,78	8,10	32,79	9,41	34,82
vol_07	7,25	43,68	11,08	46,84	17,01	53,48
vol_08	8,17	41,23	10,53	52,06	12,81	51,38
vol_09	7,63	37,88	10,36	51,44	11,52	55,53
vol_10	9,08	38,41	10,12	46,87	9,98	49,75
vol_11	10,37	47,71	13,91	65,62	14,18	67,29
vol_12	10,00	46,40	10,12	52,82	13,82	47,36
vol_13	7,89	42,83	6,77	43,21	7,43	44,57
vol_14	10,04	42,48	10,03	51,16	10,90	57,90
vol_15	9,00	46,13	9,64	50,51	12,71	47,45
vol_16	9,41	45,69	11,57	50,18	11,49	51,64
vol_17	7,71	34,33	8,75	56,03	9,42	52,62
vol_18	6,26	31,00	6,18	26,94	6,71	30,24
vol_19	6,79	32,36	5,14	27,66	5,63	29,07
vol_20	13,21	47,76	11,46	40,37	13,01	45,03
vol_21	9,04	38,00	10,38	41,13	10,64	41,17
vol_22	6,82	37,06	6,57	42,30	7,98	33,81
vol_23	7,02	42,54	6,96	38,27	7,65	36,73
vol_24	10,37	43,17	10,29	59,30	11,31	56,97
vol_25	8,91	41,84	9,67	39,11	10,12	45,94
vol_26	7,54	32,96	8,80	38,61	12,67	51,07
vol_27	6,41	36,22	7,32	41,48	8,17	40,87
vol_28	8,81	43,77	12,47	69,18	12,54	71,21
vol_29	9,26	36,45	8,81	39,05	8,99	39,32
vol_30	7,53	37,86	7,07	43,67	7,34	44,91
Média	8,39	40,08	9,14	45,39	10,45	46,74
D. Padrão	1,50	5,75	2,15	10,49	2,71	11,71

Da figura 48 a figura 52 são mostrados alguns resultados das transformações apresentadas na seção 3.4.5. Em cada uma das figuras, pode-se ver a amostra de um voluntário com os braços para baixo (a), a superfície resultante da transformação (b), a sobreposição em 3D do resultado e da amostra (c) e alguns exemplos da sobreposição entre o resultado e a amostra nas vistas sagital (d), coronal (e) e axial (f). Nestas figuras, o resultado da transformação é apresentado em azul e a amostra é apresentada em vermelho.

Figura 48: Comparação entre o resultado da transformação e a amostra para um homem (resultado em azul e amostra de *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Resultado da transformação (b) Sobreposição da amostra e do resultado (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

Figura 49: Comparação entre o resultado da transformação e a amostra para um homem (resultado em azul e amostra de *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Resultado da transformação (b) Sobreposição da amostra e do resultado (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

Figura 50: Comparação entre o resultado da transformação e a amostra para uma mulher (resultado em azul e amostra de *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Resultado da transformação (b) Sobreposição da amostra e do resultado (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

Figura 51: Comparação entre o resultado da transformação e a amostra para uma mulher (resultado em azul e amostra de *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Resultado da transformação (b) Sobreposição da amostra e do resultado (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

Figura 52: Comparação entre o resultado da transformação e a amostra para uma mulher (resultado em azul e amostra de *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Resultado da transformação (b) Sobreposição da amostra e do resultado (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

4.3.1 Análise do resultado

Os resultados apresentados nas tabelas 17 e 18 mostram que, tanto para o modelo não flexibilizado quanto para o modelo flexibilizado, há um erro médio de aproximação devido ao processo de registro que é próximo de 8 mm para o modelo com braços para cima e próximo de 9 mm para o modelo com braços para baixo. O erro médio devido a transformação foi próximo de 10 mm. Isto mostra que o processo de transformação possui um erro próximo dos erros do processo de registro e, portanto, a transformação parece ser capaz de explicar as características macro da amostra. Pode-se notar, também, que os desvios-padrões dos erros médios ficaram todos menores que 3 mm.

As tabelas 17 e 18 mostram, também, as distâncias máximas dos pontos da amostra em relação ao modelo. Em alguns voluntários, esta distância máxima é próxima de 70 mm. A não aderência do modelo à amostra tende a ser maior nas extremidades inferior e superior da amostra, em regiões com dobra de pele e, no caso das mulheres, na região das mamas. No entanto, deve-se atentar ao fato que, mesmo com algumas regiões com erros significativos, as distâncias médias da amostra ao modelo se mantiveram todas abaixo de 16 mm. Isto significa que, para a maioria dos pontos da amostra, o modelo se mantém próximo.

Comparando os resultados da tabela 17 e da tabela 18 nota-se que o modelo flexibilizado não apresentou diferença significativa em relação ao modelo não flexibilizado. Isto pode ter ocorrido pelo fato de terem sido usados poucos modos para a estimativa das amostras. Apesar de terem sido utilizadas 100 amostras sintéticas para a criação dos modelos, utilizou-se apenas 5 modos para a estimativa das amostras reais devido ao pequeno número de amostras disponíveis para a estimativa da transformação, o que elimina a vantagem de se utilizar um modelo flexibilizado. Utilizou-se esta baixa quantidade de modos para evitar sobreajuste do modelo em relação às amostras.

4.3.2 Análise do método

A quantidade de amostras, 30 pares de imagens, foi um fator limitante durante o desenvolvimento do método. Além disso, as imagens foram adquiridas seguindo padrões diferentes - em algumas imagens há a presença de cinta de eletrodos e vestimenta, figura 53. Outro fator restritivo foi a presença de imagens com a superfície do tórax incompleta, figura 54.

Figura 53: (a) Voluntário utilizando vestimenta (b) (c) e (d) Voluntário vestindo uma cinta de eletrodos.

A quantidade insuficiente de amostras e a presença de amostra com informação parcial impossibilitou a criação de um modelo estatístico com base nas amostras reais disponíveis. Para contornar este problema, utilizou-se amostras sintéticas provenientes do programa MakeHuman, (BASTIONI; RE; MISRA, 2008). Desta forma foi possível gerar uma grande quantidade de amostras com dados completos e em correspondência. Uma outra vantagem desta abordagem foi a possibilidade de criar modelos que apresentavam os braços para cima e os braços para baixo.

Deve-se ressaltar, no entanto, que as amostras geradas pelo programa MakeHuman apresentam diferenças estruturais em relação a amostras reais obtidas a partir de segmentação de imagens de *CT-scan*. A primeira diferença está na atuação da gravidade: as amostras do programa MakeHuman foram modeladas como uma pessoa em pé, enquanto as amostras obtidas a partir de *CT-scan* foram adquiridas com o voluntário deitado. Esta diferença de postura influencia, principalmente, a posição das mamas fazendo com que o modelo não se aproximasse de determinados casos, como o apresentado na figura 55.

Figura 54: Exemplo de voluntário que apresenta apenas parte da superfície do tórax.

(a)

(b)

Figura 55: Diferença entre a posição das mamas para uma amostra (a) e para uma aproximação da amostra pelo modelo (b).

No caso da figura 55, pode-se notar uma outra diferença estrutural entre o modelo e a amostra. Os modelos gerados pelo MakeHuman são capazes de explicar dobras de pele. No entanto, a geração de um modelo 3D a partir da segmentação de uma imagem não é capaz de gerar dobras de pele. Assim, no caso da figura 55 este fato também contribuiu para a não aderência do modelo à amostra.

Uma vantagem do método proposto é a capacidade de estimar a superfície para um voluntário que possua apenas dados parciais. Este é um problema que ocorre principalmente para pacientes com sobrepeso para os quais os exames de *CT-Scan* não apresentam o contorno do corpo, figura 54. Geralmente tais exames são realizados com foco na região da caixa torácica e o método desenvolvido viabiliza a utilização destas imagens na construção do atlas anatômico. Como exemplo, a figura 56 mostra a estimativa do contorno do voluntário apresentado na figura 54.

Figura 56: Resultado do registro para uma mulher com os braços para baixo (resultado em azul e amostra de *CT-scan* em vermelho) - Amostra (a) Aproximação da amostra (b) Sobreposição da amostra e do modelo (c) Vista Sagital (d) Vista Coronal (e) Vista Axial (f).

5 CONCLUSÕES

Neste trabalho foram desenvolvidos e testados métodos para reposicionar de forma aproximada a escápula e tecidos moles em imagens de CT-Scan geradas com os braços acima da cabeça para a configuração em que os braços se encontrem ao lado do corpo. A aplicação destes métodos torna os bancos de dados de CT-scans mais adequados para serem utilizados para formar funções de densidade de probabilidade a priori.

5.1 Região interna à caixa torácica

Dos parâmetros utilizados para caracterizar a região interna à caixa torácica, apenas um, o diâmetro na direção anterior-posterior, apresentou diferença estatisticamente significativa em relação à posição dos braços. No entanto, mesmo para o diâmetro na direção anterior-posterior, mostrou-se que a fase respiratória exerce maior influência do que a posição dos braços na distribuição de tecido dentro da caixa torácica. Assim, pode-se concluir que não é necessário aplicar transformações nesta região para que estas sejam utilizadas na construção de um atlas anatômico.

5.2 Escápula e clavícula

O método desenvolvido neste trabalho reduziu a média da distância entre os pontos de referência analisados para um terço da média da distância sem a aplicação do método como pode ser visto na tabela 14. Desta forma, reduziu-se o erro de posição da escápula e da clavícula e deslocou-se esta para uma posição compatível com a posição esperada dessas estruturas nas condições de exames de TUS e TIE.

5.3 Tecido mole fora da caixa torácica

Neste trabalho desenvolveu-se um método que estima a distribuição de tecido mole fora da caixa torácica com base na segmentação de uma *CT-scan* na qual um voluntário mantém os braços para cima. Dos resultados apresentados, pode-se notar que o erro do processo de transformação de superfícies está próximo do erro do processo de registro de imagens, tabelas 17 e 18. No entanto, o erro do processo de registro está associado ao reduzido número de modos utilizados no modelo estatístico de forma. Porém, a escolha de poucos modos se deu por conta da baixa quantidade de amostras disponíveis para a estimativa da transformação. Assim, um fator que limitou a acurácia do método foi a baixa quantidade de amostras assim como a presença de amostras com informações parciais, incompletas.

Neste sentido, trabalhos futuros devem:

- incluir mais amostras para a estimativa da transformação e consequentemente aumentar o número de modos utilizados no processo de registro de imagens;
- utilizar amostras com menos cortes de superfícies anatômicas;
- utilizar amostras de pacientes em leito por conta da ação da gravidade.

REFERÊNCIAS

- BASTIONI, M.; RE, S.; MISRA, S. Ideas and methods for modeling 3d human figures: the principal algorithms used by makehuman and their implementation in a new approach to parametric modeling. In: . [S.l.: s.n.], 2008. p. 10.
- BOLSTERLEE, B.; VEEGER, H. E. J.; HELM, F. C. T. van der. Modelling clavicular and scapular kinematics: from measurement to simulation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, Springer, v. 52, p. (3) 283–291, 2014.
- CALVETTI, D.; SOMERSALO, E. *An Introduction to Bayesian Scientific Computing*. New York: Springer-Verlag, 2007.
- CAMARGO, E. *Desenvolvimento de algoritmo de imagens absolutas de Tomografia por Impedância Elétrica para uso clínico*. Tese (PhD) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2013.
- DO, C. B. *More on Multivariate Gaussians*. 2008. http://cs229.stanford.edu/section/more_on_gaussians.pdf. Accessed: 2020-01-30.
- HELM, F. C. T. van der. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, v. 27, p. (5) 551–553, 555–569, 1994.
- INGRAM, D. *Musculoskeletal Model of the Human Shoulder for Joint Force Estimation*. Tese (PhD) — Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, 2015.
- KAPIO, J.; SOMERSALO, E. *Statistical and Computational Inverse Problems*. New York: Springer-Verlag, 2005.
- LIMA, C. *Ventilação regional e deposição pulmonar de radioaerossol mediante diferentes estratégias de pressão positiva em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica*. Tese (PhD) — Universidade Federal de Pernambuco, 2018.
- LIU, H. et al. The profound effects of patient arm positioning on organ doses from ct procedures calculated using monte carlo simulations and deformable phantoms. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 164, p. (3) 368–375, 2015.
- LORUSSO, A.; EGGERT, D. W.; FISHER, R. B. A comparison of four algorithms for estimating 3-d rigid transformations. In: *BMVC*. [S.l.: s.n.], 1995.
- LUDEWIG, P. M. et al. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 91, p. (2) 378 – 389, 2009.
- LUTHI, M. et al. Gaussian process morphable models. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, v. 40, p. 1860–1873, 2016.

MAUREL, W. *3D Modeling of the Human Upper Limb Including the Biomechanics of Joints, Muscles and Soft Tissue*. Tese (PhD) — Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, 1998.

PRINOLD, J. et al. Musculoskeletal shoulder models: A technical review and proposals for research foci. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 227, p. 1041–1057, 2013.

SCALISMO. *Model fitting using MCMC - Fitting a shape model*. 2018. <https://scalismo.org/tutorials/tutorial15.html>. Accessed: 2020-01-30.

_____. *Scalismo - Scalable Image Analysis and Shape Modelling*. 2018. <https://scalismo.org/>. Accessed: 2020-01-30.

SCHONBORN, S. et al. Markov chain monte carlo for automated face image analysis. *International Journal of Computer Vision*, v. 123, p. 160–183, 2016.

SETH, A. et al. A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PLoS ONE*, p. 11(1), 2016.

_____. Minimal formulation of joint motion for biomechanisms. *Nonlinear Dynamics*, Springer, v. 62, p. (1–2) 291–303, 2010.

SOTIRAS, A.; DAVATZIKOS, C.; PARAGIOS, N. Deformable medical image registration: A survey. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 32, p. 1153–1190, 2013.

TAM, G. K. L. et al. Registration of 3d point clouds and meshes: A survey from rigid to nonrigid. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, v. 19, p. 1199–1217, 2013.

WU, G. et al. Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - part ii: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, v. 38, p. (5) 981–992, 2005.