

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

KARINE JACON SARRO

**METODOLOGIA PARA ANÁLISE
DA MOVIMENTAÇÃO DA CAIXA
TORÁCICA DURANTE A
RESPIRAÇÃO**

Campinas

2003

KARINE JACON SARRO

**METODOLOGIA PARA ANÁLISE
DA MOVIMENTAÇÃO DA CAIXA
TORÁCICA DURANTE A
RESPIRAÇÃO**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Pós-Graduação da Faculdade de
Educação Física da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do
título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros

Campinas

2003

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA CENTRAL DA UNICAMP

Sa75m Sarro, Karine Jacon.
Metodologia para análise da movimentação da caixa torácica durante a respiração / Karine Jacon Sarro. – Campinas, SP : [s.n.], 2003.

Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física.

1. Tórax. 2. Respiração. 3. Movimento. I. Barros, Ricardo Machado Leite de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Educação Física. III. Título.

KARINE JACON SARRO

**METODOLOGIA PARA ANÁLISE DA
MOVIMENTAÇÃO DA CAIXA TORÁCICA
DURANTE A RESPIRAÇÃO**

Este exemplar corresponde à redação final da Dissertação de Mestrado defendida por Karine Jacon Sarro e aprovada pela Comissão julgadora em: 05/12/2003.

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros
Orientador

Campinas
2003

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros
Orientador

Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins

Prof. Dr. Antônio Fernando Brunetto

Prof. Dr. Edison Duarte

Dedicatória

*Ao meu orientador e amigo,
Ricardo Machado Leite de Barros.*

*Aos meus pais,
Adélio Sarro Sobrinho e
Rosa Maria Jacon Sarro.*

*Ao meu irmão,
Vinicius Jacon Sarro.*

*“I am enough of an artist to draw freely upon my
imagination. Imagination is more important than
knowledge. Knowledge is limited. Imagination
encircles the world”.*

Albert Einstein

Agradecimentos

Agradeço...

... meu orientador e amigo Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros, por compartilhar comigo seus conhecimentos e por acreditar no meu potencial, me encorajando sempre.

... meu professor Euclides Custódio de Lima Filho (in memoriam), por me contagiar com a sua paixão pela matemática e pela vida.

... meus pais, Adélio Sarro Sobrinho e Rosa Maria Jacon Sarro, meu irmão Vinicius Jacon Sarro e meus familiares, por todo o carinho e apoio.

... minha amiga Fernanda Palma de Lima, por ser, depois da minha mãe, minha maior tiete.

... meus amigos Pascual e Miltinho, por me salvarem sempre que “a máquina” tornava-se um obstáculo.

... meu amigo e “voluntário oficial” Rafael, pela paciência em participar de tantos testes e experimentos e mesmo assim não perder o bom humor.

... minhas parceiras de grupo Angélica, Carla e Amanda, e todos os meus colegas “libianos”, pelo crescimento profissional e pessoal que me proporcionaram.

SARRO, Karine Jacon. **Metodologia para análise da movimentação da caixa torácica durante a respiração**. 2006. 85f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.

RESUMO

A respiração, em especial a fase da ventilação, é um ato dinâmico dependente da ação coordenada dos músculos respiratórios e da movimentação das estruturas osteo-articulares da caixa torácica. O presente trabalho objetiva propor e avaliar uma metodologia baseada em videogrametria para a análise experimental quantitativa da movimentação da caixa torácica durante a respiração bem como variáveis descritoras da movimentação da mesma. Para tanto, foi utilizado um sistema de análise cinemática tridimensional de movimentos (Dvideow) para obter a descrição das trajetórias espaciais de 38 marcadores fixados sobre referências anatômicas na caixa torácica de 14 sujeitos saudáveis. A partir das coordenadas tridimensionais dos marcadores as seguintes variáveis experimentais puderam ser obtidas: a) descrição das trajetórias espaciais dos marcadores de superfície a partir de um sistema para análise cinemática de movimentos; b) variação das distâncias ântero-posteriores (**DAP**) e transversais (**DT**) da caixa torácica, obtida através do cálculo das distâncias lineares entre os marcadores; c) evolução temporal de quatro ângulos articulares obtidos entre as costelas e diferentes sistemas de coordenadas, representando a movimentação das costelas, e análise da correlação destas variáveis; d) comportamento dos espaços intercostais, obtido através do cálculo das distâncias entre os marcadores adjacentes. A avaliação da metodologia proposta foi feita a partir dos seguintes testes: a) análise da acurácia do sistema de análise cinemática nas condições de aplicação da metodologia; b) análise da sensibilidade das variáveis experimentais aos erros do sistema de medida; c) análise da variabilidade intra-examinador dos resultados devido ao reposicionamento dos marcadores em dias diferentes. Os resultados referentes à metodologia mostraram uma acurácia de 2,4 mm, gerando erros máximos de 2 graus nas variáveis angulares. Os valores médios da **DAP** e da **DT** encontrados foram compatíveis com a literatura estudada. A variação relativa da **DT** e da **DAP** foi significativamente maior ($p < 0,05$) durante a respiração em capacidade vital (**CV**) que em volume corrente (**VC**). As costelas 3 a 5 apresentaram variação da **DAP** significativamente menor que as costelas 9 e 10. Os ângulos α (movimento do par de costelas no plano quasi-sagital) e θ (angulação da costela direita em relação à esquerda) apresentaram variação coerente com os ciclos respiratórios. A variação do ângulo α foi significativamente maior nas costelas 1, 2, 3, 5 e 6 em relação às costelas 9 e 10 durante respiração em **CV**. Os resultados da correlação entre os movimentos das costelas permitiram identificar dois padrões distintos: todas as costelas movimentando-se em concordância de fase (padrão 1), onde enquadraram-se 8 sujeitos, e costelas movimentando-se em oposição de fase (padrão 2), onde enquadraram-se 6 sujeitos. Em relação às distâncias intercostais, estas foram significativamente maiores nos espaços de 1 a 4, os quais também apresentaram maior variabilidade. De maneira geral, a metodologia e as variáveis apresentadas foram capazes de identificar e descrever a movimentação dos componentes osteo-articulares da caixa torácica durante a respiração, contribuindo para a discussão deste problema na literatura.

Palavras-Chaves: Videogrametria; Respiração; Caixa torácica.

SARRO, Karine Jacon. **Methodology for the rib cage motion analysis during breathing**. 2006. 85f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.

ABSTRACT

Breathing is a dynamic action depending on the coordination of respiratory muscles contraction and the rib cage motion. This work proposes and evaluates a methodology based on videogrammetry for the quantitative experimental analysis of rib cage motion and the descriptive variables of this motion during breathing. Using a 3D kinematics analysis system (Dvideow), the trajectory of 38 landmarks fixed on the rib cage of 14 healthy subjects was obtained, and the following variables were calculated: a) description of spatial trajectories of landmarks; b) variation of the lateral (**DT**) and anterior-posterior (**DAP**) distances of the rib cage at the level of the 10 upper ribs, described by the linear distances of the markers in function of time; c) time evolution of four joint angles, obtained between the ribs and different coordinate systems representing rib movements and the analysis of the correlation of these movements; d) intercostal distances, obtained calculating the distances between adjacent landmarks. The methodology was evaluated by the following tests: a) analysis of the system accuracy; b) analysis of the sensibility of the variables to the system errors; c) analysis of the intra-examinator variability of the results for landmarks repositioning. It was obtained an accuracy of 2.4 mm, inducing errors of about 2 degrees on angular variables. The mean values of **DAP** and **DT** were consistent with literature. **DAP** and **DT** coefficient of variation was significantly higher ($p < 0.05$) during vital capacity (**CV**) than quiet breathing (**VC**). The 3rd to 5th ribs presented **DAP** variation significantly smaller than 9th and 10th ribs. Angles α (representing the motion of the pair of ribs at quasi-sagittal plane) and θ (representing the angle between right and left ribs) presented variation coherent with respiratory cycle. The variation of α was significantly higher at 1st, 2nd, 3rd, 5th and 6th ribs in relation to 9th and 10th ribs during **CV**. The results about the correlation between the motion of the ribs were able to identify two patterns of motion: all the ribs moving in phase (pattern 1), representing 8 subjects, and the last 3 ribs moving in opposite phase (pattern 2), representing 6 subjects. In relation to intercostals distances, spaces 1 to 4 were significantly higher and presented the highest variability. Concluding, the methodology and the variables proposed were able to identify and describe the motion of the rib cage components during breathing, contributing for the discussion of this matter at the literature.

Keywords: Videogrammetry; Breathing; Rib Cage.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Esquema do set de filmagem apontando o posicionamento das câmeras em relação ao sujeito, as dimensões do espaço utilizado e a orientação dos eixos X e Z do sistema de coordenadas do laboratório. O eixo Y corresponde à vertical física.	38
Figura 2 -	Marcador montado sobre a base plástica comparado a uma moeda de 5 centavos. Pode-se perceber o efeito retrorefletivo do marcador.	39
Figura 3 -	Software Dvideow com a imagem de um sujeito apresentando o tracking dos marcadores (traços coloridos) após a realização de uma inspiração máxima. No canto inferior esquerdo pode-se perceber a identificação do sinal de áudio.	41
Figura 4 -	Esquema mostrando o sistema de referências utilizado, bem como suas dimensões e orientação. Em detalhe, imagem mostrando como o sistema de referência é visualizado no sistema Dvideow.	43
Figura 5 -	Disposição dos marcadores no voluntário e na caixa torácica, mostrando o efeito retrorefletivo.	46
Figura 6 -	Disposição dos marcadores no voluntário e na caixa torácica, mostrando o efeito retrorefletivo.	49
Figura 7 -	Sinal senoidal mostrado aos sujeitos para que fosse acompanhado com a respiração.	50
Figura 8 -	Esquema ilustrando o cálculo das distâncias antero-posteriores e transversais da caixa torácica ao nível das dez primeiras costelas.	53
Figura 9 -	Equacionamento para obtenção do sistema de coordenadas associado ao sexto par de costelas e esquema representando o sexto par de costelas, os marcadores utilizados e o sistema de coordenadas composto pela origem (P32) e pelos vetores i6, j6 e k6.	54
Figura 10 -	Equacionamento para obtenção do sistema de coordenadas associado à décima costela direita e esquema representando a décima costela direita, os marcadores utilizados e o sistema de coordenadas composto pela origem (P36) e pelos vetores i10d, j10d e k10d.	55
Figura 11 -	Equacionamento para obtenção do sistema de coordenadas associado à décima costela esquerda e esquema representando a décima costela esquerda, os marcadores utilizados e o sistema de coordenadas composto pela origem (P36) e pelos vetores i10e, j10e e k10e.	56
Figura 12 -	Equacionamento para obtenção do sistema de coordenadas associado ao tronco e esquema representando o tronco, os marcadores utilizados e o sistema de coordenadas composto pela origem (Pm) e pelos vetores i, j e k.	57
Figura 13 -	Esquema mostrando o cálculo da distância entre marcadores adjacentes, representando o espaço intercostal. O cálculo foi exemplificado para o quinto e sexto par de costelas.	60

Figura 14 -	Relação entre os dados brutos e filtrados com o filtro digital Butterworth de 5ª ordem com frequência de corte igual a 6 Hz. Dados referentes à variação do ângulo alfa da quinta costela apresentada por um dos sujeitos.	61
Figura 15 -	Distribuição do resíduo (cruz azul) em relação a uma distribuição normal (tracejado vermelho) após a aplicação do filtro digital Butterworth de 5ª ordem nos valores referentes à variação do ângulo alfa de um dos sujeitos estudados.	62
Figura 16 -	Software Dvideow mostrando uma imagem do corpo rígido com os marcadores fixos sobre ele, referente ao experimento realizado para calcular a acurácia do sistema.	64
Figura 17 -	Evolução temporal da distância entre dois marcadores situados em um corpo rígido.	67
Figura 18 -	Distribuição da diferença entre o valor da distância medido pelo sistema e o valor esperado.	67
Figura 19 -	Variação dos ângulos α (azul) e θ (vermelho) simulado para a décima costela.	69
Figura 20 -	Distribuição das alterações nas medidas de α e θ induzidas pelo erro padrão do sistema.	69
Figura 21 -	Variação do ângulo α do mesmo voluntário em três repetições realizadas em dias consecutivos (variabilidade intra-examinador). Dados filtrados através do filtro digital Butterworth.	70
Figura 22 -	Variação do ângulo entre os planos associados às costelas direita e esquerda (θ) do mesmo voluntário em três repetições, realizadas em dias consecutivos (variabilidade intra-examinador). Dados filtrados através do filtro digital Butterworth.	72
Figura 23 -	Visualização dos marcadores utilizados na caixa torácica posicionados na situação de expiração máxima (EM = azul) e inspiração máxima (IM = preto). A figura A representa a caixa torácica no plano frontal, a figura B no plano transversal (vista superior) e a figura C no plano sagital. A figura D foi retirada de Kapandji. Os círculos e os asteriscos representam os pontos na extremidade lateral das costelas, os quadrados os pontos situados nas vértebras torácicas e os triângulos os pontos sobre o esterno.	74
Figura 24 -	Boxplots contendo as distâncias transversais médias (DT) dos sujeitos do sexo masculino (H) e feminino (M) para cada costela durante respiração em capacidade vital (CV).	77
Figura 25 -	Boxplots contendo as distâncias ântero-posteriores médias (DAP) dos sujeitos do sexo masculino (H) e feminino (M) para cada costela durante respiração em capacidade vital (CV).	78
Figura 26 -	Boxplots contendo os valores de desvio padrão das distâncias transversais (DT) dos sujeitos do sexo masculino (H) e feminino (M) para cada costela durante respiração em capacidade vital (CV).	79
Figura 27 -	Boxplots contendo os valores de desvio padrão das distâncias ântero-posteriores (DAP) dos sujeitos do sexo masculino (H) e feminino (M) para cada costela durante respiração em capacidade vital (CV).	80
Figura 28 -	Coefficiente de variação das distâncias transversais (DT) apresentado por todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), seguindo um	81

	padrão externo (PE) e em capacidade vital (CV).	
Figura 29 -	Coeficiente de variação das distâncias ântero-posteriores (DAP) apresentado por todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), seguindo um padrão externo (PE) e em capacidade vital (CV). Variação angular do tronco em relação ao sistema de referência do laboratório. O ângulo α corresponde aos movimentos de flexão/extensão do tronco (flexão = valores positivos; extensão = valores negativos), o ângulo β corresponde aos movimentos de inclinação lateral (inclinação lateral direita = valores negativos; inclinação lateral esquerda = valores positivos), e o ângulo γ corresponde aos movimentos de rotação do tronco (rotação direita = valores positivos; rotação esquerda = valores negativos).	82
Figura 30 -	Variação do ângulo α apresentada por um dos sujeitos durante a realização manobra respiratória segundo padrão externo. Representa o movimento do par de costelas no plano quasi-sagital (valores positivos = elevação; valores negativos = abaixamento).	84
Figura 31 -	Variação do ângulo β apresentada por um dos sujeitos durante a realização manobra respiratória segundo padrão externo. Representa o movimento do par de costelas no plano quasi-frontal (valores positivos = inclinação à esquerda; valores negativos = inclinação à direita).	85
Figura 32 -	Variação do ângulo γ apresentada por um dos sujeitos durante a realização manobra respiratória segundo padrão externo. Representa o movimento do par de costelas no plano quasi-transversal (rotação direita = valores positivos; rotação esquerda = valores negativos)	86
Figura 33 -	Variação do ângulo θ de um dos sujeitos durante a realização da manobra respiratória seguindo padrão externo.	87
Figura 34 -	Distribuição dos valores médios do ângulo alfa de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).	88
Figura 35 -	Distribuição dos valores de desvio padrão do ângulo alfa de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).	90
Figura 36 -	Distribuição dos valores médios do ângulo teta de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).	91
Figura 37 -	Distribuição dos valores de desvio padrão do ângulo teta de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).	93
Figura 38 -	Variação do ângulo alfa das costelas 4 e 10 de um dos sujeitos durante respiração em capacidade vital – padrão 1.	94
Figura 39 -	Variação do ângulo alfa das costelas 4 e 10 de um dos sujeitos durante respiração em capacidade vital – padrão 2.	96
Figura 40 -	Distribuição dos valores de coeficiente de correlação do ângulo alfa dos 8 sujeitos que apresentaram padrão tipo 1 e dos 6 sujeitos que apresentaram padrão tipo 2 durante respiração em volume corrente (VC) e capacidade vital (CV).	97
Figura 41 -		98

Figura 42 - Distribuição dos valores médios das distâncias intercostais à direita (D) e à esquerda (E) apresentados pelos 14 sujeitos durante respiração em 99 capacidade vital (CV)

Figura 43 - Distribuição do desvio padrão das distâncias intercostais à direita (D) e à esquerda (E) apresentados pelos 14 sujeitos durante respiração em 100 capacidade vital (CV).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores do ângulo alfa obtidos pela simulação dos erros do sistema.	68
Tabela 2 -	Valores do ângulo teta obtidos pela simulação dos erros do sistema.	68
Tabela 3 -	Valores médios do ângulo α obtidos em experimentos repetidos em três dias consecutivos.	71
Tabela 4 -	Valores médios do ângulo θ obtidos em experimentos repetidos em três dias consecutivos.	73
Tabela 5 -	Média e desvio padrão (SD) das distâncias ântero-posteriores (DAP) e transversais (DT) apresentadas pelos sujeitos do sexo masculino e feminino durante a realização das três manobras respiratórias: volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).	76

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	5
3 REVISÃO DE LITERATURA	7
3.1 Modelos de representação da caixa torácica	9
3.2 Métodos de medição da movimentação do tronco	10
3.2.1 Métodos baseados em sensores magnéticos, resistivos ou de pressão	10
3.2.2 Métodos invasivos	15
3.2.3 Métodos baseados em fotogrametria (registro de luz)	15
3.3 Geometria e movimento da caixa torácica	18
4 METODOLOGIA	21
4.1 Sistema para análise cinemática	22
4.1.1 Obtenção das imagens	22
4.1.2 Ambiente de coleta de dados	23
4.1.3 Aquisição e armazenamento de dados	25
4.1.4 Sincronização dos registros	25
4.1.5 Medição das coordenadas	26
4.1.6 Calibração das câmeras e reconstrução tridimensional das coordenadas	28
4.2 Modelo biomecânico	30
4.2.1 Modelo de representação dos componentes osteo-articulares da caixa torácica	31
4.2.2 Posicionamento dos marcadores	32
4.3 Caracterização dos sujeitos	33
4.4 Procedimentos experimentais	34
4.4.1 Manobras respiratórias	35
4.5 Variáveis experimentais	37
4.5.1 Trajetórias de acidentes anatômicos da caixa torácica	37
4.5.2 Distâncias lineares entre marcadores	38
4.5.3 Posição e orientação dos segmentos: construção dos sistemas de coordenadas locais	39

4.5.3.1 Sistemas de coordenadas associados ao par de costelas	40
4.5.3.2 Sistemas de coordenadas associados a cada costela	40
4.5.3.3 Sistema de coordenadas associado ao tronco	42
4.5.3.4 Ângulos de rotação	43
4.5.4 Cálculo da variação das distâncias intercostais	46
4.6 Tratamento dos dados	46
4.7 Formas de análise dos resultados	48
4.7.1 Correlação entre as variáveis descritoras	49
4.7.2 Análise estatística	49
4.7.3 Acurácia do sistema	50
4.7.4 Erro do sistema na determinação das variáveis	51
4.7.5 Variabilidade intra-examinador	51
5 RESULTADOS	53
5.1 Análise da metodologia	53
5.1.1 Acurácia do sistema	53
5.1.2 Erro do sistema nas variáveis	55
5.1.3 Variabilidade intra-examinador	57
5.2 Trajetória dos marcadores: visualização dos dados no espaço	60
5.3 Variação das distâncias na caixa torácica	62
5.4 Orientação das costelas e ângulos de rotação	70
5.4.1 Orientação do tronco	70
5.4.2 Orientação das costelas	71
5.5 Correlação entre os movimentos das costelas	82
5.6 Análise dos espaços intercostais	85
6 DISCUSSÃO	89
6.1 Metodologia	89
6.2 Visualização dos dados no espaço	90
6.3 Variação das distâncias na caixa torácica	91
6.4 Orientação das costelas e ângulos de rotação	94
6.5 Coordenação entre os movimentos das costelas	95
6.6 Análise dos espaços intercostais	96
CONCLUSÕES	99

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	101
ANEXOS	105

1 Introdução

A respiração, que tem início com o nascimento, é um ato motor vital e estará presente até o final da vida, envolvida em diversos processos fisiológicos e patológicos. Além de ser responsável pelo suprimento de oxigênio ao organismo e pela eliminação do gás carbônico produzido pelo mesmo, o sistema respiratório também participa na fonação e pode sofrer alterações devidas a aspectos emocionais. Além disso, a respiração está envolvida direta ou indiretamente no bom desempenho de diversos esportes, como a natação, por exemplo, que exige um sistema respiratório bem desenvolvido. Partindo para o aspecto patológico, as patologias respiratórias são objetos freqüentes de estudo devido a sua grande incidência, que atinge todas as faixas etárias, e às suas diversas causas, que envolvem alterações biológicas, ambientais e ocupacionais, dentre outras. Portanto, o conhecimento dos aspectos envolvidos no ato respiratório é de interesse acadêmico de pesquisadores de diferentes campos científicos e também de extrema importância para todos os profissionais da área da saúde, incluindo fonoaudiólogos, médicos, fisioterapeutas e educadores físicos.

Por estes e outros motivos, o sistema respiratório vem sendo intensamente investigado por diversas áreas como fisiologia, bioquímica, anatomia e biomecânica, dentre outras, com o objetivo de entender cada vez mais os fenômenos envolvidos no ato respiratório e desenvolver métodos de análise cada vez menos invasivos e que forneçam informações confiáveis.

A respiração é um ato dinâmico dependente da ação dos músculos respiratórios, em especial do diafragma. Através da expansão e retração da caixa torácica pela movimentação coordenada das costelas, cartilagens costais e esterno, geram variações volumétricas que produzem uma diferença entre as variações nas pressões internas e externas ao sistema, fazendo com que o ar atmosférico entre e saia dos pulmões.

Como a respiração decorre primariamente da movimentação da caixa torácica, conhecer em detalhes como se dá este movimento sugere a ampliação do seu entendimento, e

estratégias poderão ser formuladas para que sua performance seja melhorada, tanto visando o gesto esportivo como a reabilitação de suas funções.

Restringindo-se apenas ao aspecto motor da respiração, a descrição mais difundida da movimentação da caixa torácica até o momento é basicamente qualitativa e baseia-se em analogias. Segundo esta descrição, a caixa torácica teria dois movimentos principais: um movimento similar ao de uma “alça de balde” e outro análogo ao de um “braço de bomba” (Kapandji, 2000).

Uma abordagem qualitativa está baseada na habilidade do analista em reconhecer todas as características do movimento, incluindo os aspectos críticos do mesmo. Portanto, pode-se dizer que a descrição qualitativa dos movimentos mantém um caráter subjetivo, necessitando de comprovações experimentais.

A grande maioria das investigações experimentais relacionadas ao sistema respiratório foca-se nos aspectos fisiológicos e bioquímicos da respiração, como alterações de pressões e troca de gases. As pesquisas que tratam do aspecto motor consideram a parede torácica como um todo ou dividem-na em dois ou três compartimentos, reduzindo o número de graus de liberdade e generalizando sua movimentação. Isto se deve muitas vezes à limitações das metodologias existentes no que diz respeito a uma análise mais completa da movimentação da caixa torácica.

As investigações experimentais encontradas na literatura que fornecem uma análise da movimentação dos componentes osteo-articulares da caixa torácica são baseadas em métodos invasivos, com o uso de raios-X e tomografia computadorizada, que permitem a análise da caixa torácica apenas em situações estáticas, e assim, todas as informações temporais são desconsideradas. Portanto os resultados obtidos referem-se a determinados instantes da respiração, e não caracterizam todo o ciclo respiratório. As metodologias que permitem uma análise em função do tempo, como, por exemplo, o magnetômetro e a pletismografia respiratória por indutância, não abrangem toda a caixa torácica, permitindo a análise de uma pequena região da mesma.

Um movimento complexo como o envolvido na respiração exige um sistema de análise adequado e eficiente, que permita uma análise completa envolvendo todos os segmentos

ósseos da caixa torácica e forneça resultados que possam ser utilizados na quantificação de movimentos.

A análise cinemática tridimensional de movimentos humanos é uma metodologia frequentemente utilizada em biomecânica, tendo sido adotada para o estudo da marcha humana, na análise de gestos esportivos, no estudo da coluna vertebral durante o movimento entre várias outras aplicações. Portanto, acreditamos que a análise cinemática tridimensional de movimentos pode ser considerada um instrumento de avaliação em potencial, fornecendo descrições quantitativas de movimentos e constituindo-se em um meio de pesquisa de reconhecida relevância. Apesar disto, não encontramos na literatura a descrição tridimensional dos movimentos da caixa torácica durante a respiração.

Frente à importância da respiração como ato motor vital e à escassez metodológica para uma investigação experimental que forneça dados quantitativos sobre a movimentação dos diversos segmentos ósseos da caixa torácica, em especial as costelas, o presente trabalho apresenta uma metodologia baseada em videogrametria para a análise experimental dos movimentos das costelas durante a respiração, bem como algumas variáveis capazes de descrever quantitativamente estes movimentos.

Acreditamos que a metodologia aplicada neste trabalho seja capaz de identificar os movimentos da caixa torácica durante a respiração e que estes movimentos possam ser descritos pelas variáveis aqui propostas. Algumas destas variáveis foram escolhidas por permitirem a comparação com a literatura científica revisada, enquanto outras são propostas como uma forma de descrição mais detalhada e abrangente da movimentação da caixa torácica.

Para que os movimentos respiratórios da caixa torácica pudessem ser estudados, foi utilizado um sistema para análise cinemática de movimentos humanos e, a partir da análise cinemática tridimensional oferecida pelo mesmo, o texto foi organizado de maneira a fornecer um panorama sobre as diversas possibilidades de análise quantitativa e obtenção de variáveis descritoras da movimentação da caixa torácica durante a respiração.

Desta maneira, o terceiro capítulo traz uma revisão de literatura apresentando os modelos de representação da caixa torácica utilizados por outros autores, bem como faz uma descrição das diferentes metodologias que foram aplicadas no estudo da movimentação do tronco durante a respiração até o momento.

O quarto capítulo se refere à metodologia, descrevendo o sistema para análise cinemática utilizado, o modelo de representação da caixa torácica adotado, os sujeitos que participaram do estudo, os procedimentos experimentais, a obtenção das variáveis experimentais descritoras dos movimentos da caixa torácica, o tratamento e a forma de análise dos dados.

O quinto capítulo traz os resultados alcançados, apresentando a descrição dos movimentos da caixa torácica através das variáveis propostas, enquanto o sexto capítulo apresenta as discussões dos resultados obtidos.

2 Objetivos

O objetivo geral do presente trabalho é propor e avaliar uma metodologia baseada em videogrametria para a análise experimental quantitativa da movimentação da caixa torácica durante a respiração. Dentre os objetivos específicos encontram-se:

1. Avaliação do sistema na aplicação proposta
 - 1.1. Análise da acurácia do sistema
 - 1.2. Análise cinemática nesta aplicação dos efeitos dos erros do sistema nas variáveis descritoras;
 - 1.3. Variabilidade intra-examinador na obtenção das medidas.
2. Proposição e avaliação de um modelo de representação dos componentes osteo-articulares da caixa torácica e sua movimentação durante manobras respiratórias;
3. Proposição e avaliação das seguintes variáveis como descritoras da movimentação da caixa torácica:
 - 3.1. Trajetórias em função do tempo de acidentes anatômicos da caixa torácica referenciados por marcadores;
 - 3.2. Distâncias lineares entre os marcadores;
 - 3.3. Posição e orientação em função do tempo das costelas em relação a diferentes sistemas de coordenadas;
 - 3.4. Análise das correlações entre as variáveis angulares;
 - 3.5. Análise dos espaços intercostais representados pelas distâncias entre marcadores adjacentes posicionados na extremidade lateral de cada costela;

3 Revisão de literatura

Os movimentos respiratórios, mesmo mínimos quando comparados aos movimentos após o nascimento, já estão presentes no período fetal a partir da 15ª semana gestacional e sua incidência aumenta até o início do terceiro trimestre (Marchal e Droulle, 1988). Esses movimentos estão associados aos períodos em que o feto encontra-se tranquilo e são irregulares durante o período ativo (Timor-Tritsch et al., 1980). No momento do nascimento, ocorre uma estimulação vigorosa que promove o início da respiração, e os movimentos respiratórios passam a desempenhar uma função vital que só cessará com o fim da vida (Dinwiddie, 1992).

Entretanto, a bomba respiratória do recém nascido (caixa torácica, músculos respiratórios e acessórios, diafragma, abdômen e músculos abdominais) ainda não é tão eficiente devido à instabilidade da caixa torácica, a qual é cartilaginosa e muito complacente, e à baixa eficiência do diafragma. Além disso, as costelas estão dispostas de maneira horizontalizada, limitando a expansão torácica e a força de reserva dos músculos respiratórios é reduzida devido a grande demanda de pressão inspiratória, a qual é muito maior que no adulto mesmo em repouso (Openshaw et al., 1984, Gaultier, 1995).

Essa falta de eficiência da bomba respiratória associada à imaturidade do sistema de defesa pulmonar pode explicar a grande frequência de problemas respiratórios em crianças, os quais são os mais comumente encontrados dentre todas as patologias que ocorrem durante a infância (Openshaw et al., 1984, Dinwiddie, 1992, Gaultier, 1995).

Com o desenvolvimento que se inicia após o nascimento, o formato do tórax sofre alterações significativas, passando de cilíndrico a uma forma ovóide (padrão adulto) por volta de 2 a 3 anos de idade (Openshaw et al., 1984). A complacência torácica diminui, a complacência pulmonar aumenta, e as fibras dos músculos respiratórios sofrem mudanças em relação à composição, tamanho e capacidade oxidativa. Toda essa transformação leva conseqüentemente a uma modificação da mecânica tóraco-abdominal e quando são impostos

maiores esforços respiratórios, essas mudanças nas propriedades torácicas influenciam o padrão de assincronia entre os movimentos do tórax e do abdômen (Gaultier, 1995).

Visto que a atuação coordenada dos músculos respiratórios é exigida para a manutenção do equilíbrio no balanço das pressões entre tórax e abdômen, resultados válidos e precisos sobre a cinemática respiratória fazem-se necessários para compreender a função dos músculos respiratórios, como atuam e como são coordenados (Kenyon et al., 1997). Igualmente, tais resultados podem fornecer informações que viabilizem a medida do compartilhamento do trabalho respiratório entre os vários músculos e grupos musculares, e que permitam o estudo de estratégias terapêuticas para a melhora do desempenho respiratório, tanto no campo da reabilitação pneumofuncional como nos esportes.

Frente à grande incidência de patologias do sistema respiratório e à importância da respiração como um ato vital, a gama de técnicas para investigação e tratamento nesta área vem crescendo aceleradamente, podendo-se citar como exemplo deste fato a busca de métodos cada vez mais sofisticados e menos invasivos para a avaliação da função pulmonar e para obtenção de imagens do aparelho respiratório, facilitando a investigação das patologias pulmonares e dos efeitos que a doença da criança exerce sobre a função pulmonar do adulto ou em etapas posteriores da vida (Dinwiddie, 1992).

Os padrões de movimentação tóraco-abdominal sofrem alterações não só na presença de patologia, mas também durante a realização de exercícios físicos. Por exemplo, o grau de coordenação entre a respiração e as passadas durante exercício em esteira ergométrica aumenta de acordo com o aumento da velocidade da caminhada (RasslereKohl, 1996). Esta melhora na coordenação é acompanhada pelo aumento do volume corrente, devido principalmente a maior ação dos músculos inspiratórios que agem na expansão da caixa torácica, o que também leva a um aumento do volume da parede torácica ao final da inspiração. Além disso, ao final da expiração a ação dos músculos abdominais leva a uma diminuição do volume da parede torácica (Sanna et al., 1999).

Os índices de movimentação tóraco-abdominal e a contribuição relativa das excursões da caixa torácica e do abdômen para os volumes pulmonares vêm sendo empregados para acessar indiretamente a função dos músculos respiratórios e diferentes métodos e modelos foram propostos, baseados na geometria e/ou na anatomia da parede torácica.

3.1 Modelos de representação da caixa torácica

Devido à complexidade do tronco, em especial da caixa torácica, este pode ser modelado de diversas maneiras, levando em consideração sua anatomia de forma mais detalhada ou mais generalizada, compondo diferentes modelos de representação.

Konno e Mead (Konno e Mead, 1967), propuseram o conceito de representar o tronco por dois compartimentos, atribuindo-lhe dois graus de liberdade devido ao fato deste ser um sistema aberto e apresentar duas variáveis independentes, a movimentação da caixa torácica e do abdômen. Os autores descreveram que um sistema aberto existe quando se pode variar seus volumes com outros sistemas contíguos a ele, e que cada parte desse sistema apresenta um grau de liberdade. Sob esse ponto de vista, Konno e Mead concluíram que a caixa torácica e o abdômen passaram a se comportar como “partes” de um sistema, admitindo que o volume de um não afeta a relação movimento-volume do outro. Esse modelo, denominado “parede torácica”, identificou as regiões corporais externas aos pulmões que refletiam as variações do volume pulmonar e, portanto, assumiu que o tronco poderia ser modelado como dois compartimentos que se movimentam durante o ato respiratório.

Ward *et al.* (Ward et al., 1992) apresentaram um modelo torácico com três compartimentos: tórax pulmonar, em contato com os pulmões; tórax abdominal, em contato com o diafragma; e abdômen. A justificativa para dividir o tórax em três compartimentos distintos baseou-se no fato de que as partes eram anatomicamente distintas, bem como os músculos que agiam sobre cada uma delas.

Alguns anos mais tarde, Kenyon *et al.* (Kenyon et al., 1997) apresentaram um modelo hidráulico-elétrico que ampliou o modelo de Ward, acrescentando-se as pressões respiratórias envolvidas bem como seus elementos geradores.

Closkey *et al.* (Closkey e Schultz, 1993) construíram um modelo biomecânico que permitiu simular a deformação das costelas, a fim de investigar as deformidades da caixa torácica na presença de escoliose. Objetivavam investigar quais aspectos da morfologia da coluna vertebral influenciam as deformidades da caixa torácica, como a distorção da caixa torácica aparente nas imagens de tomografia se relacionam com as distorções reais, e quais as mudanças que ocorrem no volume da caixa torácica. O modelo incluiu, além da caixa torácica, toda a

coluna vertebral e pelve, e cada costela foi representada por cinco corpos rígidos articulados, fazendo com que o modelo atingisse um número de graus de liberdade igual a 714. O modelo não incluiu as costelas flutuantes, que segundo os autores não parecem apresentar grande efeito na mecânica da caixa torácica. O estudo baseou-se em simulação computacional e o modelo foi posicionado de forma a ser visualizado de maneira semelhante aos cortes obtidos nas imagens de tomografia computadorizada a fim de verificar se era possível identificar as deformações da caixa torácica com estes posicionamentos.

3.2 Métodos de medição da movimentação do tronco

A partir do modelo mecânico introduzido por Konno e Mead (Konno e Mead, 1967), os movimentos tóraco-abdominais durante a respiração passaram a ser estudados experimentalmente baseados na análise de pontos ou regiões da superfície do tronco, e vários sistemas não invasivos passaram a ser usados, como a magnetometria, a pletismografia respiratória por indutância e a análise por imagem. Uma vantagem inerente a todos os métodos não invasivos é o fato de não alterarem o padrão normal da respiração, visto que não oferecem resistência ou qualquer estimulação adicional (Kondo et al., 1997) Estudos demonstraram que o uso de qualquer dispositivo bucal leva à diminuição da frequência respiratória e ao aumento do volume corrente (Tobin et al., 1983), fato este que deve ser levado em consideração toda vez que é aplicado um método invasivo, ou que estes artefatos são usados.

Métodos para a análise da movimentação tóraco-abdominal durante a respiração foram propostos principalmente para a avaliação dos volumes respiratórios. Estes métodos podem ser agrupados da seguinte maneira: a) métodos baseados em sensores magnéticos, resistivos ou de pressão; b) métodos baseados em raios-X e ressonância magnética, os quais podem ser considerados invasivos, visto que expõe o sujeito à radiação ou a campos eletromagnéticos; c) métodos baseados em videogrametria.

3.2.1 Métodos baseados em sensores magnéticos, resistivos ou de pressão

Os métodos mais utilizados pelos pesquisadores nas investigações da movimentação tóraco-abdominal durante a respiração têm sido os magnetômetros e os pletismógrafos.

Foi de Mead *et al.* (Mead et al., 1967) a primeira descrição do uso de magnetômetros para o estudo dos movimentos respiratórios da parede torácica. Na magnetometria são utilizados dois pares de sensores idênticos que geram e captam campos magnéticos, colocados em posições diametralmente opostas na caixa torácica e no abdômen. O objetivo é medir em uma superfície corporal a intensidade do campo magnético gerado na superfície oposta. Para isso, dois pares de sensores são posicionados com um de seus eixos no plano horizontal formando ângulos retos com o plano sagital na linha média ao nível dos mamilos e na cicatriz umbilical. Desde que o eixo dos sensores mantenha-se paralelo um com o outro e o campo magnético produzido seja bipolar, a tensão elétrica induzida no sensor receptor é inversamente proporcional ao cubo da distância entre os sensores. Os sinais de saída dos canais são somados e seus ganhos relativos ajustados de maneira que, em volume pulmonar constante (manobra de isovolume), a soma destes sinais é constante. Na manobra de isovolume, o sujeito realiza uma inspiração máxima e, com a glote fechada, move um volume constante entre a caixa torácica e o abdômen, sem flexionar ou estender o tronco. Em volume pulmonar constante, qualquer mudança de volume da caixa torácica deve ser igual e oposta àquela do abdômen. Portanto, se os ganhos relativos são ajustados de maneira que a soma dos sinais de saída mantém-se constante durante a manobra de isovolume, cada sinal deve portar a mesma relação com a mudança de volume, e a sua soma deve ter uma relação fixada à mudança total de volume do sistema respiratório durante a respiração. A calibração é feita relacionando a soma do sinal de saída a mudanças de volume conhecidas através do uso de um espirômetro.

Em 1991, Levine *et al.* apresentaram um magnetômetro triaxial (Tri-mag), composto por uma unidade de processamento, um transmissor e quatro sensores idênticos. O transmissor emite três campos magnéticos ortogonais que estimulam os sensores, cabendo à unidade de processamento calcular a posição do sensor em três coordenadas. Essa informação é então enviada a um computador e é medida, então, a variação da distância entre o centro eletromagnético do sensor e o centro eletromagnético do transmissor (translação) e os movimentos do sensor sobre seu próprio centro eletromagnético (rotação). Apesar de fornecer a posição e orientação espacial relativa entre os sensores, este magnetômetro apresenta algumas desvantagens sobre o primeiro, segundo o autor: estima-se que o custo é aproximadamente 5 a 7 vezes maior e o aumento do número de sensores diminui a frequência de resposta, visto que a unidade de processamento é limitada a 60 Hz; a posição do sensor é definida somente se o centro

eletromagnético do transmissor estiver posicionado no centro geométrico da região corporal estudada.

Com base nos parágrafos anteriores, podemos dizer que o magnetômetro permite medir distâncias entre pontos colocados no tórax e no abdômen e, devidamente calibrado, obtém as variações volumétricas durante a respiração. Porém, os pontos do tronco a serem analisados restringem-se ao número de sensores, que geralmente são dois pares, e os resultados obtidos para estas regiões são assumidos como sendo de toda a parede torácica. Ainda, além de analisarem apenas algumas regiões do tronco, não apresentam relação direta com a anatomia da caixa torácica visto que os sensores não são posicionados sobre acidentes ósseos da mesma.

Assim como a magnetometria, a pletismografia respiratória por indutância (RIP) também foi utilizada para avaliar os movimentos respiratórios do tórax e do abdômen, com resultados consistentes para a relação movimento-volume. Foi introduzida como um dispositivo não invasivo de monitorização respiratória em 1977 e consiste na medição indireta da área de secção transversal da parede torácica através da medida da alteração da indutância de sensores ondulados fixados em um cinto expansível (Martinot-Lagarde et al., 1988, Watson et al., 1988). São utilizados dois cintos, um ao redor da caixa torácica (na altura dos mamilos) e um ao redor do abdômen (na linha da cicatriz umbilical) (Watson et al., 1988). Os sensores estão conectados a um módulo oscilador que gera um campo magnético com um sinal de onda de baixa amplitude. Este campo magnético passa pelos sensores que circundam a área a ser medida e é feita, então, a medida da amplitude da tensão elétrica induzida por ele (Martinot-Lagarde et al., 1988). Durante a respiração, as mudanças da área de secção transversal da parede torácica alteram a indutância dos sensores, e deste modo, calcula-se a área de secção transversal do tórax e do abdômen (Lopata et al., 1985). A pletismografia respiratória por indutância é calibrada através de um espirômetro, e assim as excursões da caixa torácica e abdômen podem ser correlacionadas as suas respectivas variações de volume (Watson et al., 1988).

A relação entre a indutância e a área de secção circundando a região depende de vários parâmetros, como comprimento do fio do sensor, forma da área de secção a ser medida, forma e posição relativa do sensor, os quais devem ser mantidos constantes para garantir uma medida mais precisa, visto que a alteração em um destes parâmetros geram valores que diferem dos reais (Martinot-Lagarde et al., 1988).

Além da obtenção da variação volumétrica do tórax, a pletismografia respiratória por indutância também foi utilizada no estudo da assincronia tóraco-abdominal e na obtenção de parâmetros preditores de obstrução das vias aéreas, sendo introduzida uma nova modalidade de pletismografia, a pletismografia com sensor pressórico. São utilizados dois sensores de pressão, um posicionado na caixa torácica ao nível do quarto espaço intercostal e um no abdômen dois centímetros acima da cicatriz umbilical. Os sensores estão conectados a um transdutor e os sinais são digitalizados em um computador com frequência de amostragem igual a 100 Hz. Através de um software especialmente desenvolvido para este propósito, pode-se obter o volume correspondente (Banovcin et al., 1995).

O pletismógrafo, assim como o magnetômetro, baseia-se no fato de que a medida da variação da área de secção transversal da parede torácica ou dos diâmetros ântero-posteriores tóraco-abdominais seja suficiente para avaliar a variação total de volume durante a respiração (Scano, 1999). Portanto, através da pletismografia, tanto por indutância como com sensor de pressão, a obtenção da movimentação da parede torácica está limitada ao número de cintos elásticos ou sensores utilizados, ou seja, apenas uma região da caixa torácica e uma do abdômen podem ser analisadas simultaneamente, e, assim como na magnetometria, não há relação direta com a anatomia do tronco.

Durante a respiração tranqüila, as configurações da parede torácica derivadas por magnetometria e por pletismografia são similares, mas apresentam algumas diferenças que podem ser explicadas pelo fato de que cada método utiliza técnicas de medida diferentes, tanto em termos teóricos como na prática, quando ocorre a transferência do movimento para um sinal elétrico (RusselleHelms, 1994). A pletismografia tem a vantagem de incorporar os movimentos laterais do tronco, e não apenas os ântero-posteriores, podendo refletir os deslocamentos de cada compartimento com maior acurácia. Contudo, o magnetômetro é mais eficaz na investigação do diafragma, visto que o diâmetro abdominal ântero-posterior é considerado indicador da configuração e da extensão desse músculo (Lopata et al., 1985).

A avaliação qualitativa e quantitativa da configuração e deslocamento de volume da parede torácica, então, pode variar dependendo do método empregado (Lopata et al., 1985). A pletismografia pode detectar mudanças globais no tamanho do tórax e do abdômen, enquanto o magnetômetro reflete melhor as mudanças locais da parede torácica. Em crianças, a

pletismografia é simples, validada, e é o método mais utilizado, enquanto em pacientes com anormalidades unilaterais, como paralisia unilateral do diafragma, a magnetometria é provavelmente a melhor técnica, assim como é mais sensível na detecção de mudanças na configuração do abdômen (Russell e Helms, 1994).

Um fato importante que não pode ser deixado de lado é que tanto pletismógrafos como magnetômetros são usados a partir do modelo de dois compartimentos proposto por Konno e Mead (Konno e Mead, 1967), assumindo que tórax e abdômen apresentam apenas um grau de liberdade (Russell e Helms, 1994, Sanna et al., 1999, Scano, 1999). Entretanto, estudos vêm mostrando que a parede torácica movimenta-se com mais de dois graus de liberdade, tanto durante o exercício como em respiração tranqüila (Ward et al., 1992, Sanna et al., 1999, Scano, 1999).

Com o objetivo de eliminar o uso de dispositivos fixados na pele do sujeito e permitir uma análise mais detalhada da parede torácica, Kondo et al. (Kondo et al., 1997) adaptaram um monitor baseado em um sinal de laser de baixa energia para medir os deslocamentos de um ponto projetado na superfície da parede torácica, os quais são medidos calculando-se o tempo levado pelo sinal de laser para retornar ao sensor após refletir na superfície do tronco. A calibração é feita adicionando uma placa de plástico de espessura conhecida à superfície a ser medida e registrando a mudança de tensão elétrica do sinal de saída do monitor. O sinal é amplificado, filtrado, digitalizado e armazenado em um computador.

É utilizado um braço mecânico ajustável para fixar a posição do sensor sobre a parede torácica. É emitido, então, um raio de luz sobre um determinado ponto da parede torácica e a distância entre este ponto e o sensor é medida, sendo o tempo de resposta do monitor ajustado a 20 ms. A variação de volume da região representada pelo ponto é obtida a partir da variação da distância em função do tempo.

Segundo o autor, este método apresenta algumas desvantagens como, por exemplo, a resposta do sinal a laser que tem um atraso de 20ms na fase inspiratória se comparado a um pneumotacógrafo e o fato de um único sensor ser insuficiente, pois mede o deslocamento de apenas um ponto da parede torácica, simplificando a movimentação da mesma.

3.2.2 Métodos invasivos

A maioria dos métodos foi utilizada para analisar os movimentos da caixa torácica a partir de medições externas. Objetivando obter parâmetros da movimentação da caixa torácica a partir de medidas de seu contorno interno e associar a movimentação do diafragma na análise dos movimentos respiratórios, Kondo *et al.* (Kondo et al., 2000) fizeram uso da ressonância magnética. O sujeito é colocado na posição supina no aparelho de ressonância magnética e é adaptada uma máscara em sua face, conectada a um pneumotacógrafo e a um sistema de CPAP (ventilação por pressão positiva contínua). A calibração é feita fornecendo ao sujeito um volume de ar conhecido através do ventilador mecânico. O tempo de escaneamento de cada imagem foi igual a 0,4 s e foram obtidas trinta imagens sequenciais no plano sagital, frontal e transversal. Depois de obtidas as imagens, estas são enviadas a um computador, e, utilizando um software, o contorno da parede torácica é automaticamente determinado e são obtidas as medidas dos diâmetros ântero-posteriores e transversais e das áreas das secções transversais. A movimentação diafragmática é obtida a partir da distância entre uma linha desenhada do ápice pulmonar até a margem costal anterior, o nível da bifurcação da traquéia e até a margem costal posterior. Todas as distâncias são medidas em pixels e convertidas para centímetros, e estes dados são comparados com a variação de volume e fluxo, obtidas pelo pneumotacógrafo.

Este método apresenta a vantagem de poder medir a movimentação do diafragma, mas tem um custo muito elevado e o tempo de escaneamento é relativamente longo, gerando erros quando comparamos os dados obtidos pela ressonância com os dados de volume e fluxo obtidos pelo pneumotacógrafo devido à defasagem temporal na aquisição. Além disto, não é um método adequado para análises longas, se restringe a posição deitada, é contra-indicado para gestantes e indivíduos portadores de marca-passos ou qualquer outro implante metálico devido à longa exposição ao campo eletromagnético.

3.2.3 Métodos baseados em fotogrametria (registro de luz)

Os métodos baseados em fotogrametria utilizam registros de luz através de câmeras, dedicadas ou não, e a análise de movimentos é feita baseada nas imagens adquiridas.

Com o objetivo de obter descrições mais completas da cinemática da superfície do tronco durante a respiração, Saumarez (Saumarez, 1986c) apresentou um método baseado na reconstrução tridimensional da superfície do tronco dispensando o uso de marcadores de superfície. Foram utilizadas duas câmeras para o registro das imagens pelo método de varredura e

três projetores para reproduzir planos de luz sobre o tronco estudado, formando uma linha na intersecção deste plano com a superfície. Se a posição do plano de luz no espaço é conhecida e a margem da linha luminosa é observada de uma posição conhecida, as coordenadas de qualquer ponto ao longo desta extensão podem ser facilmente calculadas. Através deste método 600 coordenadas puderam ser observadas, cuja interpolação permitiu a reconstrução do tronco e, portanto, a observação da movimentação de toda a sua superfície.

A principal desvantagem de métodos baseados na projeção de luz sobre o tronco é que não permitem a descrição da movimentação dos componentes ósseos da caixa torácica, uma vez que os pontos de luz projetados deslizam sobre a superfície. Assim, apesar do método permitir a análise da superfície da parede torácica, não permite uma representação da movimentação da caixa torácica.

Para superar as limitações ainda apresentadas pelos sistemas anteriores, Ferrigno *et al.* (Ferrigno et al., 1994) utilizaram um sistema de análise por imagens baseado em câmeras de luz infravermelha no estudo dos movimentos tóraco-abdominais. O sistema ELITE (*ELaboratore di Immagini Televisive*; Milan Polytechnic, Milão, Itália), originalmente desenvolvido para análise de marcha e posteriormente utilizado para a análise cinemática da movimentação da parede torácica, é baseado num processador de imagem televisivo capaz de medir as coordenadas tridimensionais de diversos marcadores fixados na superfície corporal numa frequência de aquisição de até 100 Hz. Estes marcadores são hemisférios plásticos passivos, leves e pequenos revestidos por papel reflexivo. O número de marcadores pode variar até aproximadamente 100 e o modelo de marcação obedece alguns parâmetros: o número de marcadores deve ser suficiente para descrever, com boa aproximação, todos os movimentos da parede torácica; a distribuição dos marcadores deve ser adequada para a aplicação do modelo tridimensional geométrico para o cálculo do volume e devem ser escolhidos a fim de minimizar os movimentos devido à pele, tecidos moles, músculos e ossos. Suas posições devem ser facilmente identificáveis para assegurar uma fácil aplicação e uma boa reprodutibilidade do experimento (Cala et al., 1996, Scano, 1999).

São utilizadas câmeras que registram a luz infra-vermelha, especialmente desenhadas, que abrangem a região espacial em que se encontra o sujeito. O sinal é enviado a um processador paralelo (hardware) que realiza, em tempo real, o processamento de sinais digitais

para reconhecer os marcadores e computar suas coordenadas bidimensionais no *frame* de referência da câmera. Partindo deste dado, que é enviado a um computador, e a partir de um conjunto de parâmetros obtidos durante a fase de calibração realizada antes da seção experimental (a calibração é feita filmando-se um grid de pontos de geometria conhecida), um software que acompanha o sistema ELITE calcula as coordenadas tridimensionais dos marcadores em relação a um sistema de referência fixado no laboratório.

Os volumes respiratórios são obtidos a partir das coordenadas dos marcadores. As posições dos mesmos são utilizadas para formar poliedros, os quais são divididos em 6 tetraedros; o volume de cada tetraedro é calculado através de fórmulas geométricas simples. A soma do volume de cada 6 tetraedros fornece o volume de cada região (delimitada pelo poliedro) e a soma do volume de todos os tetraedros fornece o volume total. Além disso, pode ser calculado o compartilhamento de volume entre o tórax superior, tórax inferior, abdômen e porções direita, central e esquerda da parede torácica (Ferrigno et al., 1994).

Ainda dentro dos sistemas de análise por imagem, foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP um sistema de análise cinemática baseado em câmeras de vídeo, denominado Dvideow, o qual foi utilizado para avaliar os movimentos tóraco-abdominais a partir de uma representação precisa da superfície do tronco em função do tempo partindo das coordenadas tridimensionais de marcadores fixados sobre referências anatômicas do tronco (Barros et al., 2003). A partir da posição dos marcadores, foi feita uma análise da movimentação da região anterior da caixa torácica e do abdômen a partir da variação da área destas duas regiões, identificando padrões de movimentação. A metodologia foi aplicada em mulheres praticantes de yoga e em mulheres sedentárias, e verificou diferenças significativas no padrão de movimentação da caixa torácica e do abdômen entre os dois grupos estudados, sugerindo que as técnicas de yoga levam a uma respiração com maior amplitude e a um padrão respiratório específico, além de diminuir a frequência respiratória. O sistema utilizado será explicitado na seção referente à metodologia, visto que foi utilizado na realização do presente trabalho.

3.3 Geometria e Movimento da Caixa Torácica

Para que a geometria e a movimentação da caixa torácica sejam descritas, os métodos empregados devem ter uma relação direta com a anatomia da mesma, permitindo uma descrição da movimentação das costelas e esterno, principalmente.

Dentre os trabalhos experimentais encontrados na literatura, a geometria e a movimentação da caixa torácica foram estudadas a partir de imagens estereoscópicas de raios-X ou tomografia computadorizada obtidas em dois volumes pulmonares distintos, e duas imagens simultâneas são utilizadas para a reconstrução das coordenadas tridimensionais de pontos anatômicos identificados posteriormente.

A geometria tridimensional da caixa torácica, incluindo a angulação das costelas representadas por planos, foi estudada por Wilson *et al.* (Wilson et al., 1987) através da análise de múltiplas imagens de tomografia computadorizada do tórax em capacidade residual funcional e em capacidade pulmonar total. Foram identificados nas imagens diversos pontos em cada costela, aos quais foram ajustados um plano e um arco para cada costela. Os autores atribuíram a diferença de posição das costelas entre as duas situações medidas a uma rotação das costelas ao redor de um eixo fixo, sendo que esta rotação apresenta dois componentes, identificados como os movimentos de “braço de bomba” e “alça de balde”. Os dados obtidos descreveram a geometria da terceira a sétima costela em dois volumes pulmonares distintos, mas não promoveram informação direta sobre o deslocamento ou a trajetória das costelas entre as duas posições.

Dansereau e Stokes (Dansereau e Stokes, 1988) obtiveram a descrição tridimensional da geometria e orientação de todas as costelas de maneira bem semelhante ao trabalho supracitado, porém utilizando imagens de raio-x do tórax de 6 cadáveres e 4 voluntários sem definição do volume pulmonar.

Saumarez (Saumarez, 1986b) idealizou um modelo matemático visando estudar a movimentação das 6 primeiras costelas baseado na análise das articulações costovertebrais e costotransversais de um esqueleto, nas orientações das cartilagens costais de um cadáver e em uma imagem radiológica do perfil da coluna vertebral de um adulto jovem. Para isso, foi feita uma representação analítica da geometria das costelas, cartilagens costais, vértebras torácicas e

esterno através de um programa de computador, onde diferentes formas de movimentação foram estudadas. A partir deste modelo matemático, o autor defende que os movimentos das costelas acontecem ao redor de dois eixos distintos, visto que ao mesmo tempo em que a extremidade anterior da costela se eleva no plano sagital a região lateral da mesma se afasta deste plano. Ainda afirmou que estes eixos mudam de direção conforme a costela é elevada, e foi apontado que quando cada costela é considerada movendo-se ao redor de suas articulações, apresenta dois graus de liberdade (um relacionado à elevação da extremidade anterior da costela e outro ao movimento lateral da sua borda), com exceção da primeira costela, que apresenta apenas um. Outra colocação do autor é que apesar de existir um número fixo de graus de liberdade o modo pelo qual as costelas se movimentam pode variar de acordo com a pessoa, determinando padrões distintos.

Ao contrário de Saumarez, Kapandji (Kapandji, 2000) defende que as costelas apresentam dois movimentos, denominados “braço de bomba” e “alça de balde”, e que ambos acontecem ao redor de um único eixo de rotação. Como este eixo passa simultaneamente pela articulação costovertebral e costotransversal e, portanto a direção do mesmo varia de acordo com a localização da costela, o autor afirma que as costelas superiores apresentam o movimento de “braço de bomba” mais amplo sendo responsáveis pelo aumento do diâmetro ântero-posterior da caixa torácica, enquanto nas costelas inferiores o movimento de “alça de balde” é maior, aumentando o diâmetro transversal da caixa torácica.

Em resumo, a literatura pesquisada mostrou que diversas metodologias foram utilizadas na investigação dos movimentos tóraco-abdominais durante a respiração e alguns modelos de representação foram propostos. Entretanto, não foi encontrada uma descrição detalhada da movimentação dos componentes osteo-articulares da caixa torácica durante a respiração, questão que ainda carece de investigações experimentais pela falta de modelos e metodologias direcionadas para tal objetivo.

4 Metodologia

A metodologia proposta é baseada na reconstrução tridimensional da posição de marcadores localizados sobre a caixa torácica durante a realização de manobras respiratórias. Para tanto, é utilizado um sistema para análise cinemática que obtém as coordenadas 3D de marcadores passivos a partir de imagens de vídeo, e a partir disto foram propostas as variáveis descritoras da movimentação da caixa torácica.

A partir de um modelo de representação da caixa torácica como um sistema de corpos rígidos articulados, o qual foi obtido a partir da identificação por palpação e colocação de marcadores sobre a pele indicando referências anatômicas do tronco, as seguintes variáveis experimentais descritoras dos movimentos da caixa torácica puderam ser obtidas: a) descrição das trajetórias espaciais dos marcadores de superfície a partir de um sistema para análise cinemática de movimentos; b) variação das distâncias ântero-posteriores e transversais da caixa torácica, obtida através do cálculo das distâncias lineares entre os marcadores; c) evolução temporal de quatro ângulos articulares obtidos entre as costelas e diferentes sistemas de coordenadas, representando a movimentação das costelas, e análise da correlação destas variáveis; d) comportamento dos espaços intercostais, obtido através do cálculo das distâncias entre marcadores adjacentes.

A avaliação da metodologia proposta foi feita a partir dos seguintes testes: a) análise da acurácia do sistema de análise cinemática nas condições de aplicação da metodologia; b) análise da sensibilidade das variáveis experimentais aos erros do sistema de medida; c) análise da variabilidade intra-examinador dos resultados devido ao reposicionamento dos marcadores em dias diferentes.

4.1 Sistema para Análise Cinemática

O sistema escolhido para a análise cinemática da movimentação da caixa torácica foi um sistema para videogrametria desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, denominado *Dvideow* – Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits (Barros, 1997b, Barros et al., 1999, Figueroa et al., 2003).

O sistema *Dvideow* obtém as coordenadas tridimensionais de marcadores passivos a partir de imagens obtidas por câmeras de vídeo, não exigindo equipamentos dedicados e permitindo a utilização de instrumentos de grande simplicidade de operação, baixo custo, largamente difundidos e encontrados facilmente no mercado. Neste trabalho foram utilizadas 5 câmeras de vídeo digitais padrão NTSC da marca JVC modelo GR-DVL 9500 conectadas a 5 microcomputadores através de placas de comunicação padrão IEEE 1394.

4.1.1 Obtenção das imagens

Para que possamos utilizar câmeras de vídeo como instrumento de aquisição de dados alguns parâmetros devem ser ajustados, visando o aumento da qualidade final da imagem registrada.

O registro de imagem é feito em uma matriz de foto-sensores, os quais carregam-se de acordo com a quantidade de luz incidente. A luminosidade que incide em cada foto-sensor por unidade de tempo é controlada pela maior ou menor abertura da íris da câmera e o tempo de acumulação de luz é determinado pelo tempo de abertura (*shutter*), o qual foi fixado em 1/250s.

Outros fatores que influenciam na qualidade da imagem são a resolução espacial, temporal e o foco. A resolução espacial depende da relação entre o campo de visão da câmera (enquadramento) e do número de linhas de vídeo para registro disponíveis, sendo no caso de câmeras digitais igual a 500 linhas. O espaço enquadrado pelas câmeras foi de aproximadamente 60 cm de altura, 40,5 cm de largura e 29 cm de comprimento.

A resolução temporal é dada pelo inverso da frequência de aquisição das câmeras. Os registros foram feitos a 60 Hz (60 *fields/s*), significando uma resolução temporal de 1/60.

Em razão da necessidade que a distância focal das câmeras seja a mesma durante o registro das imagens e a calibração, o foco foi ajustado e fixado para que não houvesse variações.

4.1.2 Ambiente de coleta de dados

As coletas de dados foram realizadas no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP.

Para o registro dos movimentos da caixa torácica foram utilizadas 5 câmeras de vídeo conectadas a 5 microcomputadores, posicionadas 3 à frente e duas atrás do sujeito, de maneira a cobrir todo o volume a ser registrado (figura 1). Cada câmera foi fixada a um tripé, e à frente de cada uma foi colocado um iluminador.

Para que o registro dos movimentos da caixa torácica pudessem ser obtidos, foram utilizados marcadores confeccionados a partir de esferas plásticas de aproximadamente 5 mm de diâmetro revestidas com fita retrorefletiva e fixadas sobre uma base plástica flexível recoberta por tecido preto. A finalidade desta montagem foi maximizar o contraste entre o marcador e a pele do sujeito (figura 2). Este tipo de marcador é de fácil manuseio, fácil rastreamento pelo sistema de análise devido ao contraste obtido pelo efeito reflexivo, e o formato esférico aumenta a precisão na obtenção das coordenadas visto que o centro da esfera coincide com o centro do círculo visualizado na imagem.

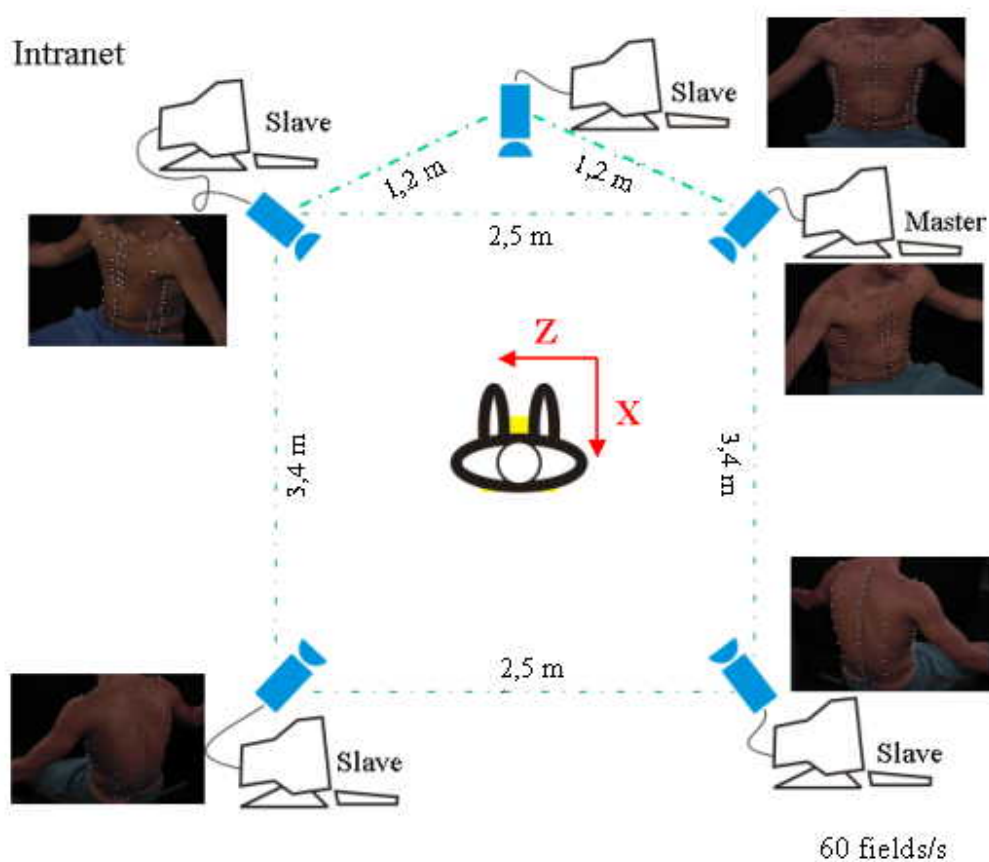


Figura 1: Esquema do set de filmagem mostrando o posicionamento das câmeras em relação ao sujeito, as dimensões do espaço utilizado e a orientação dos eixos X e Z do sistema de coordenadas do laboratório. O eixo Y corresponde à vertical física.

A fita retrorefletiva utilizada nos marcadores tem máxima reflexão na direção em que a luz foi emitida, e para explorar ao máximo esta capacidade as câmeras e os iluminadores foram posicionados de maneira que a direção do eixo óptico da câmera fosse aproximadamente paralela à direção do fecho de luz emitido pelo iluminador.

Foram colocadas cortinas pretas opacas no espaço ao redor das câmeras e o chão foi coberto por um tapete preto colocado sobre material antiderrapante para que as cores e objetos do ambiente externo não influenciassem na imagem, aumentando o contraste da pessoa a ser filmada e dos marcadores.



Figura 2: Marcador montado sobre a base plástica comparado a uma moeda de 5 centavos. Pode-se perceber o efeito retrorefletivo do marcador.

4.1.3 Aquisição e armazenamento de dados

Depois de ajustados todos os parâmetros das câmeras a coleta de dados foi realizada de forma *on line*. Neste modo de operação, as câmeras de vídeo do sistema são conectadas a microcomputadores, os quais comunicam-se entre si via intranet. O comando para o início da captura de imagens pelas câmeras é dado por um computador, em modo *master*, o qual recebe e envia mensagens para os demais computadores, estes em modo *slave* (Figura 1).

Como o processamento das imagens não foi feito em tempo real, os movimentos registrados pelas câmeras foram armazenados como seqüências de imagens em arquivos de formato AVI (*Audio Vídeo Interlaced*) em cada um dos computadores. As imagens foram processadas posteriormente e esses arquivos foram utilizados como dados para o processo de medição no *Dvideow*. Cada arquivo gerado por uma câmera continha aproximadamente 3000 a 3500 quadros, e o tempo de processamento de cada arquivo foi por volta de 35 minutos, dependendo da velocidade do microcomputador utilizado.

Visto que os registros das câmeras são discretos, portanto não necessariamente simultâneos, não há correspondência entre os *frames* de todas as câmeras (defasagem temporal), as quais acabam por apresentar uma diferença no número total de quadros filmados. Estes fatores, dentre outros, levam a uma falta de sincronização entre as imagens obtidas pelas câmeras. Uma vez que a reconstrução tridimensional exige que as projeções dos pontos de interesse em cada câmera sejam simultâneas, é necessário que seja aplicado um procedimento de sincronização.

4.1.4 Sincronização dos registros

A sincronização foi feita adicionando um sinal de áudio simultâneo na banda de áudio dos registros das câmeras. O sinal de áudio foi gerado em uma base binária de oito bits e

gravado em um CD-RW, sendo reproduzido e transmitido via frequência modulada (FM) de baixa potência para rádio-receptores conectados à entrada de áudio de cada câmera (Russomanno e Barros, 2003).

No sistema Dvideow está implementada uma rotina que identifica este sinal de áudio no registro das câmeras, lê o código nele armazenado e interpreta-o, determinando a defasagem temporal entre os registros (figura 3). Portanto, o mesmo sinal de áudio é identificado na sequência de imagens de cada câmera, a defasagem temporal é determinada e, escolhendo uma câmera como referência, todas as câmeras podem ser sincronizadas.

4.1.5 Medição das coordenadas

O processo de descrição dos movimentos da caixa torácica a partir do registro em vídeo baseou-se na obtenção de coordenadas nas imagens digitais projetadas no monitor de um computador.

Como as imagens são formadas por pixels a tela do computador pode ser considerada como uma matriz de pontos e as seqüências de imagens podem ser descritas analiticamente da seguinte maneira:

$$S_k = s(x, y, r, g, b, t)$$

, onde S_k indica a seqüência de imagens para cada câmera k ; x e y correspondem a coluna e linha dos pixels das imagens digitais; r, g, b (*red, gree, blue*) são os componentes da cor para cada pixel e t corresponde ao instante em que cada imagem foi registrada.

No primeiro frame das seqüências de imagens digitais, as coordenadas de tela (x, y) dos marcadores foram extraídas a partir da inicialização de um operador. Nos frames subseqüentes as coordenadas no plano das imagens foram determinadas de maneira automática: dado no primeiro frame o padrão inicial a ser identificado (modelo) foram aplicados algoritmos de busca nas imagens digitais, dispensando o monitoramento e auxílio de um operador. Portanto, o rastreamento (*tracking*) de todos os marcadores foi feito de maneira automática e simultânea. A figura 3 apresenta o *tracking* dos marcadores de um dos sujeitos, contendo os marcadores utilizados para a descrição da movimentação das costelas bem como os utilizados para o cálculo

do volume do tronco, aspecto abordado em outro trabalho realizado pelo grupo de pesquisa do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica.

A fundamentação teórica para a estruturação dos algoritmos de detecção dos marcadores foi a morfologia matemática, a qual contém ferramentas para processamento de imagens baseadas em geometria e forma. Os algoritmos utilizados foram: inversão, erosão e *get markers*. A erosão e a inversão são algoritmos de pré-processamento da imagem que visam melhorar o contraste do marcador na imagem enquanto o algoritmo *get markers* é responsável por calcular o contorno do marcador na imagem pré-processada (Barros, 1997b).

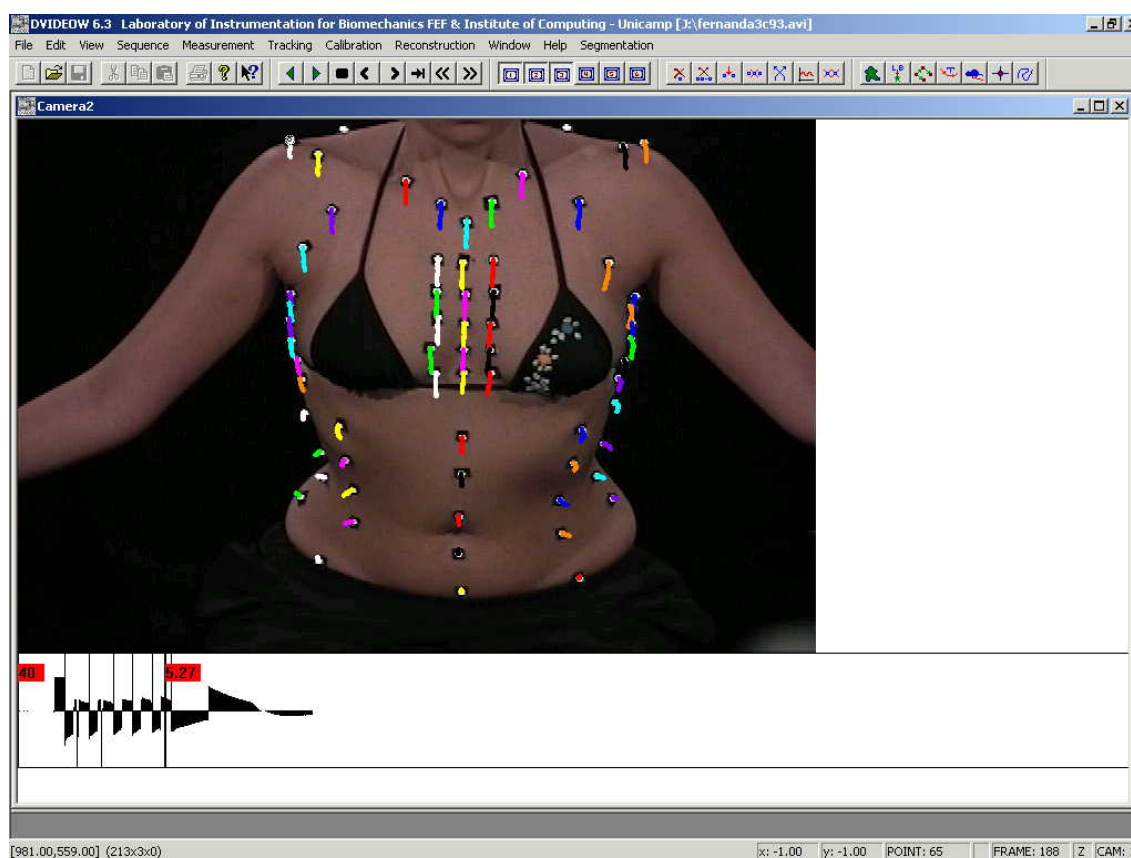


Figura 3: Software Dvideow com a imagem de um sujeito apresentando o tracking dos marcadores (traços coloridos) após a realização de uma inspiração máxima. No canto inferior esquerdo pode-se perceber a identificação do sinal de áudio.

Em alguns casos, devido ao enquadramento e/ou ao tamanho do voluntário, os marcadores apareciam muito próximos uns dos outros nas imagens. Nestes casos foram utilizados

como algoritmos apenas inversão e *get markers*, evitando assim que os marcadores se encontrassem nas imagens e permitindo então o *tracking* automático.

4.1.6 Calibração das câmeras e reconstrução tridimensional das coordenadas

Para descrevermos o movimento de um ponto no espaço é necessário que conheçamos sua posição no espaço em relação a um dado referencial em função do tempo, definida com a ajuda de três coordenadas cartesianas (X, Y, Z).

Os procedimentos de calibração de câmeras e reconstrução tridimensional utilizado neste trabalho foram inicialmente propostos por Abdel-Aziz e Karara (Abdel-Aziz e Karara, 1971) e uma explicação detalhada pode ser encontrada em Barros (Barros, 1997a).

Para a calibração das câmeras foram utilizados como sistema de referências 4 fios de prumo, cada um sendo constituído por um cabo de aço de 2,90 m de altura, um pêndulo e 28 esferas recobertas com fita retrorefletiva, posicionadas nos fios a uma distância vertical de aproximadamente 10 cm umas das outras (figura 4). Esses fios foram encaixados em trilhos fixados no teto do laboratório, de maneira a formar um retângulo de 40,5 cm de largura e 29 cm de comprimento, delimitando o volume necessário para englobar o tronco dos sujeitos a serem analisados. A altura enquadrada pelas câmeras foi de aproximadamente 60 cm.

A origem do sistema de referências foi definida, em relação à posição do sujeito na situação experimental, na extremidade ântero-inferior direita e a orientação adotada foi: eixo Y correspondendo à vertical física com sentido positivo para cima, eixo X no sentido do comprimento do retângulo com sentido positivo para trás e eixo Z no sentido da largura com sentido positivo para a esquerda (figura 4).

As coordenadas Y dos marcadores dos fios de prumo foram obtidas através de medições diretas da distância vertical entre marcadores adjacentes. Para a obtenção das coordenadas X e Z, foram calculadas todas as distâncias entre os fios de prumo também através de medições diretas, e estes dados foram utilizados para que, através de um método de triangulação, as coordenadas de todos os marcadores pudessem ser calculadas.

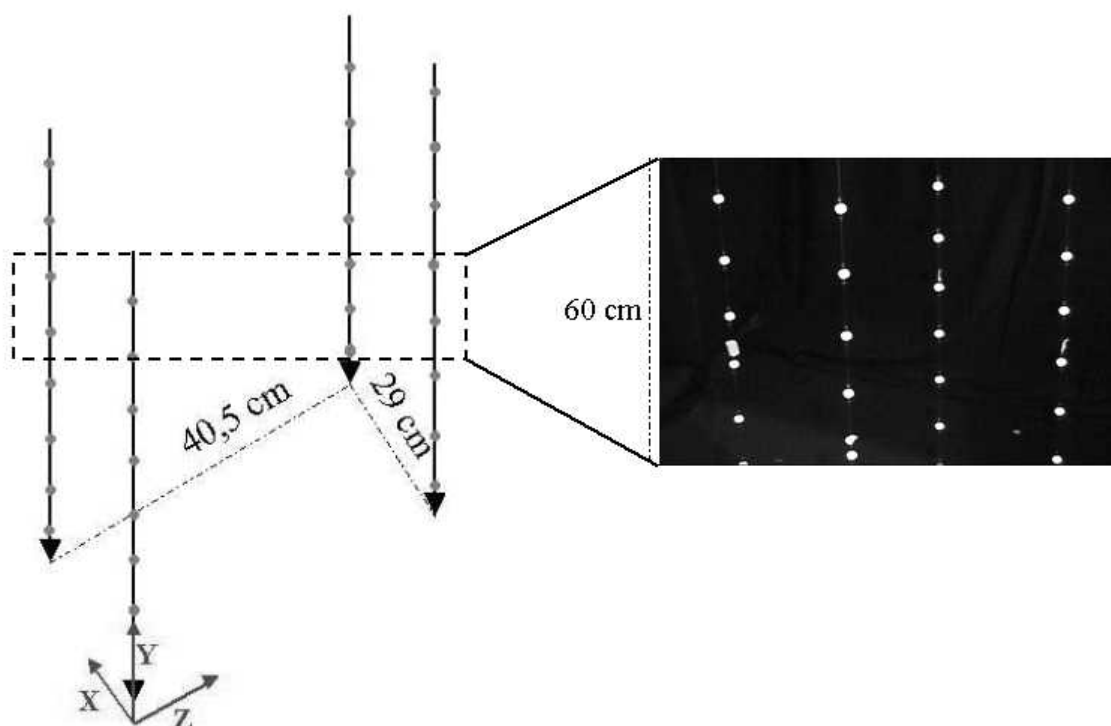


Figura 4: Esquema mostrando o sistema de referências utilizado, bem como suas dimensões e orientação. Em detalhe, imagem mostrando como o sistema de referência é visualizado no sistema Dvideow.

As coordenadas X, Y, e Z de todos os marcadores foram organizadas de maneira a formar uma matriz de calibração, a ser utilizada durante o processo de calibração no sistema Dvideow.

Durante a coleta de dados, depois de preparado o ambiente experimental e de ajustados os parâmetros das câmeras, é feito um registro dos fios de prumo posicionados como descrito anteriormente. No sistema Dvideow, os marcadores dos fios são selecionados por um operador e são obtidas as coordenadas de tela destes marcadores, correspondentes à coluna e à linha ocupada pelo marcador na imagem. A cada imagem é adicionada a matriz de calibração, e o procedimento de calibração é feito através das equações básicas do método de reconstrução tridimensional de coordenadas DLT (*Direct Linear Transformation*), implementadas no sistema Dvideow:

$$\begin{aligned} (n_1^k - n_3^k x_i^k)X_i + (n_4^k - n_6^k x_i^k)Y_i + (n_7^k - n_9^k x_i^k)Z_i + n_{10}^k - x_i^k &= 0 \\ (n_2^k - n_3^k y_i^k)X_i + (n_5^k - n_6^k y_i^k)Y_i + (n_8^k - n_9^k y_i^k)Z_i + n_{11}^k - y_i^k &= 0 \end{aligned}$$

O procedimento de reconstrução tridimensional dos marcadores acontece através das mesmas equações básicas do método DLT e, portanto, estas equações são aplicadas duas vezes, a primeira para quantificar os parâmetros da transformação (calibração) e a segunda para efetuar a reconstrução propriamente dita.

Na calibração, x_i^k e y_i^k são as coordenadas de tela do i -ésimo ponto do sistema de referências, para cada câmera k ; X_i , Y_i e Z_i são as coordenadas espaciais do i -ésimo ponto de referência e n_h^k ($h=1,...,11$) são os 11 parâmetros da transformação para a k -ésima câmera, a serem determinados. Já para a reconstrução tridimensional, x_i^k e y_i^k são as coordenadas de tela do ponto de interesse na i -ésima imagem, da k -ésima câmera; n_h^k ($h=1,...,11$) são os 11 parâmetros de calibração para a k -ésima câmera e X_i , Y_i e Z_i são as coordenadas espaciais do ponto de interesse na i -ésima imagem, a serem determinadas. Para que seja possível obter a reconstrução tridimensional é necessário que pelo menos duas câmeras filmem o mesmo ponto, e que pelo menos seis pontos dos fios de prumo sejam marcados durante o processo de calibração.

Para verificar a precisão da calibração obtida pelo sistema, os marcadores dos fios de prumo foram reconstruídos e suas coordenadas tridimensionais foram comparadas às coordenadas obtidas pelas medições diretas, encontradas na matriz de calibração. Em situações onde a diferença encontrada era grande, o processo de calibração era refeito.

4.2 Modelo biomecânico

Devido à complexidade do corpo humano, no estudo do movimento o esqueleto é freqüentemente simplificado, sendo considerado como um sistema de corpos rígidos articulados. Um corpo rígido movimentando-se livre no espaço tridimensional apresenta seis graus de liberdade, ou seja, são necessárias 6 coordenadas independentes para descrever sua posição e orientação no espaço, sendo que 3 delas se referem às coordenadas cartesianas (X, Y, e Z), relacionadas a um sistema de referência, e as outras 3 se referem aos 3 ângulos de rotação, geralmente os ângulos de Euler. Este conjunto de coordenadas é obtido inicialmente a partir das coordenadas tridimensionais de pelo menos três pontos não colineares situados no segmento em

questão e expressa respectivamente os movimentos de translação e rotação (Vaughan et al., 1992, Halvorsen et al., 1999). A translação descreve a distância, a direção e o sentido que uma origem, definida arbitrariamente no segmento, se move em relação a um sistema de referência, enquanto a rotação descreve como a orientação do segmento modifica-se (Saumarez, 1986b).

Com base nas afirmações acima mencionadas, a caixa torácica foi modelada como um sistema de corpos rígidos articulados, levando em consideração a anatomia do tronco, como é descrito a seguir.

4.2.1 Modelo de Representação dos componentes osteo-articulares da Caixa Torácica

No presente trabalho o modelo de representação da caixa torácica considerou apenas os pares de costelas de 1 a 10, visto que a 11^a e a 12^a, chamadas de costelas flutuantes por estarem livres anteriormente, não parecem desempenhar papel importante nos movimentos respiratórios (De TroyereEstenne, 1984).

Assumiu-se que nos movimentos respiratórios normais a mudança no formato da caixa torácica deve-se às costelas, vértebras torácicas e esterno moverem-se como corpos rígidos, sendo negligenciáveis quaisquer deformações que estas estruturas possam sofrer, visto que para deforma-las seria necessário gerar forças musculares muito maiores que as requeridas para movimenta-las (Saumarez, 1986b, YoganandanePintar, 1998).

A caixa torácica foi representada por um modelo formado por 21 corpos rígidos representando as 20 costelas conectadas ao esterno e o próprio esterno. Para tanto, foram considerados as costelas direita e esquerda, da primeira a décima, o esterno e as 10 primeiras vértebras torácicas.

O tronco também foi considerado, sendo representado pela primeira vértebra torácica e pelas espinhas ilíacas pósterio-superiores.

Para a construção do modelo, as referências anatômicas da caixa torácica passaram a ser representadas por marcadores de superfície. O posicionamento dos marcadores é descrito a seguir.

4.2.2 Posicionamento dos marcadores

Para se obter o modelo de representação da caixa torácica, foram utilizados 38 marcadores retrorefletivos fixados sobre a pele de cada sujeito com fita dupla face analérgica em referências anatômicas da caixa torácica, permitindo uma representação completa de seus componentes ósseos (figura 5). As referências utilizadas estão descritas a seguir.

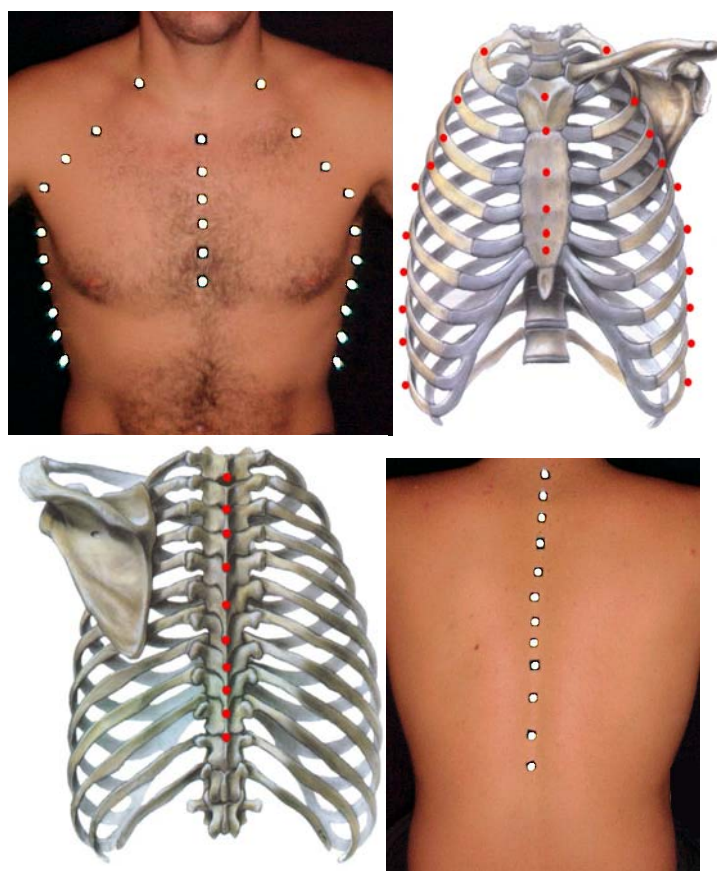


Figura 5: Disposição dos marcadores no voluntário e na caixa torácica, mostrando o efeito retrorefletivo.

P1/P2: 1ª costela direita e esquerda, na fossa supraclavicular;

P3: manúbrio do esterno, logo abaixo à incisura jugular;

P4/P5: região lateral da 2ª costela direita e esquerda;

P6: região do esterno ao nível da 2ª costela;

P7/P8: região lateral da 3^a costela direita e esquerda;

P9: região do esterno ao nível da 3^a costela;

P10/P11: região lateral da 4^a costela direita e esquerda;

P12: região do esterno ao nível da 4^a costela;

P13/P14: região lateral da 5^a costela direita e esquerda;

P15: região do esterno ao nível da 5^a costela;

P16/P17: região lateral da 6^a costela direita e esquerda;

P18: região do esterno ao nível da 6^a costela;

P19/P20: região lateral da 7^a costela direita e esquerda;

P21/P22: região lateral da 8^a costela direita e esquerda;

P23/P24: região lateral da 9^a costela direita e esquerda;

P25/P26: região lateral da 10^a costela direita e esquerda;

P27 a P36: processo espinhoso de T1 a T10;

P37/P38: espinha ilíaca pósterio-superior direita e esquerda.

4.3 Caracterização dos Sujeitos

Considerando o interesse de desenvolvimento metodológico deste trabalho, foram estudados 14 sujeitos com idade média igual a 22,4 ($\pm$ 2,4) anos, sendo nove do sexo masculino e cinco do sexo feminino. Os critérios de inclusão foram ausência de doenças cardiopulmonares ou de vias aéreas superiores, crônicas ou atuais. Dentre os critérios de exclusão estão: doenças neuromusculares, anemia, estatura e massa fora dos padrões de normalidade, tabagismo e alterações posturais importantes.

De acordo com a ética em pesquisa com seres humanos, todos os sujeitos foram esclarecidos previamente quanto aos procedimentos a que foram submetidos, outorgando seu consentimento por escrito. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, conforme protocolo número 181/2003.

Através de uma avaliação realizada por uma fisioterapeuta, foram obtidos de cada sujeito os dados antropométricos como idade, massa corporal e estatura, os quais foram anotados em uma ficha juntamente com um questionário contendo informações sobre a possível ocorrência de patologias (anexo 1). Os sujeitos do sexo feminino apresentaram massa média igual a 54,2 ($\pm 2,8$) kg e estatura média igual a 1,63 ($\pm 0,01$) metros, enquanto os sujeitos do sexo masculino apresentaram massa média igual a 67,0 ($\pm 8,7$) kg e estatura média igual a 1,77 ($\pm 0,08$) metros.

4.4 Procedimentos experimentais

Os sujeitos permaneceram na posição sentada com orientação aproximadamente paralela ao sistema de referência do laboratório, com os eixos *X*, *Y* e *Z* correspondendo ao eixo anatômico sagital, frontal e longitudinal respectivamente. Os sujeitos do sexo masculino tiveram o tórax desnudo enquanto os do sexo feminino utilizaram a parte superior de um biquíni. Os membros superiores permaneceram apoiados com abdução de ombros de aproximadamente 70° a fim de evitar a oclusão dos marcadores e padronizar a posição dos sujeitos, enquanto os membros inferiores foram mantidos com quadris e joelhos em flexão próxima a 90°, tornozelos em flexão dorsal com os pés apoiados no solo. A cadeira utilizada foi especialmente desenvolvida para este experimento, permitindo a regulação da altura do assento, e da altura e largura do apoio para os membros superiores, garantindo a angulação acima mencionada (figura 6).

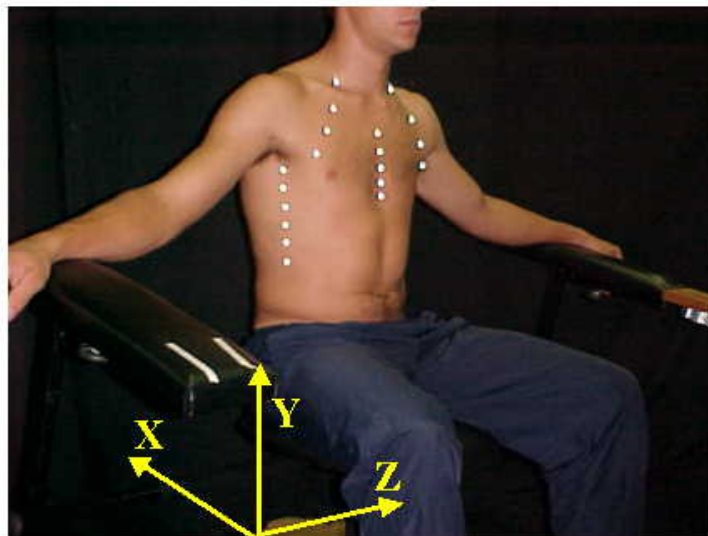


Figura 6: Posicionamento do sujeito durante a coleta de dados. Em amarelo estão representados os eixos X, Y e Z do sistema de referência do laboratório.

4.4.1 Manobras respiratórias

O procedimento experimental consistiu no registro em vídeo de três manobras distintas:

i) Manobra 1 = respiração com padrão externo (PE): Os sujeitos foram orientados a respirar seguindo um sinal senoidal com período igual a 3,7 segundos, levando a uma frequência respiratória igual a 16,2 respirações por minuto (figura 7). A curva foi animada na tela de um computador, sendo constituída por uma parte ascendente, correspondente a uma inspiração e uma parte descendente, correspondente a uma expiração. Entre as repetições do sinal foi colocada uma pausa, correspondente a uma apnéia expiratória. Foi solicitado ao sujeito que a inspiração máxima e a expiração máxima coincidisse, respectivamente, com o ponto máximo e mínimo da curva.

O período de 3,7 segundos do sinal foi escolhido de maneira qualitativa: foram mostrados sinais com períodos diferentes a algumas pessoas para que seguissem com a respiração e escolhessem o mais confortável, sendo este o valor selecionado pela maioria.

Todas as instruções referentes à manobra bem como seu treinamento foram feitos antes da coleta de dados, e durante a filmagem não foi dado nenhum estímulo adicional ao sujeito por parte dos examinadores. O procedimento foi realizado por aproximadamente 50 segundos.

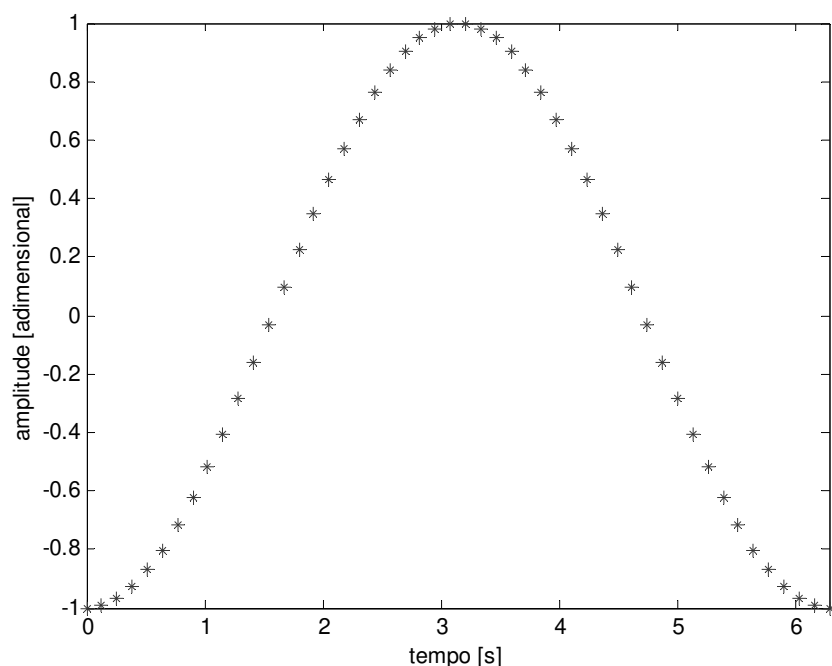


Figura 7: Sinal senoidal mostrado aos sujeitos para que fosse acompanhado com a respiração.

ii) Manobra 2 = respiração em volume corrente (**VC**): Frente ao sistema de análise, solicitou-se ao sujeito que permanecesse na posição sentada o mais relaxado possível, sem movimentar-se e respirando tranquilamente. Após um período de adaptação de aproximadamente um minuto e sem que o sujeito fosse avisado foi feita a aquisição das imagens por aproximadamente 50 segundos. Não foram fixados valores de frequência respiratória ou amplitude.

iii) Manobra 3 = respiração em capacidade vital (**CV**): Ao comando do examinador, o sujeito foi instruído a realizar 5 ciclos respiratórios consecutivos em capacidade vital. Durante toda a realização desta manobra os sujeitos eram incentivados a inspirarem e expirarem o mais profundo possível pelo examinador.

As manobras respiratórias 1 e 3 foram ensinadas e treinadas previamente, sendo advertido para que não movimentassem o pescoço, não elevassem os ombros e/ou inclinassem o tronco durante a realização de todas as manobras respiratórias.

4.5. Variáveis experimentais

Como as coletas de dados foram realizadas a partir de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos, as variáveis medidas diretamente foram as posições espaciais em função do tempo de cada um dos marcadores posicionados sobre o tronco do sujeito. A partir destes dados, foram calculadas as variáveis descritoras dos movimentos da caixa torácica apresentadas a seguir.

4.5.1 Trajetórias de acidentes anatômicos da caixa torácica

A primeira forma de descrição do movimento da caixa torácica permitida pela metodologia proposta é a visualização das trajetórias no espaço de um ou mais marcadores simultaneamente.

A partir da reconstrução tridimensional realizada pelo sistema Dvideow, foram obtidas as posições espaciais dos marcadores posicionados na caixa torácica, e, portanto dos acidentes anatômicos a eles relacionados, durante toda a realização das manobras respiratórias. A partir das coordenadas tridimensionais, é possível visualizar a caixa torácica no espaço em função do tempo sob qualquer ponto de vista e durante toda a realização da manobra respiratória, portanto de uma forma dinâmica.

A fim de se obter uma representação da caixa torácica no espaço, foi feita em um gráfico uma união entre os marcadores obtendo então um esboço do desenho das costelas, coluna torácica e esterno. Como este posicionamento foi obtido em função do tempo, foi possível obter uma representação dinâmica da caixa torácica no espaço, mostrando a trajetória apresentada pelas costelas, coluna torácica e esterno durante a respiração. Estes deslocamentos podem ser visualizados em qualquer plano que se queira, como, por exemplo, plano frontal, sagital e transversal, como é mostrado nos resultados.

4.5.2 Distâncias lineares entre marcadores

Considerando que o sistema fornece as posições 3D dos marcadores sobre a caixa torácica em função do tempo, pode-se calcular distâncias entre quaisquer deles. Dado que outros métodos de descrição da movimentação da caixa torácica, como a magnetometria, por exemplo, medem “diâmetros” ântero-posteriores, procuramos obter por videogrametria as mesmas medidas a fim de compará-las com os valores apresentados na literatura.

As variações das distâncias ântero-posteriores e transversais foram obtidas a partir do cálculo das distâncias lineares entre os marcadores. Como são tomadas as coordenadas tridimensionais dos marcadores, a distância obtida corresponde à distância no espaço, e não à distância projetada, independentemente do sistema de coordenadas utilizado como referência. Além disso, como as distâncias são calculadas em função do tempo é possível obter a variação das distâncias ântero-posteriores e transversais da caixa torácica durante toda a respiração.

A seguir encontra-se exemplificado o cálculo da distância entre dois marcadores quaisquer, representados pelo ponto m e n no espaço:

$$d_{m,n}(t_i) = \left| \vec{P}_m(t_i) - \vec{P}_n(t_i) \right| \quad (1)$$

, onde t_i é o i -ésimo instante em que foi feita a medição.

As distâncias ântero-posteriores (**DAP**) foram obtidas a partir da distância entre os marcadores situados no esterno e no processo espinhoso das vértebras torácicas correspondentes a cada costela (figura 8). Os marcadores correspondentes às vértebras de T7 a T10 tiveram suas distâncias calculadas com o marcador situado na região do esterno correspondente a sexta costela, ou seja, com o marcador situado na porção mais inferior do esterno.

As distâncias transversais (**DT**) foram obtidas a partir da distância entre os marcadores situados na extremidade da costela direita e esquerda (figura 8).

A variação da distância entre os marcadores em função do tempo representa a expansão e retração da caixa torácica durante a respiração, e como foi calculada ao nível das dez primeiras costelas, permite verificar qual a região que apresentou maior ou menor expansão tanto no sentido ântero-posterior como transversal.

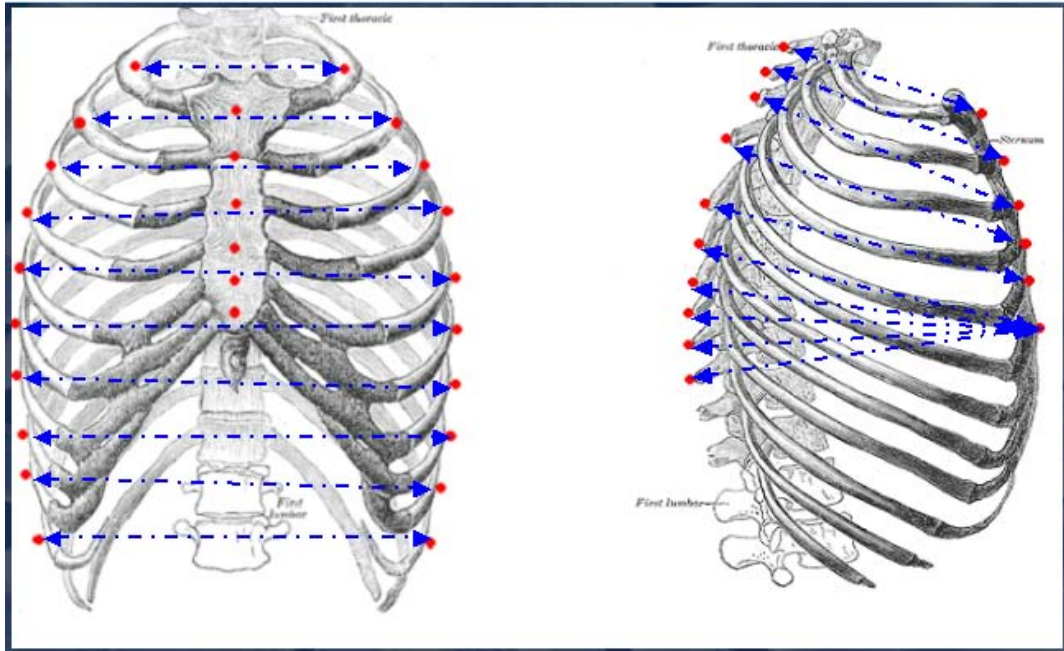


Figura 8: Esquema ilustrando o cálculo das distâncias ântero-posteriores e transversais da caixa torácica ao nível das dez primeiras costelas.

4.5.3 Posição e orientação dos segmentos: construção dos sistemas de coordenadas locais

Um sistema de coordenadas em um espaço n -dimensional é definido por um ponto, denominado origem, e uma base de vetores linearmente independentes. Em nosso problema, a dimensão do espaço é $n=3$ e, por conveniência, os três vetores da base são ortonormais, isto é, têm norma igual a um e são ortogonais. O sistema de coordenadas associado ao n -ésimo segmento do modelo será descrito por:

$$S_n(O_n, \vec{i}_n, \vec{j}_n, \vec{k}_n)$$

No presente estudo, os seguintes sistemas de coordenadas foram definidos.

4.5.3.1 Sistemas de coordenadas associados ao par de costelas

Neste caso, foram definidos 10 sistemas associados aos 10 pares de costelas estudados e, portanto, o sistema de coordenadas associado ao i -ésimo par de costelas foi definido a partir do marcador localizado na lateral da i -ésima costela direita e esquerda e do marcador localizado na vértebra correspondente. A seguir, descrevemos o equacionamento (figura 9).

$$S_6 = (O_6, i_6, j_6, k_6)$$

$$O_6 = P_{32}$$

$$u_6 = P_{16} - P_{32}$$

$$v_6 = P_{17} - P_{32}$$

$$i_6 = \frac{u_6 \times v_6}{|u_6 \times v_6|}$$

$$k_6 = \frac{P_{17} - P_{16}}{|P_{17} - P_{16}|}$$

$$j_6 = k_6 \times i_6$$

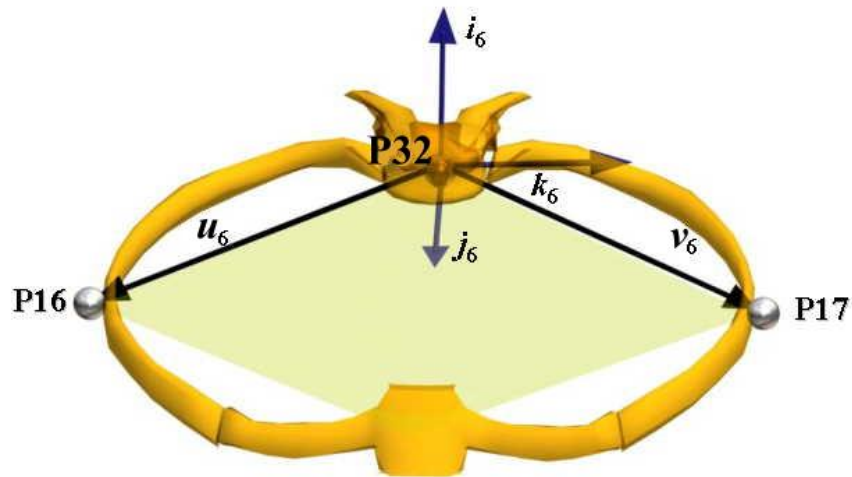


Figura 9: Equacionamento para obtenção do sistema de coordenadas associado ao sexto par de costelas e esquema representando o sexto par de costelas, os marcadores utilizados e o sistema de coordenadas composto pela origem (P_{32}) e pelos vetores i_6 , j_6 e k_6 .

4.5.3.2 Sistema de coordenadas associado a cada costela

Neste caso, foram definidos 20 sistemas associados às 20 costelas estudadas e, para tanto, para o sistema de coordenadas associado à i -ésima costela direita foram utilizados os marcadores situados na lateral da costela direita, na vértebra e na região correspondente do esterno. O equacionamento é descrito a seguir (figura 10).

$$S_{10d} = (O_{10d}, i_{10d}, j_{10d}, k_{10d})$$

$$O_{10d} = P_{36}$$

$$u_{10d} = P_{25} - P_{36}$$

$$v_{10d} = P_{18} - P_{36}$$

$$i_{10d} = \frac{u_{10d} \times v_{10d}}{|u_{10d} \times v_{10d}|}$$

$$j_{10d} = \frac{P_{18} - P_{36}}{|P_{18} - P_{36}|}$$

$$k_{10d} = i_{10d} \times j_{10d}$$

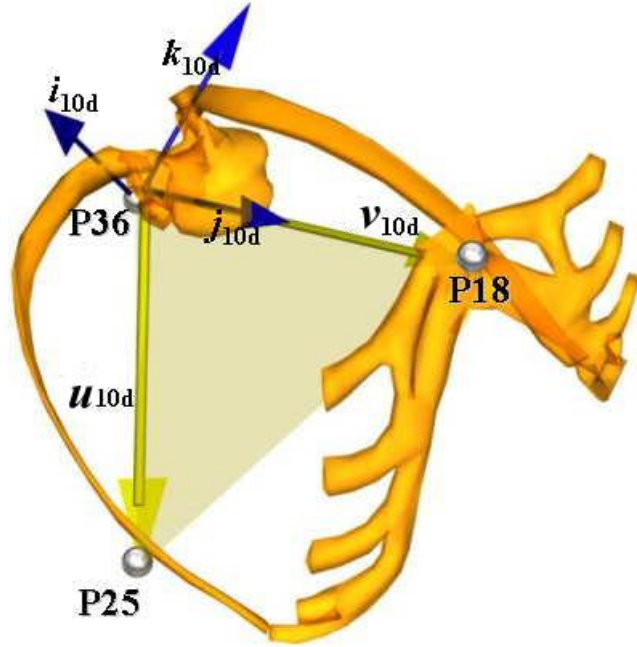


Figura 10: Equacionamento para obtenção do sistema de coordenadas associado à décima costela direita e esquema representando a décima costela direita, os marcadores utilizados e o sistema de coordenadas composto pela origem (P_{36}) e pelos vetores i_{10d} , j_{10d} e k_{10d} .

Para o cálculo do sistema de coordenadas associado à i -ésima costela esquerda foram utilizados os marcadores situados na lateral da costela esquerda, na vértebra e na região correspondente do esterno, como equacionado a seguir (figura 11).

Como pode ser notado nas figuras 10 e 11, os sistemas de coordenadas associados a i -ésima costela direita e i -ésima costela esquerda apresentam um eixo em comum, visto que o vetor j é obtido exatamente da mesma maneira, o que confere a estes dois sistemas de coordenadas apenas um grau de liberdade entre si.

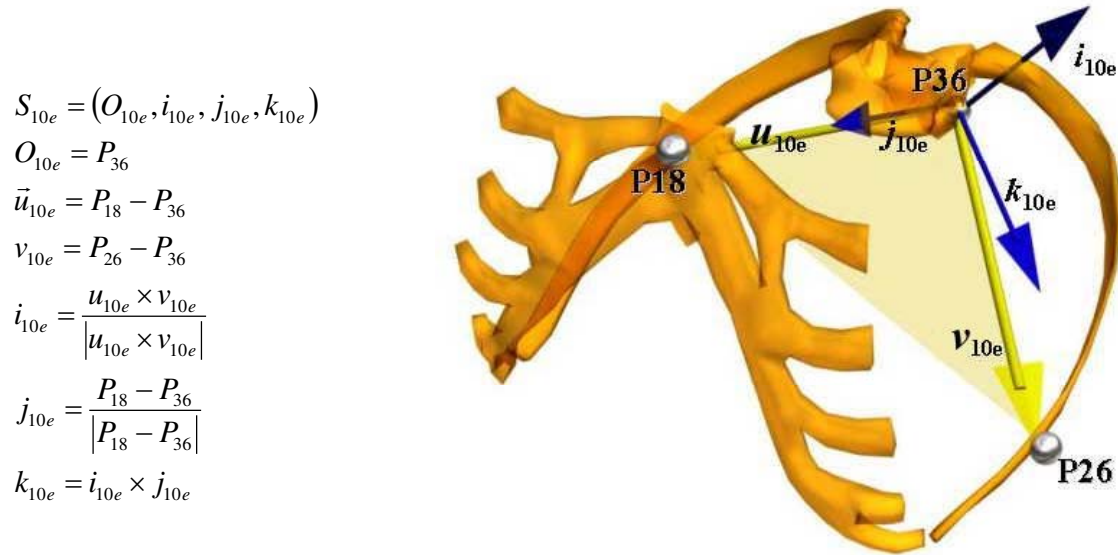


Figura 11: Equacionamento para obtenção do sistema de coordenadas associado à décima costela esquerda e esquema representando a décima costela esquerda, os marcadores utilizados e o sistema de coordenadas composto pela origem (P_{36}) e pelos vetores i_{10e} , j_{10e} e k_{10e} .

4.5.3.3 Sistema de coordenadas associado ao tronco

O tronco também foi representado por um sistema de coordenadas, e para tanto foram utilizados os marcadores localizados nas espinhas ilíacas póstero-superiores direita e esquerda (P_{37} e P_{38}) e na primeira vértebra torácica (P_{27}), como equacionado a seguir (figura 12).

No estudo do movimento humano é preferível que a orientação de um sistema de coordenadas no espaço 3D seja coerente com os planos e eixos anatômicos do corpo humano para que seja imposta uma convenção, facilitando a interpretação dos resultados.

Os sistemas de coordenadas locais foram orientados com o eixo i quasi longitudinal, eixo j quasi sagital e eixo k quasi transversal, como pôde ser visualizado nas figuras 9 a 12.

Obtidas as orientações dos segmentos, a variação temporal dos ângulos de rotação pôde ser calculada.

$$S_{11} = (O_{11}, i_{11}, j_{11}, k_{11})$$

$$O_{11} = P_m$$

$$P_m = \frac{P_{37} + P_{38}}{2}$$

$$i = \frac{P_{27} - P_m}{|P_{27} - P_m|}$$

$$k = \frac{P_{38} - P_{37}}{|P_{38} - P_{37}|}$$

$$j = k \times i$$

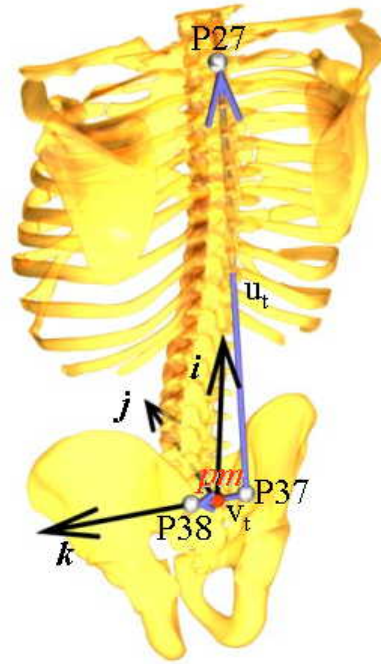


Figura 12: Equacionamento para obtenção do sistema de coordenadas associado ao tronco e esquema representando o tronco, os marcadores utilizados e o sistema de coordenadas composto pela origem (P_m) e pelos vetores i , j e k .

4.5.3.4 Ângulos de Rotação

A rotação de um corpo no espaço tridimensional é geralmente descrita pelos ângulos de Euler. Os ângulos de Euler consistem em três ângulos, obtidos a partir de rotações realizadas entre dois sistemas cartesianos, e para que sejam calculados os dois sistemas cartesianos ortogonais em questão devem ter a mesma origem. Os ângulos de Euler são dependentes da sequência de rotações, que, portanto, deve ser estabelecida.

O presente trabalho segue a descrição mais utilizada nos estudos do movimento humano, onde os ângulos articulares são definidos como as rotações de um segmento distal em relação a um segmento proximal (Vaughan et al., 1992).

As rotações obedeceram a seguinte ordem:

α = rotação em torno do eixo k do segmento proximal ($k_{proximal}$)

β = rotação em torno do eixo flutuante

γ = rotação em torno do eixo k do segmento distal (k_{distal})

O eixo flutuante é obtido através do produto vetorial entre o eixo transversal do segmento proximal e o eixo longitudinal do segmento distal dividido pela norma. Retomando a orientação dos sistemas de coordenadas locais, definidos anteriormente, temos:

$$f = \frac{k_{proximal} \times i_{distal}}{|k_{proximal} \times i_{distal}|} \quad (2)$$

No presente trabalho, foram calculados três ângulos de rotação (ângulos de Euler), α_i , β_i e γ_i , entre o sistema de coordenadas associado ao i -ésimo par de costelas (considerado como segmento distal) e o sistema de coordenadas do laboratório (considerado como segmento proximal); três ângulos de rotação, α_{Ti} , β_{Ti} e γ_{Ti} , entre o sistema de coordenadas associado ao i -ésimo par de costelas (considerado como segmento distal) e o sistema de coordenadas associado ao tronco (considerado como segmento proximal); e o ângulo θ_i entre os planos associados a costela direita (segmento distal) e esquerda (segmento proximal) do i -ésimo par de costelas.

Para o cálculo dos ângulos α , β e γ , o modelo de representação da caixa torácica considerou cada par de costelas conectado ao esterno e à vértebra correspondente como um corpo rígido. O ângulo α foi obtido através da equação:

$$\alpha = \sin^{-1}(f \cdot i_{proximal}) \quad (3)$$

O ângulo β foi obtido através do arco seno do produto escalar entre os eixos $k_{proximal}$ e i_{distal} :

$$\beta = \sin^{-1}(k_{proximal} \cdot i_{distal}) \quad (4)$$

O ângulo γ foi obtido através do arco seno do produto escalar entre o eixo flutuante e o eixo k_{distal} :

$$\gamma = \sin^{-1}(f \cdot k_{distal}) \quad (5)$$

Para o cálculo do ângulo θ , cada costela direita e cada costela esquerda, também conectadas ao esterno e à vértebra correspondente, foi considerada um corpo rígido. O ângulo θ foi definido como o movimento da costela esquerda, considerada como segmento proximal, em relação à costela direita, considerada como segmento distal, e foi obtido através da equação:

$$\theta = \sin^{-1}(k_{proximal} \cdot i_{distal}) \quad (6)$$

Os ângulos α , β e γ referentes às costelas representam, respectivamente, os seguintes movimentos:

α = movimentos de elevação (valores positivos) e abaixamento (valores negativos) das costelas;

β = movimentos de inclinação à direita (valores negativos) e à esquerda (valores positivos);

γ = movimentos de rotação à direita (valores negativos) e à esquerda (valores positivos);

Em relação ao tronco e de acordo com a nomenclatura clínica, o ângulo α corresponde aos movimentos de flexão/extensão do tronco (flexão = valores positivos; extensão = valores negativos), o ângulo β corresponde aos movimentos de inclinação lateral (inclinação lateral direita = valores negativos; inclinação lateral esquerda = valores positivos), e o ângulo γ corresponde aos movimentos de rotação do tronco (rotação direita = valores positivos; rotação esquerda = valores negativos).

4.5.4 Cálculo da variação das distâncias intercostais

O espaço existente entre duas costelas adjacentes é chamado de espaço intercostal. A variação dos espaços intercostais foi estudada calculando-se a distância entre os marcadores posicionados na extremidade lateral das costelas adjacentes. O cálculo foi feito do lado direito e esquerdo da caixa torácica, permitindo também verificar a simetria da mesma.

O cálculo da distância (d) entre dois marcadores adjacentes no espaço foi realizado da mesma maneira que a **DAP** e a **DT** (figura 13):

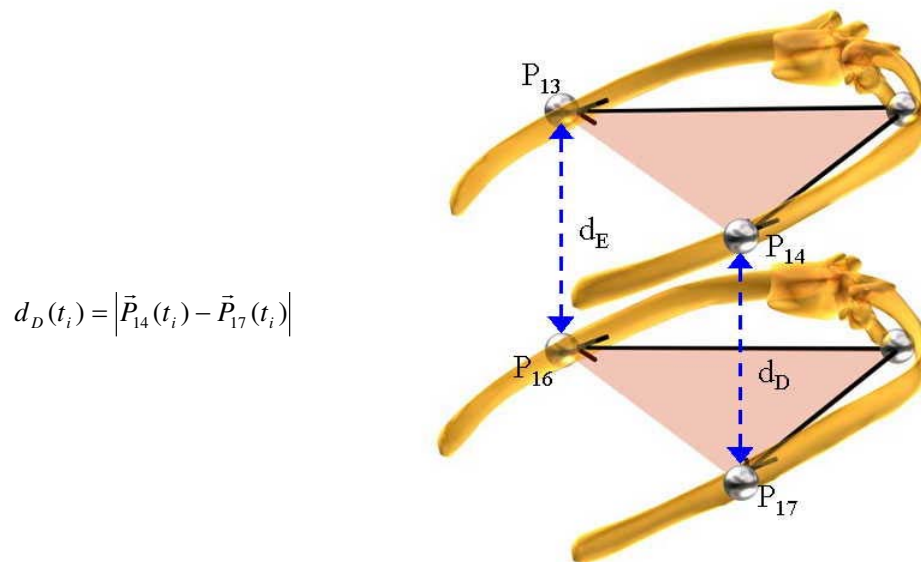


Figura 13: Esquema mostrando o cálculo da distância entre marcadores adjacentes, representando o espaço intercostal. O cálculo foi exemplificado para o quinto e sexto par de costelas.

4.6 Tratamento dos dados

A partir das coordenadas tridimensionais dos marcadores obtidas pelo sistema Dvideow, foram desenvolvidas em ambiente Matlab® rotinas para a obtenção das variáveis descritoras da movimentação da caixa torácica.

A primeira rotina permitiu a visualização das trajetórias das referências anatômicas da caixa torácica no espaço, desenhando em um gráfico as coordenadas tridimensionais dos marcadores em função do tempo e permitindo a representação gráfica do modelo de representação da caixa torácica adotado em função do tempo.

A segunda rotina foi desenvolvida para obter o cálculo da distância entre os marcadores em função do tempo. Foi montada de forma a repetir o cálculo da distância ao nível de cada costela em todos os quadros da sequência de imagem analisada, gerando como valor de retorno uma matriz contendo a distância entre os marcadores em função do tempo, bem como sua representação gráfica.

A terceira e última rotina foi estruturada de maneira a calcular a variação dos ângulos α , β , γ e θ em função do tempo bem como a variação da distância entre os planos formados pelos pares de costelas, gerando como valor de retorno cinco matrizes, quatro delas contendo os ângulos e uma contendo a distância entre os planos, bem como suas representações gráficas.

Todos os dados foram suavizados através do filtro digital Butterworth de 5ª ordem, e a frequência de corte foi de 6Hz, definida a partir da comparação entre os dados brutos e suavizados (análise de resíduos) referentes à variação do ângulo alfa apresentada por um dos sujeitos (figura 14). Foi aplicado um teste gráfico para verificar a probabilidade de distribuição normal do resíduo, indicado na figura 15. O resíduo está representado pelo símbolo “+”, sobreposto a uma linha tracejada que une o primeiro e o terceiro quartis, permitindo uma análise da linearidade dos dados.

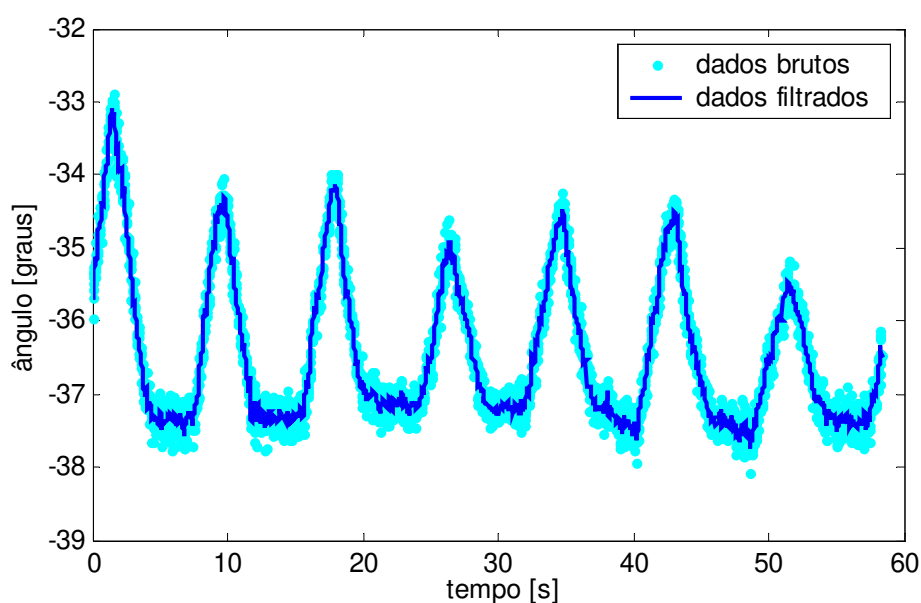


Figura 14: Relação entre os dados brutos e filtrados com o filtro digital Butterworth de 5ª ordem com frequência de corte igual a 6 Hz. Dados referentes à variação do ângulo alfa da quinta costela apresentada por um dos sujeitos.

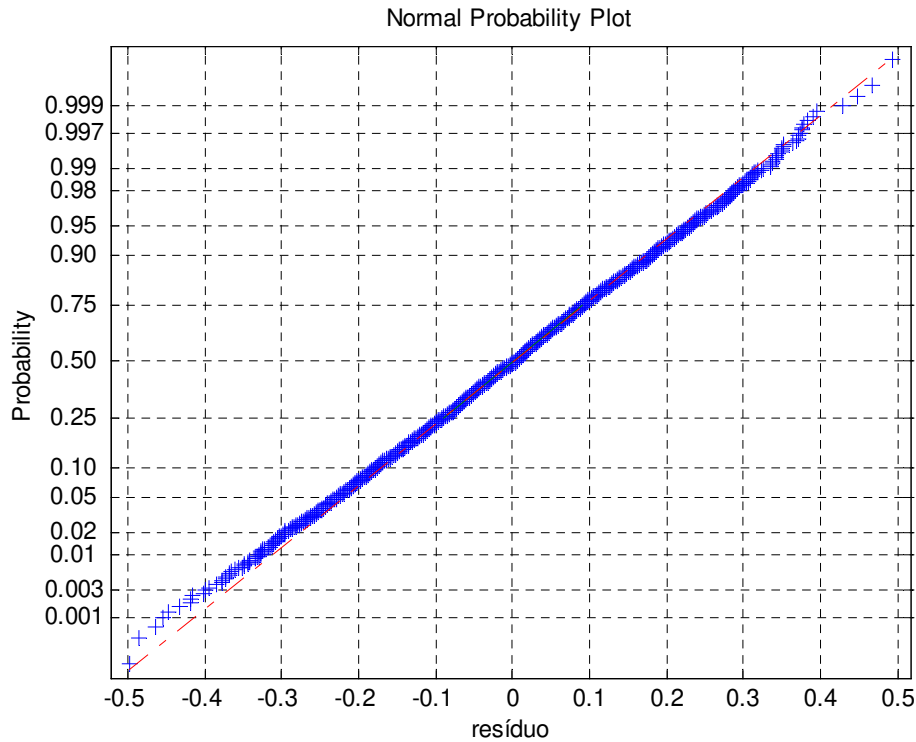


Figura 15: Distribuição do resíduo (cruz azul) em relação a uma distribuição normal (tracejado vermelho) após a aplicação do filtro digital Butterworth de 5ª ordem nos valores referentes à variação do ângulo alfa de um dos sujeitos estudados .

4.7 Formas de análise dos resultados

Depois de calculados todos os ângulos descritos acima, as seguintes variáveis foram extraídas:

média dos ângulos α , β e γ das costelas de um a dez ($\overline{\alpha_i}, \overline{\beta_i}, \overline{\gamma_i}$) e do tronco ($\overline{\alpha_{Ti}}, \overline{\beta_{Ti}}, \overline{\gamma_{Ti}}$), e a média do ângulo θ ($\overline{\theta_i}$) das costelas de um a dez;

desvio padrão dos ângulos referentes às costelas: $\alpha_{std}, \beta_{std}, \gamma_{std}, \theta_{std}$.

Os valores médios das variáveis foram calculados visando indicar suas tendências centrais, enquanto o desvio padrão foi calculado com intuito de caracterizar a dispersão de cada variável.

Também foi calculado o coeficiente de variação das distâncias transversais e ântero-posteriores com o intuito de eliminar a influência da diferença de dimensão das costelas bem como do tamanho do tórax de cada sujeito nas variáveis. Como os valores médios e de desvios absolutos são afetados pela estatura dos sujeitos, essas variáveis foram analisadas separadamente para os sujeitos do sexo masculino e feminino. A análise do coeficiente de variação foi feita considerando-se todos os sujeitos conjuntamente, uma vez que se trata de uma medida relativa.

4.7.1 Correlações entre as variáveis

Foi calculado o coeficiente de correlação entre a variação do ângulo α de todas as costelas, duas a duas, com o intuito de obter índices sobre a associação entre as mesmas, ou seja, o quanto o valor e a direção dos desvios dos ângulos em relação à média de uma costela se relacionaram com o valor e direção dos desvios dos ângulos em relação à média das demais costelas, refletindo o sincronismo entre as mesmas. Foi calculado o coeficiente de correlação para cada sujeito nas manobras em **VC** e **CV** e os resultados foram apresentados na forma de boxplot, mostrando a dispersão do valor de correlação apresentada pelos sujeitos e permitindo a análise do efeito da manobra nos valores de correlação do mesmo sujeito.

O coeficiente de correlação igual a +1 representa uma correlação positiva perfeita indicando que as costelas moveram-se em concordância de fase. Já um coeficiente de correlação igual a -1 indica movimentos que ocorreram em oposição de fase. Um coeficiente de correlação igual ou muito próximo de zero indica que não há relação entre as variáveis.

4.7.2 Análise estatística

Para verificar se houve diferença estatisticamente significativa das variáveis entre as manobras, utilizou-se a representação na forma de boxplot. Cada box é delimitado pelo valor correspondente ao primeiro quartil, mediana e terceiro quartil e a distância entre a extremidade superior e inferior do box representa a distância interquartílica. A partir da extremidade superior e inferior do box estendem-se linhas mostrando a distribuição do restante dos valores. Outliers são valores maiores que 1,5 vezes a distância interquartílica e são

representados pelo sinal “+”. O intervalo de confiança, representado como uma chanfradura no meio do box, tem indicação de 95% para a média e a não sobreposição desses intervalos de confiança entre os boxplots é indicativo de diferença significativa.

4.7.3 Acurácia do sistema

Para verificar a acurácia do sistema, foi realizado um experimento reconstruindo-se o movimento no espaço de um corpo rígido com marcadores fixos sobre ele. Foi, então, calculada a distância entre os mesmos de maneira direta e a partir das coordenadas tridimensionais obtidas pelo sistema Dvideow (figura 16).

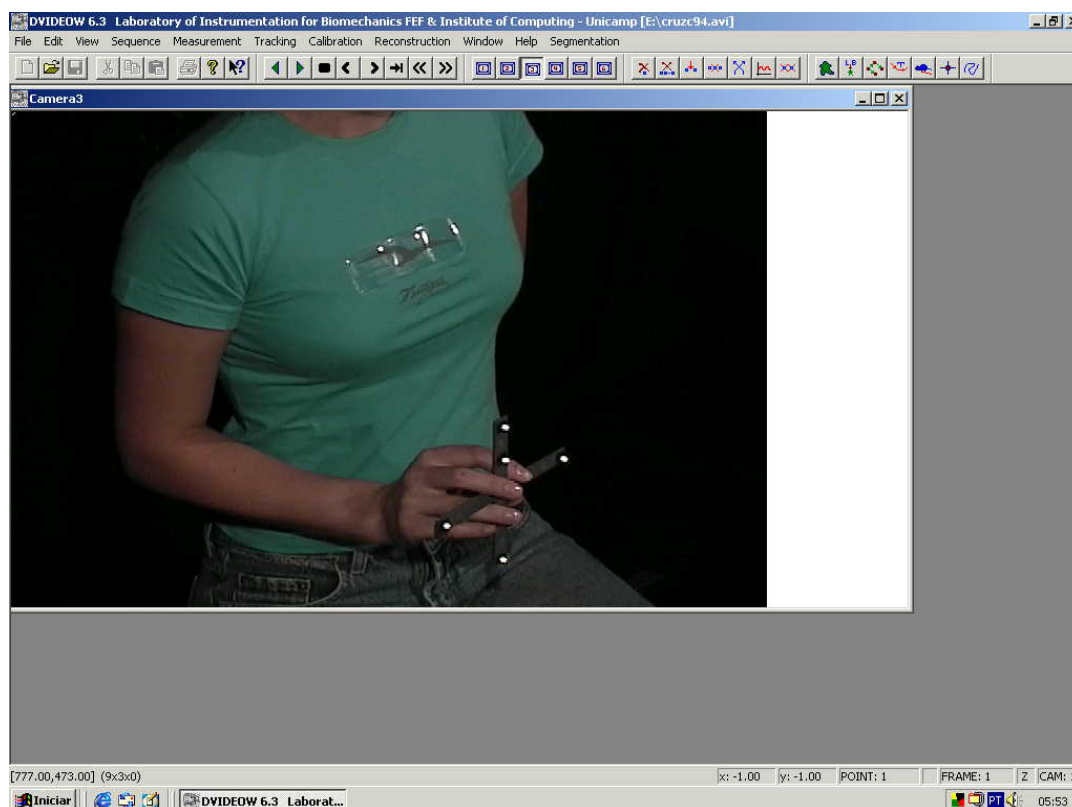


Figura 16: Software Dvideow mostrando uma imagem do corpo rígido com os marcadores fixos sobre ele, referente ao experimento realizado para calcular a acurácia do sistema.

Admitindo-se que os erros associados ao sistema têm distribuição normal, a acurácia (a) foi estimada pela seguinte expressão:

$$a^2 = b^2 + p^2 \quad (7)$$

,em que b é a diferença entre o valor médio observado e o valor esperado (*bias*) e p é a precisão, dada pelo desvio-padrão das medidas.

4.7.4 Erros do sistema na determinação das variáveis

A fim de estimar a sensibilidade das variáveis angulares ao erro padrão do sistema, neste caso dado pela sua acurácia, realizou-se a seguinte simulação: às coordenadas tridimensionais dos pontos representando um par de costelas foram somados erros aleatórios de distribuição normal em cada coordenada, com média zero e desvio padrão igual a acurácia do sistema. Este procedimento foi simulado para 100 repetições. A partir destes dados, foram calculados os ângulos α e θ e analisou-se, então, a variação dos valores medidos.

4.7.5 Variabilidade intra-examinador

Visando estimar a variabilidade intra-examinador o experimento foi repetido pelo mesmo sujeito tendo os marcadores posicionados pelo mesmo examinador em três dias consecutivos. O protocolo para colocação dos marcadores foi seguido rigidamente, bem como o procedimento experimental.

A manobra escolhida para este experimento foi a manobra 1, onde o sujeito respirou seguindo um padrão externo. Esta manobra foi escolhida na tentativa de padronizar as características da respiração do sujeito, como por exemplo, a frequência respiratória. Foram, então, calculados os ângulos α e θ , comparando-se os ângulos médios obtidos nos três dias de experimento.

5 Resultados

A apresentação dos resultados foi disposta segundo os objetivos propostos no início do trabalho, e, portanto, tem início pela análise da metodologia aplicada, a qual foi realizada a partir de testes de acurácia e sensibilidade das variáveis aos erros do sistema. Estes testes nos fornecem informações sobre a confiabilidade dos demais resultados obtidos pela metodologia.

A variabilidade intra-examinador também fornece informações sobre a metodologia, especialmente a respeito do reposicionamento dos marcadores de superfície. Este aspecto é freqüentemente questionado nas investigações dos movimentos humanos baseadas em análise cinemática, visto que está relacionado com a reprodutibilidade dos resultados.

Em seguida são exemplificadas diferentes aplicações da metodologia proposta para o movimento da caixa torácica, como a visualização dos pontos que representam a caixa torácica posicionados no espaço tridimensional, a variação das distâncias ântero-posteriores e transversais da caixa torácica, a variação angular das costelas bem como a análise da correlação dos movimentos entre as mesmas e do comportamento dos espaços intercostais durante os movimentos respiratórios.

5.1 Análise da metodologia

5.1.1 Acurácia do sistema

No tocante à acurácia, a análise da distância entre dois pontos situados em um corpo rígido teve valor esperado, medido diretamente, igual a 138,25mm, valor médio medido pelo sistema igual a 137,3 mm, e portanto um *bias* igual a 0,9 mm e precisão igual a 2,5 mm, o que nos levou a uma acurácia de 2,4 mm. A figura 17 mostra a variação da distância em função do tempo entre dois pontos situados em um corpo rígido que foi movimentado frente ao sistema e

teve as coordenadas tridimensionais de seus marcadores medidas pelo sistema Dvideow. A figura 18 traz um boxplot da diferença entre os valores medidos pelo sistema e o valor esperado.

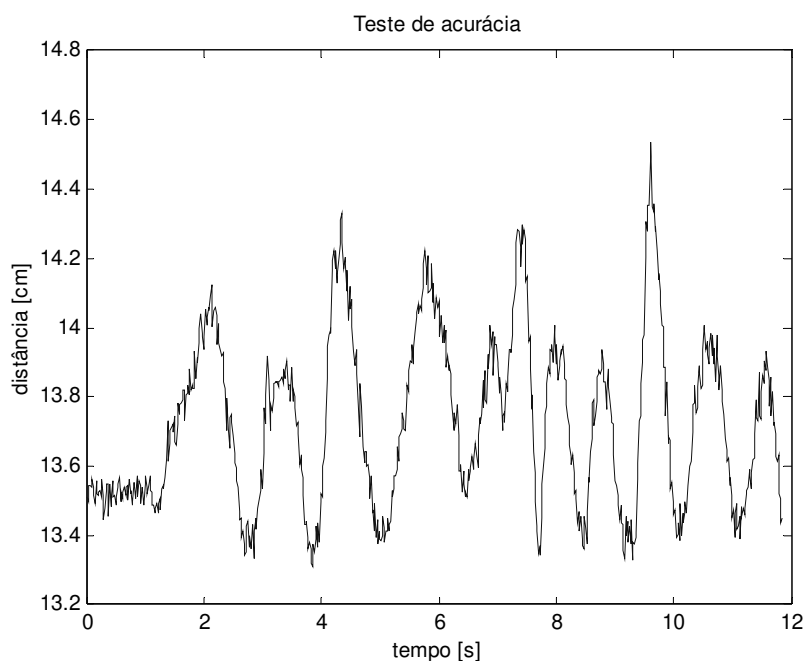


Figura 17: Evolução temporal da distância entre dois marcadores situados em um corpo rígido

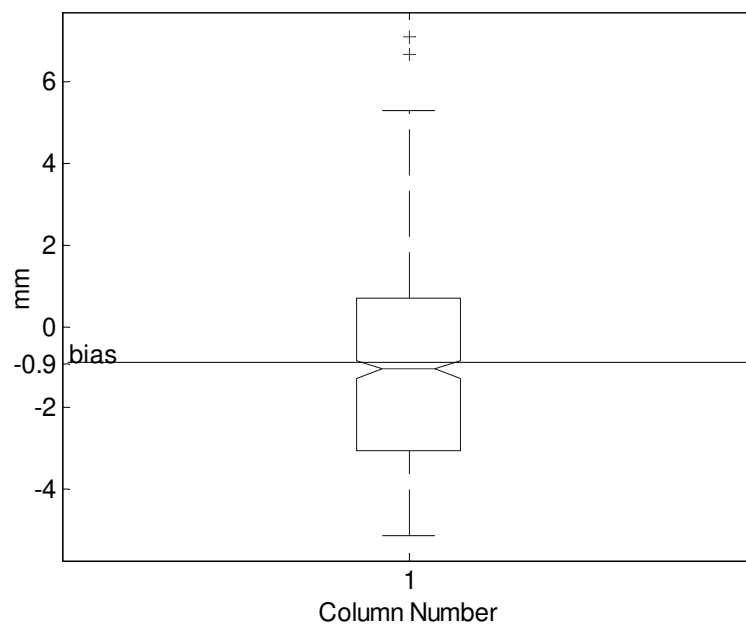


Figura 18: Distribuição da diferença entre o valor da distância entre dois marcadores situados em um corpo rígido medido pelo sistema e o valor esperado.

5.1.2 Erros do sistema nas variáveis

Através da simulação realizada a partir da acurácia, foi possível estimar a sensibilidade das variáveis angulares aos erros do sistema. As tabelas 1 e 2 mostram os ângulos alfa e teta iniciais para cada costela (α_i e θ_i) em um único *frame* e a média ($\bar{\alpha}_e$ e $\bar{\theta}_e$) e o desvio padrão (α_{sde} e θ_{sde}) dos valores experimentais, obtidos por simulação. A figura 19 e a figura 20 exemplificam, respectivamente, a variação dos ângulos alfa e teta simulado para a décima costela e as alterações induzidas por estes valores nas medidas angulares.

Tabela 1: Valores do ângulo alfa obtidos pela simulação dos erros do sistema.

	α_i	$\bar{\alpha}_e$	$\alpha_i - \bar{\alpha}_e$	α_{sde}
1ª costela	-24,17	-23,98	0,19	0,85
2ª costela	-32,43	-32,60	-0,17	0,61
3ª costela	-39,05	-39,08	-0,03	0,47
4ª costela	-50,07	-50,01	0,06	0,53
5ª costela	-43,23	-43,42	-0,19	0,50
6ª costela	-38,25	-38,27	-0,02	0,48
7ª costela	-32,81	-32,92	-0,11	0,59
8ª costela	-31,56	-31,91	-0,35	0,45
9ª costela	-32,01	-32,15	-0,14	0,46
10ª costela	-30,64	-30,64	0,00	0,54

Tabela 2: Valores do ângulo teta obtidos pela simulação dos erros do sistema.

	θ_i	$\bar{\theta}_e$	$\theta_i - \bar{\theta}_e$	θ_{sde}
1ª costela	35,69	36,17	-0,48	1,77
2ª costela	19,57	19,42	0,15	1,29
3ª costela	4,65	4,74	-0,09	1,37
4ª costela	-23,99	-23,58	0,41	1,14
5ª costela	-16,59	-17,05	-0,46	1,22
6ª costela	-14,40	-15,06	-0,66	1,17
7ª costela	-24,86	-25,26	-0,40	1,26
8ª costela	-39,16	-40,12	-0,96	0,95
9ª costela	-55,76	-56,21	-0,45	1,04
10ª costela	-66,07	-66,16	-0,09	0,90

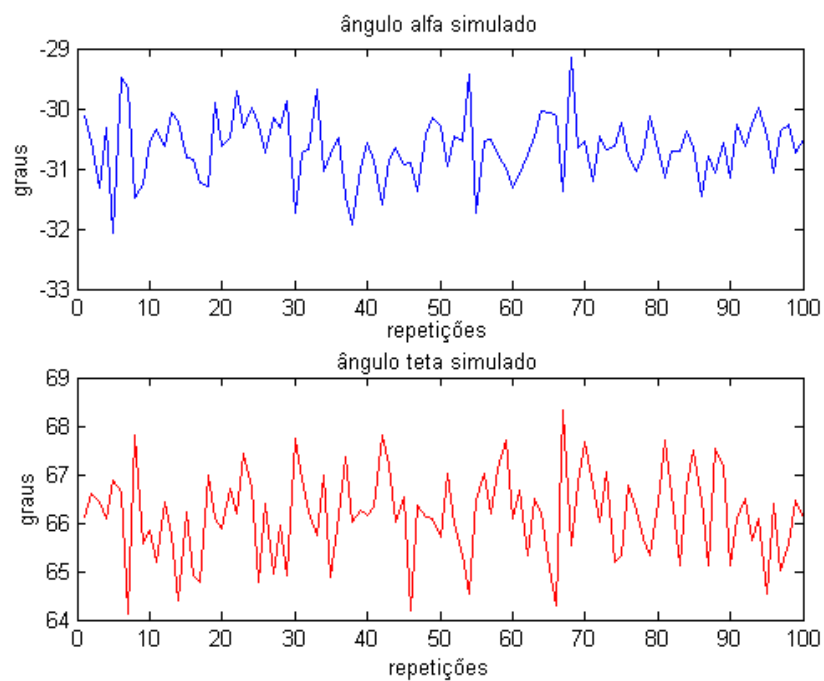


Figura 19: Variação dos ângulos α (azul) e θ (vermelho) simulado para a décima costela.

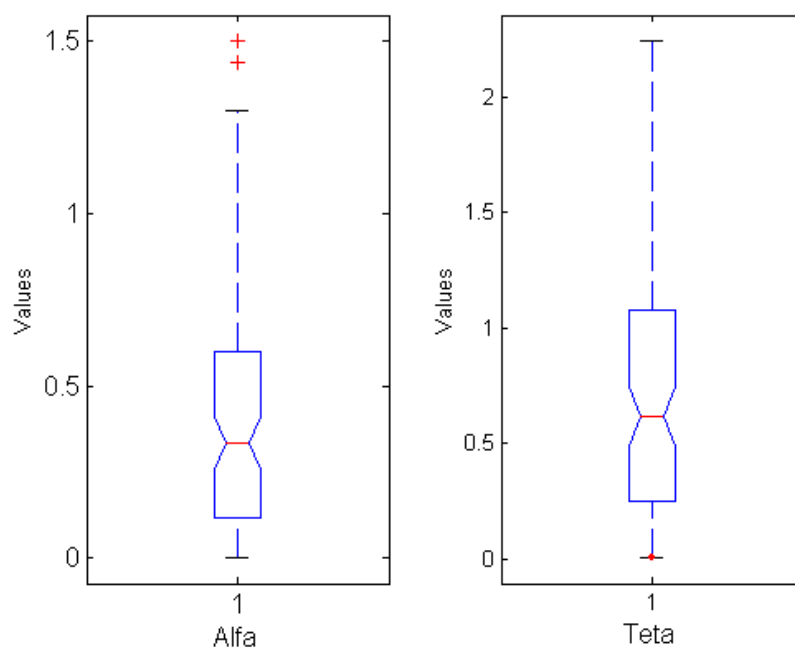


Figura 20: Distribuição das alterações nas medidas de α e θ induzidas pelo erro padrão do sistema.

Foram induzidas nas medidas de α_i e θ_i alterações máximas da ordem de 1 e 2 graus, respectivamente, para as costelas de 3 a 10, e 2 e 3 graus para as costelas 1 e 2, mostrando que erros da ordem dos gerados pelo sistema não afetam significativamente as medidas.

5.1.3 Variabilidade intra-examinador

No estudo da variabilidade intra-examinador foram analisados os ângulos α e θ , através da comparação de seus valores médios obtidos nos três experimentos repetidos pelo mesmo sujeito em três dias consecutivos. A figura 21 mostra as variações referentes ao ângulo α , correspondente à rotação de cada par de costelas em torno do eixo transversal do corpo, em três sessões experimentais realizadas em dias consecutivos.

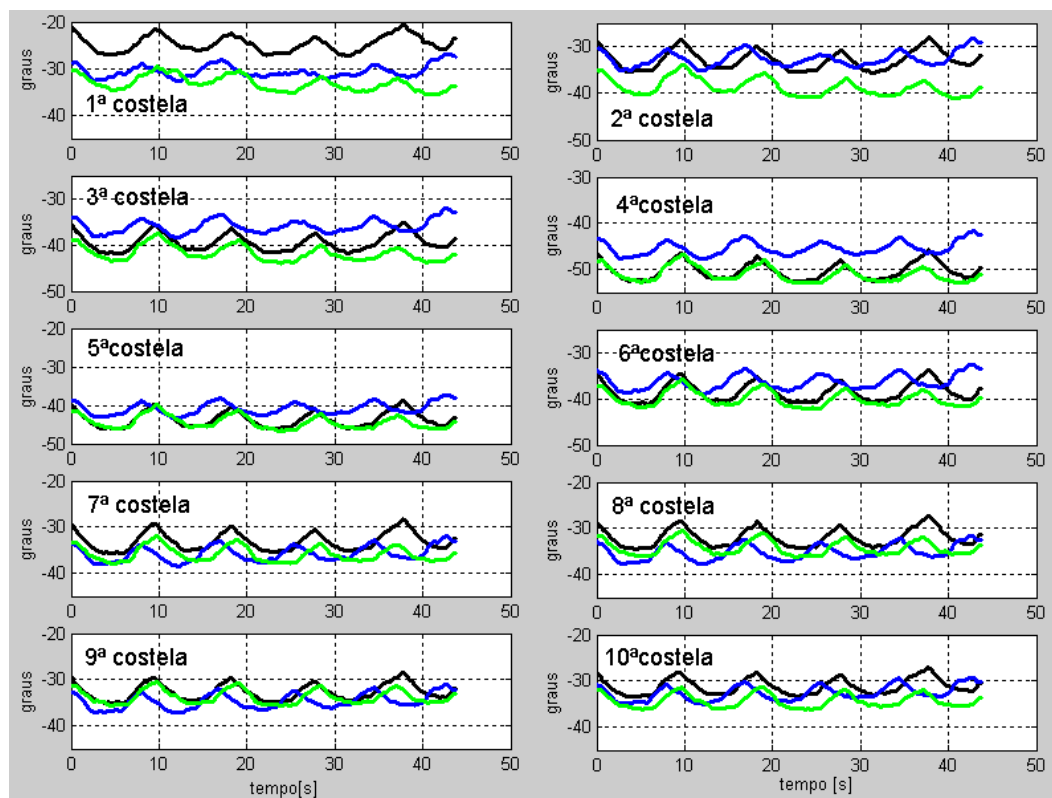


Figura 21: Variação do ângulo α do mesmo voluntário em três repetições realizadas em dias consecutivos (variabilidade intra-examinador). Dados filtrados através do filtro digital Butterworth.

Comparando-se $\overline{\alpha}_i$ nas três situações, encontramos uma diferença entre o maior e o menor valor médio de aproximadamente 9 graus para a 1ª costela, 6 graus para a 2ª, 3ª e 4ª costelas, 4 graus para a 5ª e 6ª costelas, 3 graus para a 7ª, 8ª e 10ª costelas, e 2 graus para a 9ª costela (tabela 3). Uma hipótese para este resultado é o fato da primeira costela ser de difícil palpação e de difícil alcance, sendo os marcadores posicionados sobre a massa muscular existente acima deste par de costelas. Do segundo ao quarto par não é possível chegar até a extremidade lateral da costela como é feito com as costelas inferiores devido à presença do ombro e à palpação, que é dificultada pela musculatura peitoral e pelo tecido adiposo da prega axilar. As demais costelas são mais fáceis de serem palpadas pelo fato de terem sua porção lateral livre e pela ausência de massa muscular abundante, facilitando a colocação dos marcadores sempre na mesma região.

Tabela 3: Valores médios do ângulo α obtidos em experimentos repetidos em três dias consecutivos.

	α médio 1	α médio 2	α médio 3
1ª costela	-24,69	-30,60	-33,13
2ª costela	-32,90	-32,63	-38,68
3ª costela	-39,45	-35,92	-41,78
4ª costela	-50,31	-45,38	-51,06
5ª costela	-43,66	-40,84	-44,41
6ª costela	-38,52	-36,29	-39,98
7ª costela	-33,13	-35,75	-35,89
8ª costela	-32,00	-35,16	-34,20
9ª costela	-32,71	-34,71	-33,76
10ª costela	-31,17	-32,61	-34,37
Média total	-35,85	-35,99	-35,73
DP total	7,28	4,29	5,76

As variações referentes ao ângulo θ , correspondente ao ângulo formado entre os planos que representam a costela direita e esquerda, estão representadas na figura 22. Em relação ao $\overline{\theta}_i$ a diferença encontrada foi maior em relação ao ângulo supracitado, variando de 1 a 10 graus (tabela 4). A menor diferença entre o maior e o menor valor médio de θ foi encontrada na 1ª e 9ª costelas, sendo de aproximadamente 1 e 4 graus respectivamente. As diferenças entre $\overline{\theta}_i$

encontradas para as demais costelas foram: 7 graus para a 5^a, 7^a, 8^a e 10^a costelas; 8 graus para a 2^a e 6^a costelas; 9 graus para a 4^a costela; e 10 graus para a 3^a costela. Este resultado demonstra que o ângulo θ é mais afetado pela remarcação que o ângulo α , necessitando de maior atenção na colocação dos marcadores, especialmente na questão da simetria.

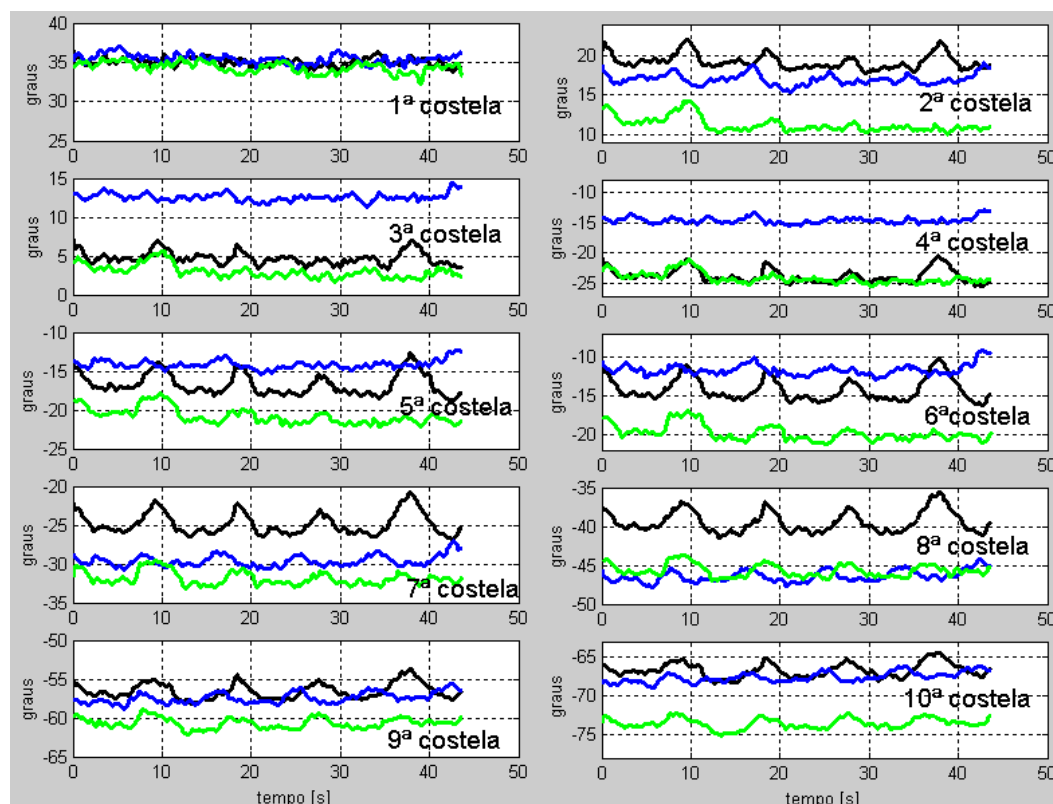


Figura 22: Variação do ângulo entre os planos associados às costelas direita e esquerda (θ) do mesmo voluntário em três repetições, realizadas em dias consecutivos (variabilidade intra-examinador). Dados filtrados através do filtro digital Butterworth.

Os valores do ângulo médio entre todas as costelas (média total) e do desvio padrão (DP total) sugerem que, particularmente na terceira repetição, as características do movimento apresentado pelo sujeito, como, por exemplo, a amplitude da respiração, não foram as

mesmas nas três repetições, relativizando os resultados apresentados acima sobre a variabilidade intra-examinador em relação ao reposicionamento dos marcadores.

Tabela 4: Valores médios do ângulo θ obtidos em experimentos repetidos em três dias consecutivos.

	θ médio 1	θ médio 2	θ médio 3
1ª costela	34,97	35,43	34,35
2ª costela	19,21	17,00	11,23
3ª costela	4,73	12,57	3,00
4ª costela	-23,70	-14,62	-24,02
5ª costela	-16,72	-14,14	-20,80
6ª costela	-14,20	-11,67	-19,80
7ª costela	-24,81	-29,60	-31,86
8ª costela	-39,33	-46,41	-45,67
9ª costela	-56,46	-57,43	-60,68
10ª costela	-66,61	-67,60	-73,54
Média total	-18,29	-17,65	-22,78
DP total	31,79	33,39	32,86

5.2 Trajetórias dos marcadores: visualização dos dados no espaço

Como descrito na metodologia, o sistema Dvideow nos permite obter as coordenadas tridimensionais de cada marcador posicionado sobre a caixa torácica. A figura 23 mostra o posicionamento no espaço de cada marcador utilizado, obtido a partir do experimento realizado com um sujeito durante respiração em Capacidade Vital (CV), em duas situações: em inspiração máxima (IM) e em expiração máxima (EM).

Na figura 23, a caixa torácica foi visualizada nos planos frontal, transversal e sagital, mas esta visualização pode ser feita em qualquer plano, visto que os dados estão dispostos no espaço tridimensional.

Na figura 23-A pode-se perceber o deslocamento superior (elevação) do marcador situado na região lateral de cada costela (representado por asterisco e círculo) e do marcador correspondente no esterno (representado pelo triângulo).

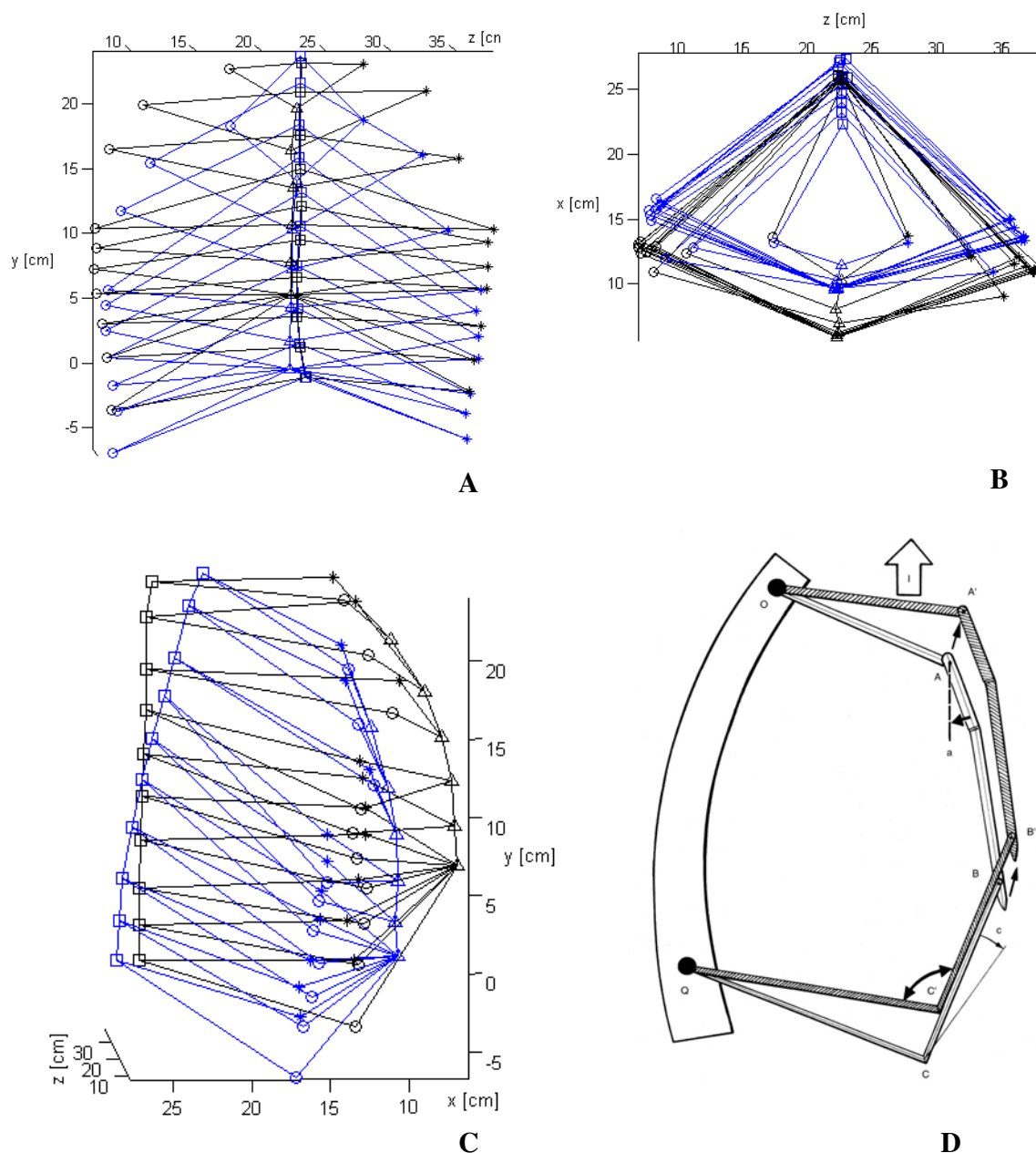


Figura 23: Visualização dos marcadores utilizados na caixa torácica posicionados na situação de expiração máxima (EM = azul) e inspiração máxima (IM = preto). A figura A representa a caixa torácica no plano frontal, a figura B no plano transversal (vista superior) e a figura C no plano sagital. A figura D foi retirada de Kapandji (2000). Os círculos e os asteriscos representam os pontos na extremidade lateral das costelas, os quadrados os pontos situados nas vértebras torácicas e os triângulos os pontos sobre o esterno.

Observando os planos transversal (figura 23-B) e sagital (figura 23-C), pode-se notar um deslocamento anterior do marcador situado na extremidade lateral das costelas, o qual é mais perceptível nas costelas inferiores.

No plano sagital pode-se perceber o movimento de extensão realizado pela coluna torácica. Também é perceptível o deslocamento do esterno para cima e para frente, participando do aumento do diâmetro ântero-posterior da caixa torácica.

Vale a pena ressaltar que o posicionamento dos marcadores foi mostrado aqui apenas em dois instantes (inspiração e expiração máxima), contudo é possível obter esta representação em função do tempo, ou seja, durante todo o ciclo respiratório.

5.3 Variação das distâncias na caixa torácica

As distâncias entre os marcadores posicionados na caixa torácica foram calculadas no sentido ântero-posterior (**DAP**), entre os marcadores situados nas vértebras e no esterno, e no sentido transversal (**DT**), entre os marcadores situados nas costelas direita e esquerda. A tabela 5 mostra os valores médios da **DAP** e da **DT** calculados para os sujeitos do sexo feminino e masculino separadamente, nas três manobras respiratórias: volume corrente (**VC**), padrão externo (**PE**) e capacidade vital (**CV**). O valor médio de cada uma das distâncias está associado à dimensão da caixa torácica e o desvio padrão reflete a variabilidade absoluta de cada costela na direção ântero-posterior e transversal.

Os valores médios da **DAP** e da **DT** encontrados foram ligeiramente maiores nos sujeitos do sexo masculino em relação aos do sexo feminino, assim como o desvio padrão na maioria das costelas, indicando maior dimensão da caixa torácica dos homens em relação às mulheres. Na **DAP**, os valores foram crescentes da primeira costela até a sexta, decrescendo a partir desta até a décima costela.

Tabela 5: Média e desvio padrão (SD) das distâncias ântero-posteriores (DAP) e transversais (DT) apresentadas pelos sujeitos do sexo masculino e feminino durante a realização das três manobras respiratórias: volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).

costela	VC				PE				CV			
	Homens		Mulheres		Homens		Mulheres ^x		Homens		mulheres	
	DAP(SD)	DT(SD)	DAP(SD)	DT(SD)	DAP(SD)	DT(SD)	DAP(SD)	DT(SD)	DAP(SD)	DT(SD)	DAP(SD)	DT(SD)
1	15,5 (1,6)	13,1 (2,3)	15,0 (0,6)	10,6 (0,9)	14,7 (2,6)	15,1 (7,0)	15,3 (0,3)	10,1 (0,5)	15,6 (1,8)	12,8 (2,6)	15,2 (0,5)	10,6 (0,9)
2	18,4 (1,5)	21,0 (1,8)	17,9 (0,9)	19,1 (1,6)	17,2 (3,4)	26,4 (14,9)	18,2 (0,6)	19,6 (1,7)	18,5 (1,7)	21,2 (1,7)	18,1 (0,8)	19,2 (1,6)
3	20,4 (1,7)	25,1 (1,6)	19,4 (1,0)	23,0 (1,9)	20,3 (1,6)	26,1 (3,2)	19,6 (0,9)	23,4 (2,2)	20,3 (1,8)	25,5 (1,4)	19,6 (0,8)	23,2 (2,0)
4	21,8 (1,9)	29,1 (1,6)	20,6 (0,9)	27,3 (2,2)	21,7 (1,9)	29,1 (1,7)	20,6 (0,9)	27,6 (2,4)	21,7 (2,0)	29,2 (1,6)	20,6 (0,7)	27,5 (2,2)
5	22,8 (2,1)	29,7 (2,4)	21,3 (0,9)	29,1 (1,2)	22,8 (2,0)	27,2 (9,1)	21,3 (1,0)	29,4 (1,4)	22,8 (2,1)	29,8 (2,6) x	21,4 (0,8)	29,3 (1,3) x
6	23,3 (2,2)	29,7 (2,0)	21,7 (0,9)	28,7 (1,3)	23,3 (2,2)	30,4 (2,3)	21,7 (1,0)	28,9 (1,3)	23,3 (2,3)	30,3 (2,4)	21,6 (0,8)	28,7 (1,2)
7	22,5 (2,3)	29,1 (1,9)	20,7 (0,9)	27,5 (1,5)	22,5 (2,2)	29,7 (2,2)	20,8 (0,8)	27,5 (1,4)	22,5 (2,3)	29,7 (2,2)	20,6 (0,8)	27,9 (1,4) x
8	21,8 (2,3)	28,5 (2,0)	19,8 (0,9)	26,7 (1,5)	21,8 (2,2)	29,1 (2,1)	20,0 (0,6)	26,6 (1,6)	21,8 (2,4)	29,1 (2,2)	19,7 (0,8)	26,9 (1,5)
9	21,3 (2,3)	28,3 (2,0)	18,9 (0,8)	26,2 (1,6)	21,3 (2,2)	28,7 (1,9)	19,1 (0,4)	26,0 (1,8)	21,3 (2,5)	29,0 (2,6)	18,9 (0,9)	26,3 (1,6)
10	20,9 (2,2)	28,1 (2,2)	18,4 (0,9)	25,8 (2,0)	21,0 (2,1)	28,4 (2,0)	18,6 (0,7)	25,4 (2,2)	20,9 (2,5)	28,3 (2,5)	18,4 (1,3)	25,8 (2,0)

^x dados perdidos para um dos sujeitos devido à oclusão de marcadores.

A figura 24 mostra os valores médios da **DT** dos sujeitos do sexo feminino e masculino na manobra de **CV**. De maneira geral, os valores médios da **DT** foram significativamente menores nas costelas de 1 a 3 em relação às demais, e também foram significativamente menores nas mulheres em relação aos homens.

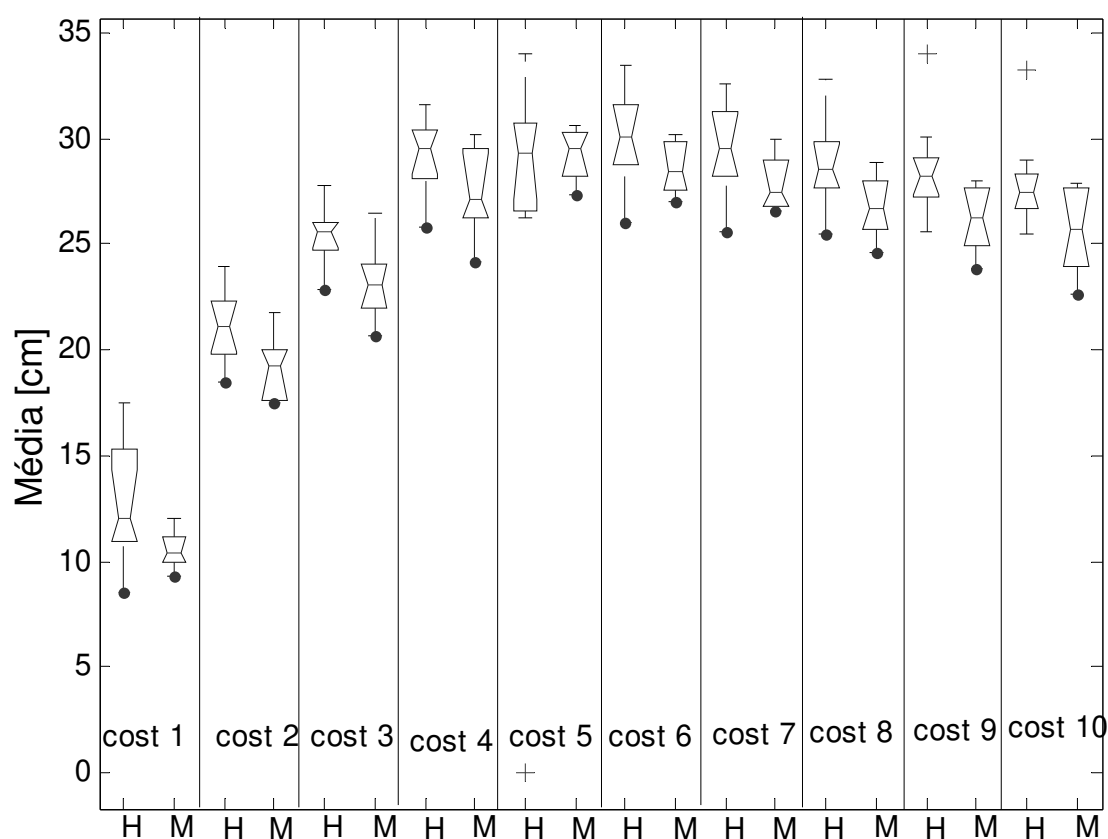


Figura 24: Boxplots contendo as distâncias transversais médias (DT) dos sujeitos do sexo masculino (H) e feminino (M) para cada costela durante respiração em capacidade vital (CV).

A figura 25 mostra os valores médios da **DAP** dos sujeitos do sexo feminino e masculino na manobra de **CV**. Em ambos os gêneros a primeira costela foi

significativamente menor que as demais. Nas mulheres as costelas 2, 9 e 10 foram significativamente menores que as costelas de 3 a 8, e os maiores valores foram encontrados nas costelas 5 e 6. Os homens apresentaram valores significativamente maiores que as mulheres para as costelas 9 e 10.

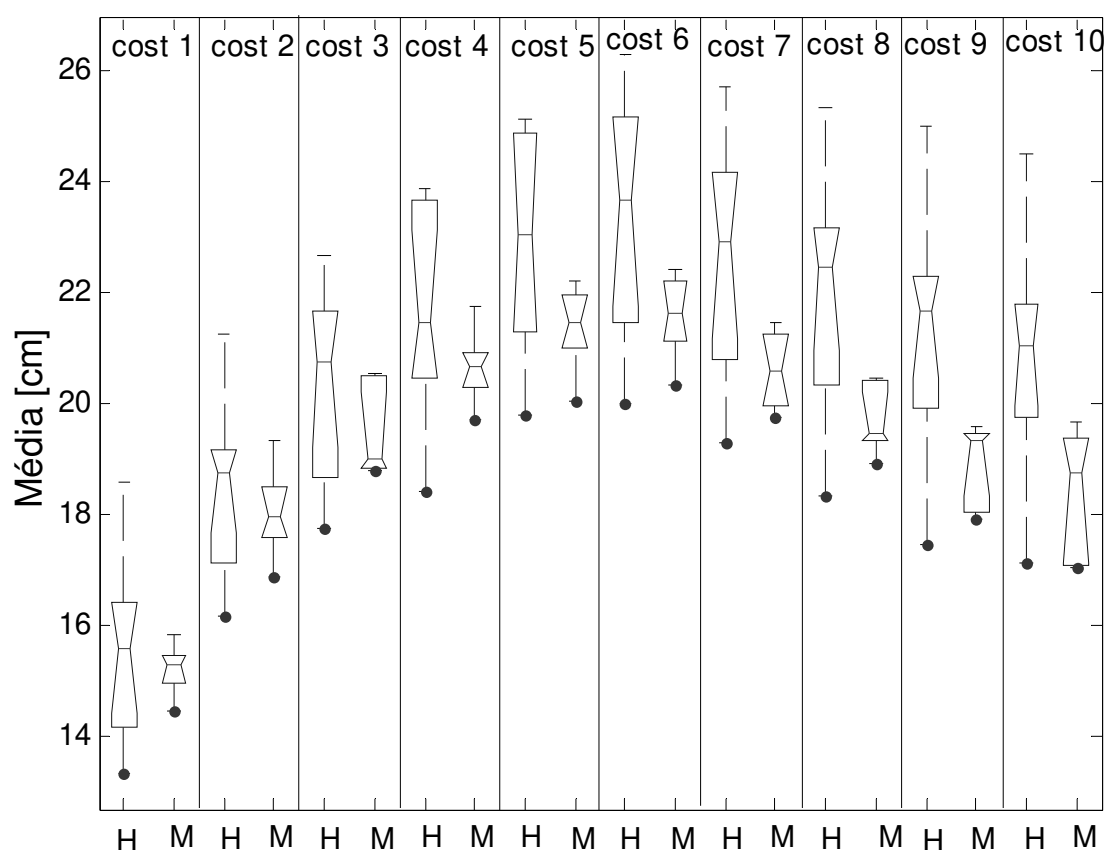


Figura 25: Boxplots contendo as distâncias ântero-posteriores médias (DAP) dos sujeitos do sexo masculino (H) e feminino (M) para cada costela durante respiração em capacidade vital (CV).

A figura 26 mostra os valores de desvio padrão da **DT** para homens e mulheres durante respiração em **CV**. Não foram encontradas diferenças estatisticamente

significativas entre homens e mulheres. Nas mulheres, os valores das costelas 1 e 2 foram significativamente menores que das costelas 3 e 4. Nos homens, as costelas 1 e 2 foram menores que a costela 3.

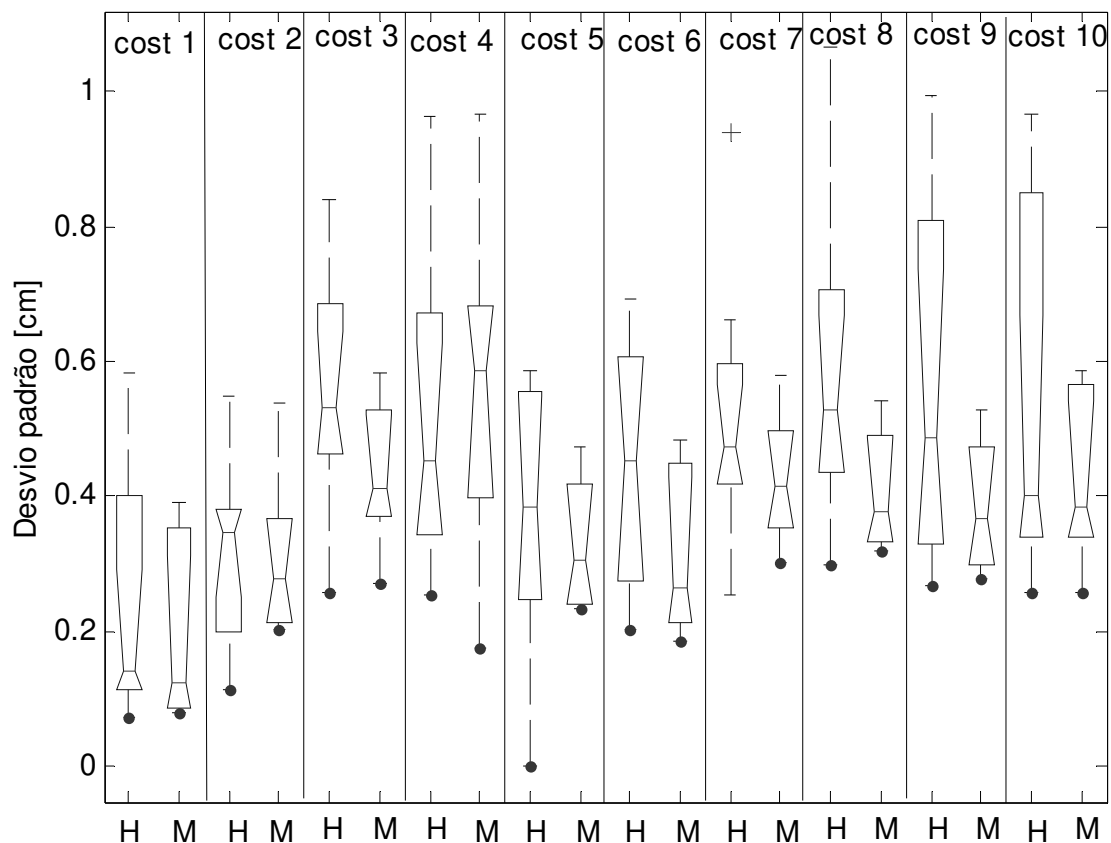


Figura 26: Boxplots contendo os valores de desvio padrão das distâncias transversais (DT) dos sujeitos do sexo masculino (H) e feminino (M) para cada costela durante respiração em capacidade vital (CV).

A figura 27 mostra os valores de desvio padrão da **DAP** para homens e mulheres durante respiração em **CV**. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre homens e mulheres. Nas mulheres, os valores apresentados pelas costelas de 2 a 4 foram significativamente menores que as costelas 9 e 10. Nos homens, as costelas de 2 a 5 foram significativamente menores que as costelas 9 e 10.

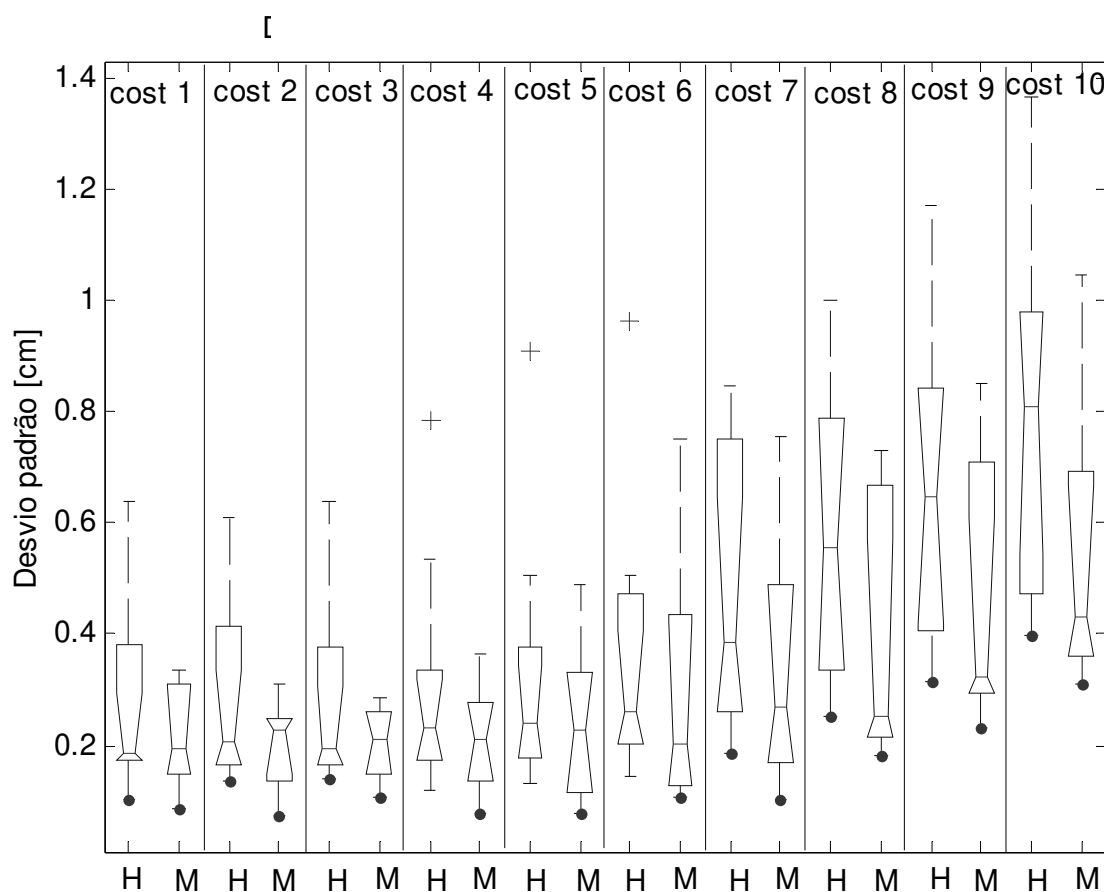


Figura 27: Boxplots contendo os valores de desvio padrão das distâncias ântero-posteriores (DAP) dos sujeitos do sexo masculino (H) e feminino (M) para cada costela durante respiração em capacidade vital (CV).

A figura 28 mostra a distribuição do coeficiente de variação da **DT** apresentado por todos os sujeitos durante respiração em **VC**, **PE** e **CV**. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as costelas para uma mesma manobra. Entre as manobras respiratórias, durante respiração em **CV** a variação das costelas 1, 3, 4 e 7 foi significativamente maior em relação às demais manobras. Todas as costelas apresentaram variação significativamente menor em **VC** que em **CV**.

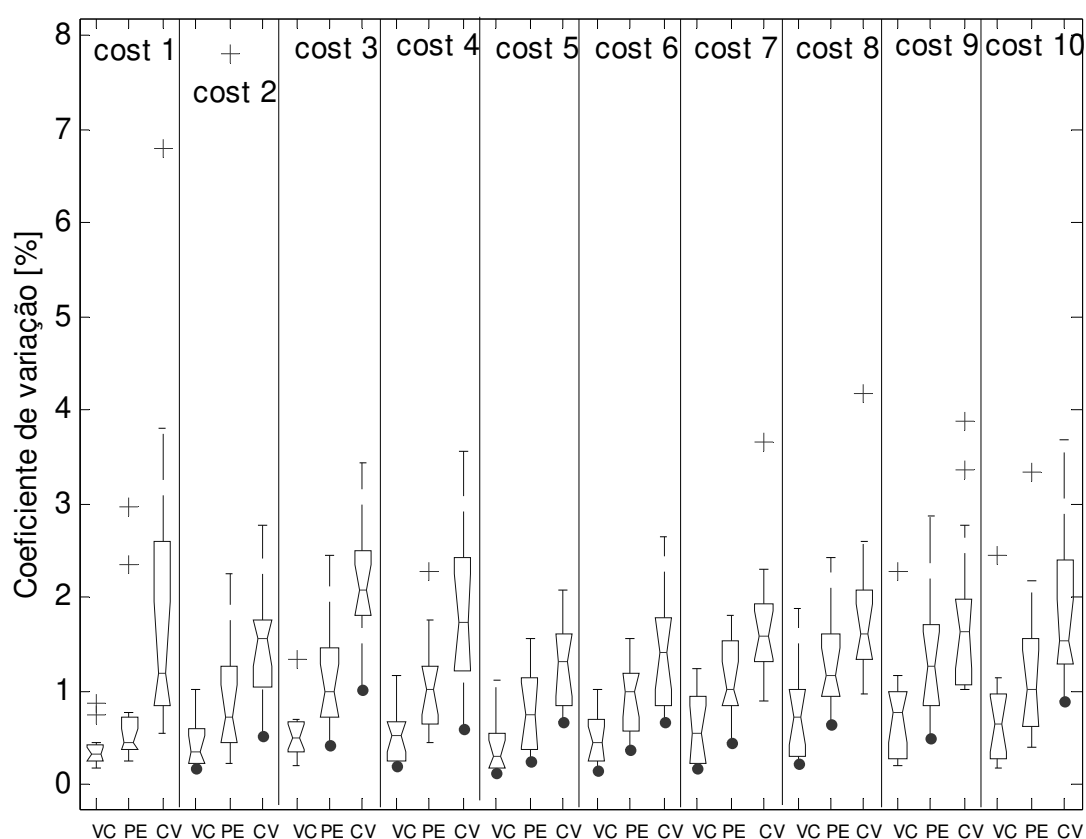


Figura 28: Coeficiente de variação das distâncias transversais (DT) apresentado por todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), seguindo um padrão externo (PE) e em capacidade vital (CV).

A figura 29 mostra a distribuição do coeficiente de variação da **DAP** apresentado por todos os sujeitos durante respiração em **VC**, **PE** e **CV**. Em **VC**, as costelas não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Na manobra **PE**, as costelas de 3 a 6 apresentaram variação significativamente menor que a costela 10. Em **CV**, as costelas de 3 a 5 apresentaram variação significativamente menor que as costelas 9 e 10. As costelas de 7 a 10 apresentaram variação significativamente menor durante a manobra **PE** em relação à manobra em **CV**. A variação de todas as costelas foi significativamente maior em **CV** que em **VC**. A maior variabilidade foi encontrada nas costelas de 7 a 10.

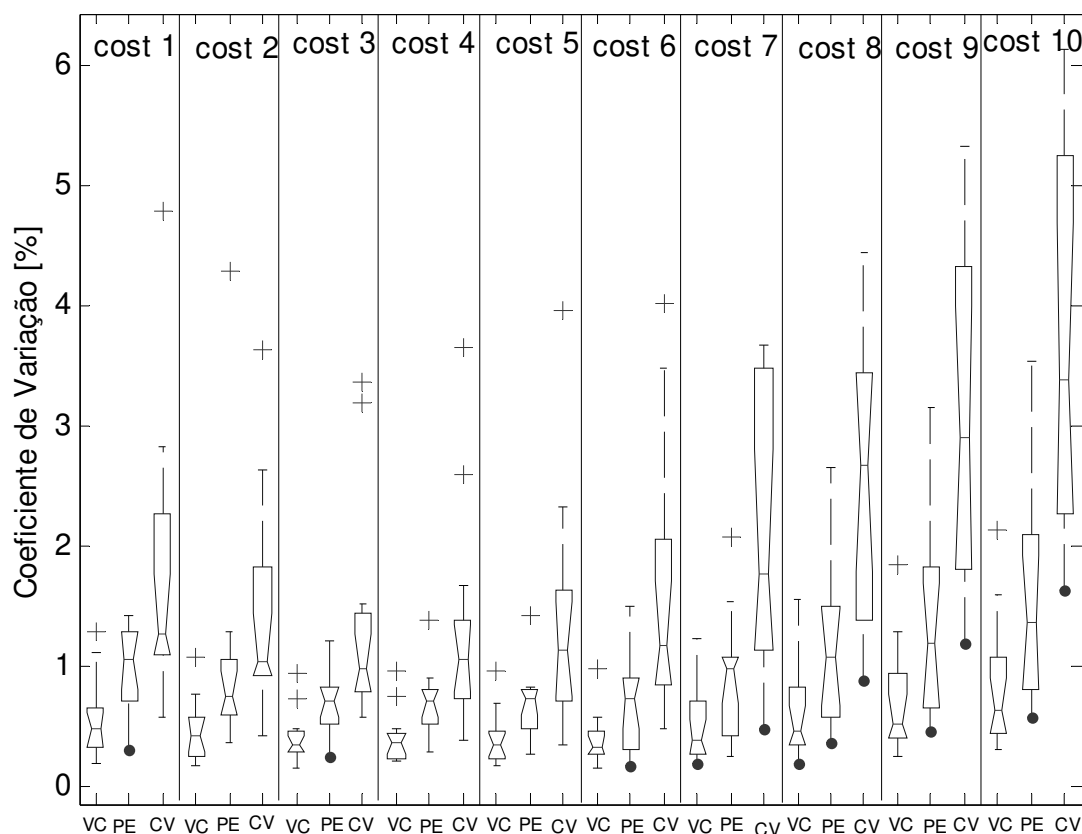


Figura 29: Coeficiente de variação das distâncias ântero-posteriores (DAP) apresentado por todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), seguindo um padrão externo (PE) e em capacidade vital (CV).

5.4 Orientação das costelas e ângulos de rotação

Como descrito no capítulo referente à metodologia, os ângulos articulares são obtidos a partir da orientação relativa entre dois sistemas de coordenadas adjacentes. O passo inicial foi definir qual o melhor sistema de coordenadas para posicionar as costelas e dois sistemas foram sugeridos, o sistema de coordenadas referente ao laboratório e o sistema de coordenadas do tronco.

Um grande problema na utilização do sistema de coordenadas do laboratório para a orientação de um segmento é a orientação do sujeito e, no caso das costelas, a movimentação do tronco durante a realização das manobras respiratórias. Pensou-se que os movimentos do tronco implicariam em erros nas medidas quando feitas em relação ao sistema de coordenadas do laboratório visto que se somaria ao movimento das costelas, e, portanto, a fim de verificar esta movimentação foi feita a orientação do tronco em relação ao sistema de coordenadas do laboratório.

5.4.1 Orientação do tronco

O tronco foi orientado em relação ao sistema de referência do laboratório, e foram calculados os ângulos α , β e γ como descrito na metodologia.

A figura 30 mostra a variação da orientação do tronco em função do tempo em relação ao sistema de coordenadas do laboratório para um único sujeito durante a respiração em capacidade vital. As oscilações do tronco nos planos frontal e transversal não foram importantes, apesar do mesmo não se encontrar em perfeito alinhamento com o sistema de coordenadas do tronco. Contudo, as oscilações no plano sagital foram maiores, podendo ser identificada uma movimentação em flexão/extensão em concordância com os cinco ciclos respiratórios realizados.

Este resultado, sobreposto aos resultados apresentados no item sobre a visualização dos dados no espaço, confirma a movimentação do tronco durante a realização das manobras respiratórias, descartando o uso do sistema de coordenadas do laboratório para a orientação das costelas.

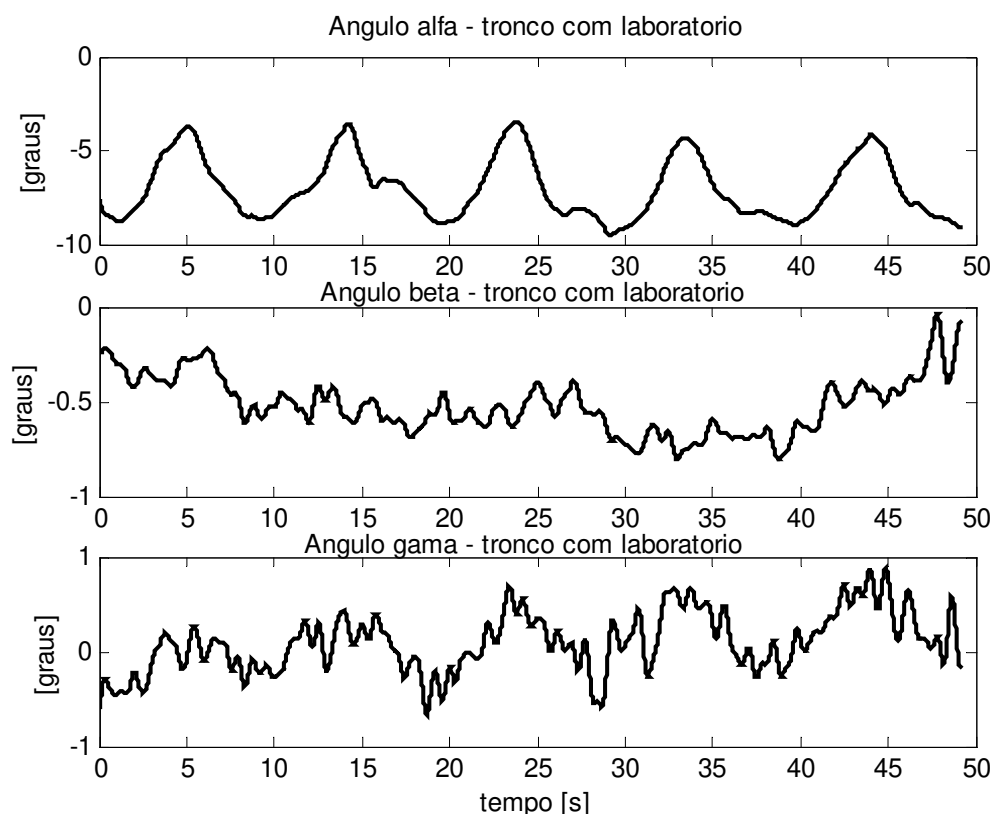


Figura 30: Variação angular do tronco em relação ao sistema de referência do laboratório. O ângulo α corresponde aos movimentos de flexão/extensão do tronco (flexão = valores positivos; extensão = valores negativos), o ângulo β corresponde aos movimentos de inclinação lateral (inclinação lateral direita = valores negativos; inclinação lateral esquerda = valores positivos), e o ângulo γ corresponde aos movimentos de rotação do tronco (rotação direita = valores positivos; rotação esquerda = valores negativos).

5.4.2 Orientação das costelas

A orientação das costelas foi feita a partir da base do tronco, e quatro ângulos foram calculados, α , β , γ e θ , como descrito na metodologia.

O ângulo α representa o movimento do par de costelas no plano quasi-sagital (valores positivos = elevação; valores negativos = abaixamento); o ângulo β representa o movimento do par de costelas no plano quasi-frontal (valores positivos = inclinação à esquerda; valores negativos = inclinação à direita); o ângulo γ representa o movimento do par de costelas no plano quasi-transversal (rotação direita = valores positivos; rotação esquerda =

valores negativos). Já o ângulo θ representa a angulação da costela direita em relação à esquerda.

Dos quatro ângulos medidos apenas os ângulos α e θ apresentaram um sinal coerente com o ciclo respiratório, representando analogamente os movimentos de braço de bomba e alça de balde, respectivamente.

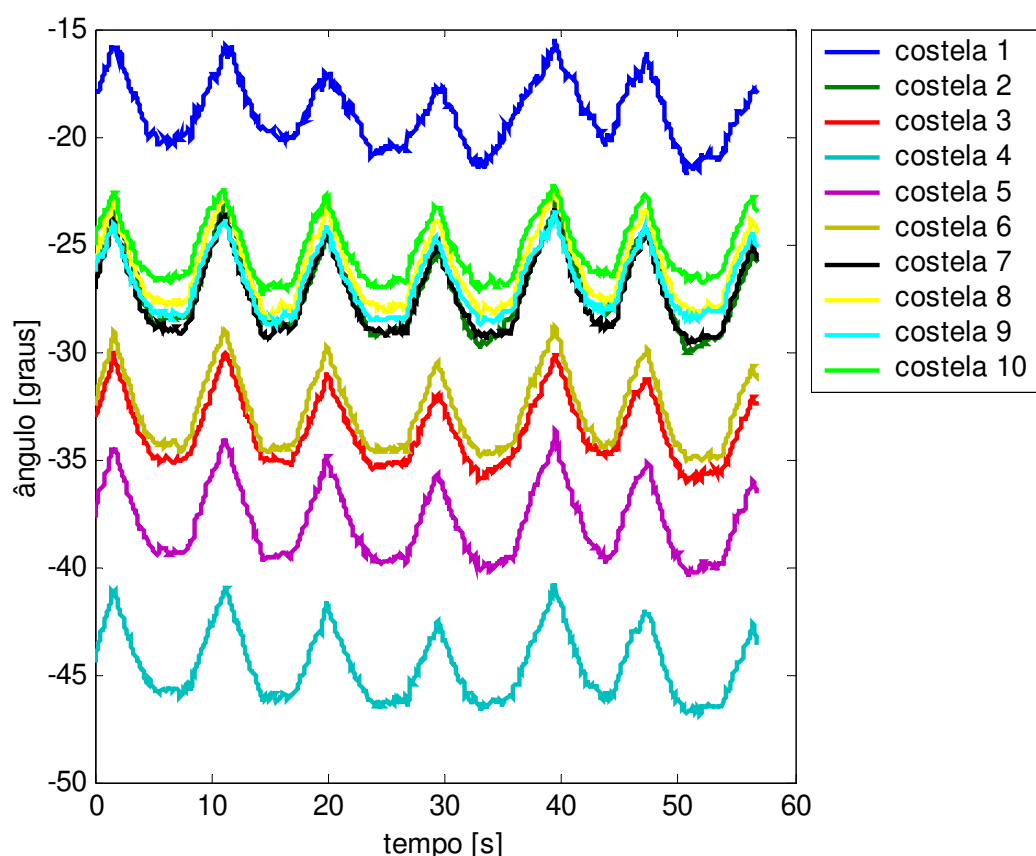


Figura 31: Variação do ângulo α apresentada por um dos sujeitos durante a realização manobra respiratória segundo padrão externo. Representa o movimento do par de costelas no plano quasi-sagital (valores positivos = elevação; valores negativos = abaixamento).

A figura 31 mostra a variação do ângulo α apresentada por um dos sujeitos durante a realização da manobra respiratória **PE**. Percebe-se um sinal coerente com o ciclo respiratório, visto que a parte ascendente da curva representa o movimento de elevação do par de costelas durante a inspiração enquanto a parte descendente representa o abaixamento do par de costelas durante a expiração, sendo o intervalo existente entre duas curvas correspondente

ao período de apnéia expiratória. Pode-se perceber também uma movimentação em concordância de fase entre todas as costelas refletindo o sincronismo da caixa torácica durante a respiração.

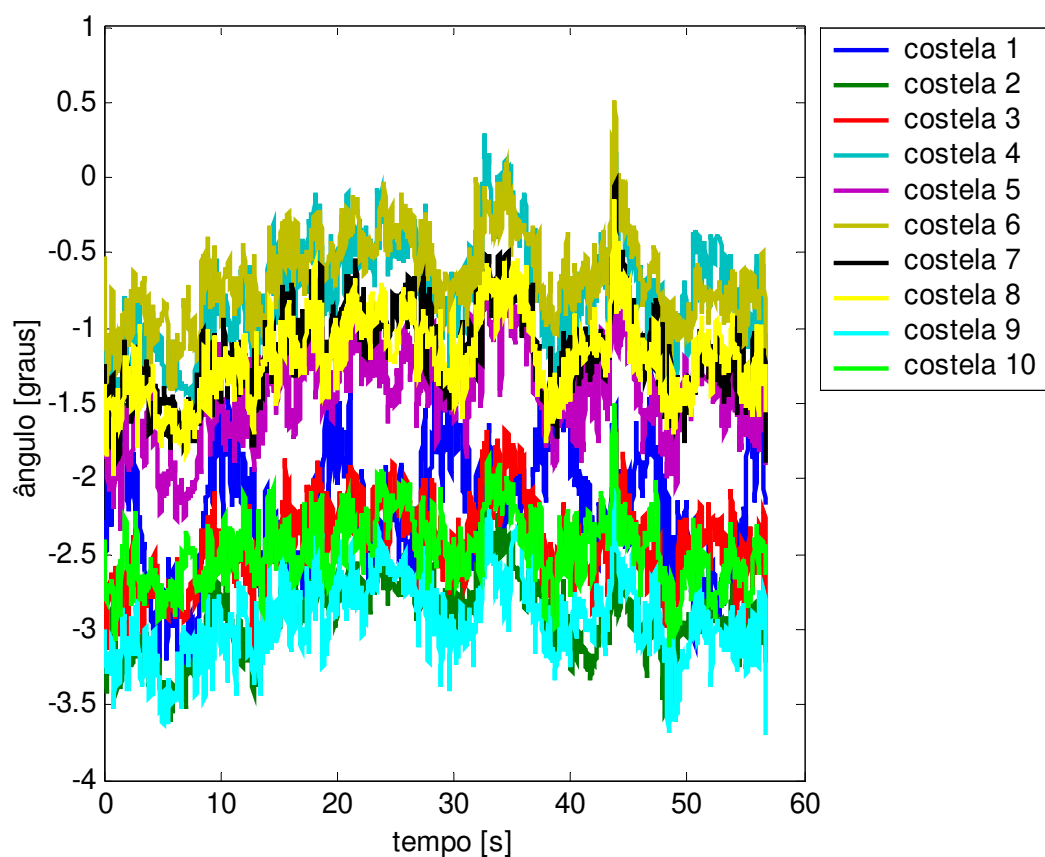


Figura 32: Variação do ângulo β apresentada por um dos sujeitos durante a realização manobra respiratória segundo padrão externo. Representa o movimento do par de costelas no plano quasi-frontal (valores positivos = inclinação à esquerda; valores negativos = inclinação à direita).

Os ângulos β (figura 32) e γ (figura 33), que representariam os movimentos de inclinação lateral e rotação direita e esquerda do par de costelas, apresentaram variações muito

pequenas provavelmente pelo fato de se tratar de sujeitos normais e pela movimentação do tronco não ter sido tão ampla.

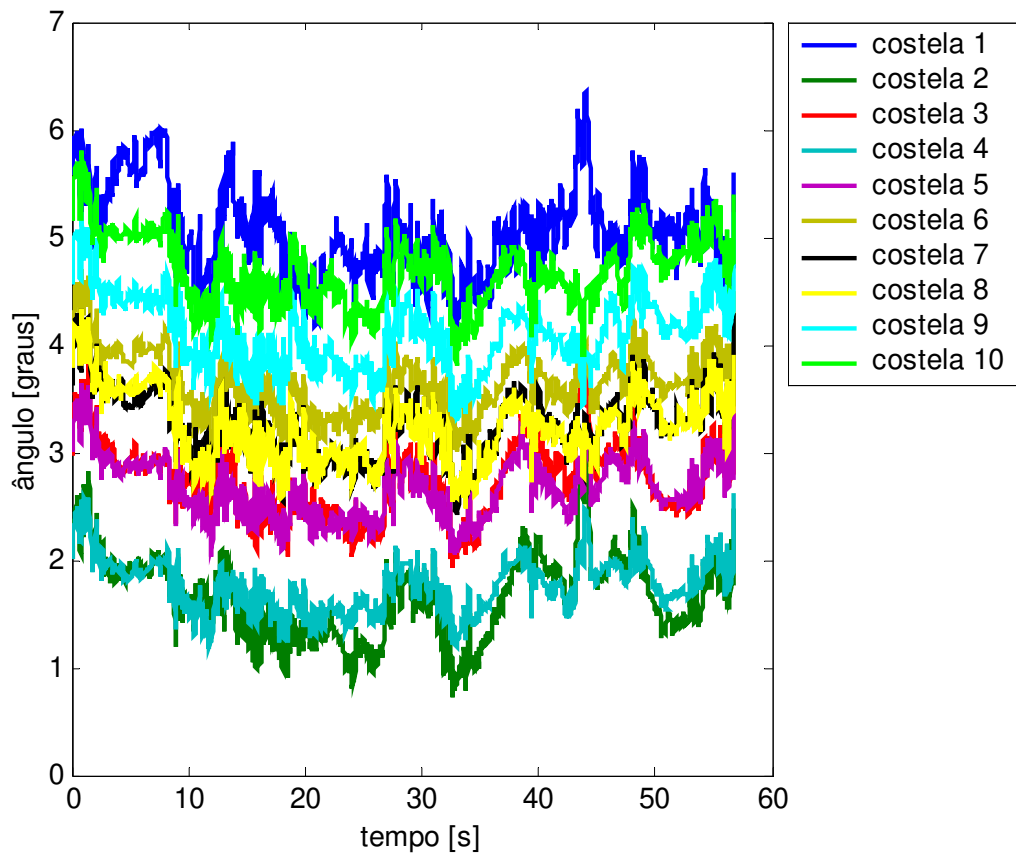


Figura 33: Variação do ângulo γ apresentada por um dos sujeitos durante a realização manobra respiratória segundo padrão externo. Representa o movimento do par de costelas no plano quasi-transversal (rotação direita = valores positivos; rotação esquerda = valores negativos).

Na Figura 34, referente à variação do ângulo θ , também podemos perceber um sinal coerente com o ciclo respiratório, porém com menor amplitude que o ângulo α .

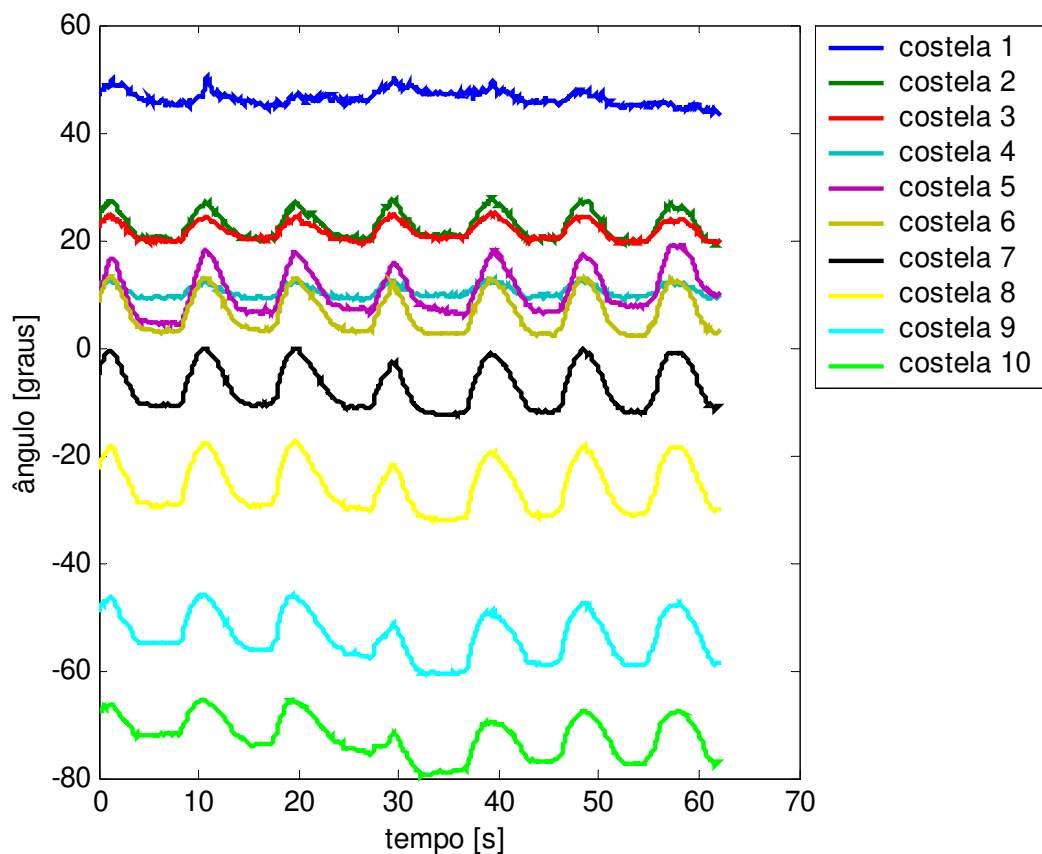


Figura 34: Variação do ângulo θ de um dos sujeitos durante a realização da manobra respiratória seguindo padrão externo.

Tanto na figura 31 como na figura 34 é possível identificar um sinal coerente com a curva que foi apresentada na tela do computador e que o sujeito foi solicitado a seguir com a respiração, apresentando uma fase ascendente, correspondente à inspiração, uma fase descendente, correspondente à expiração, e uma fase horizontal, correspondente a uma apnéia expiratória.

Como os resultados apresentados em relação aos ângulos β e γ foram pequenos e muito próximos de zero, serão analisados apenas os dados referentes à variação dos ângulos α e θ .

Em relação aos ângulos, os resultados foram apresentados considerando homens e mulheres conjuntamente. A figura 35 mostra a distribuição dos valores médios de α de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em **VC**, **PE** e **CV**. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as costelas ou entre as manobras respiratórias e todas as costelas apresentaram uma variabilidade alta.

A figura 36 mostra a distribuição dos valores de desvio padrão de α de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em **VC**, **PE** e **CV**. A variação absoluta de todas as costelas foi significativamente maior na manobra de **CV**. Entre as manobras **VC** e **PE** não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. Em **CV**, a variação absoluta da costela 10 foi significativamente menor que as costelas de 1 a 7, enquanto a variação da costela 9 foi significativamente menor que as costelas 2, 3, 5 e 6. A maior variabilidade foi encontrada na primeira costela na manobra de **CV**.

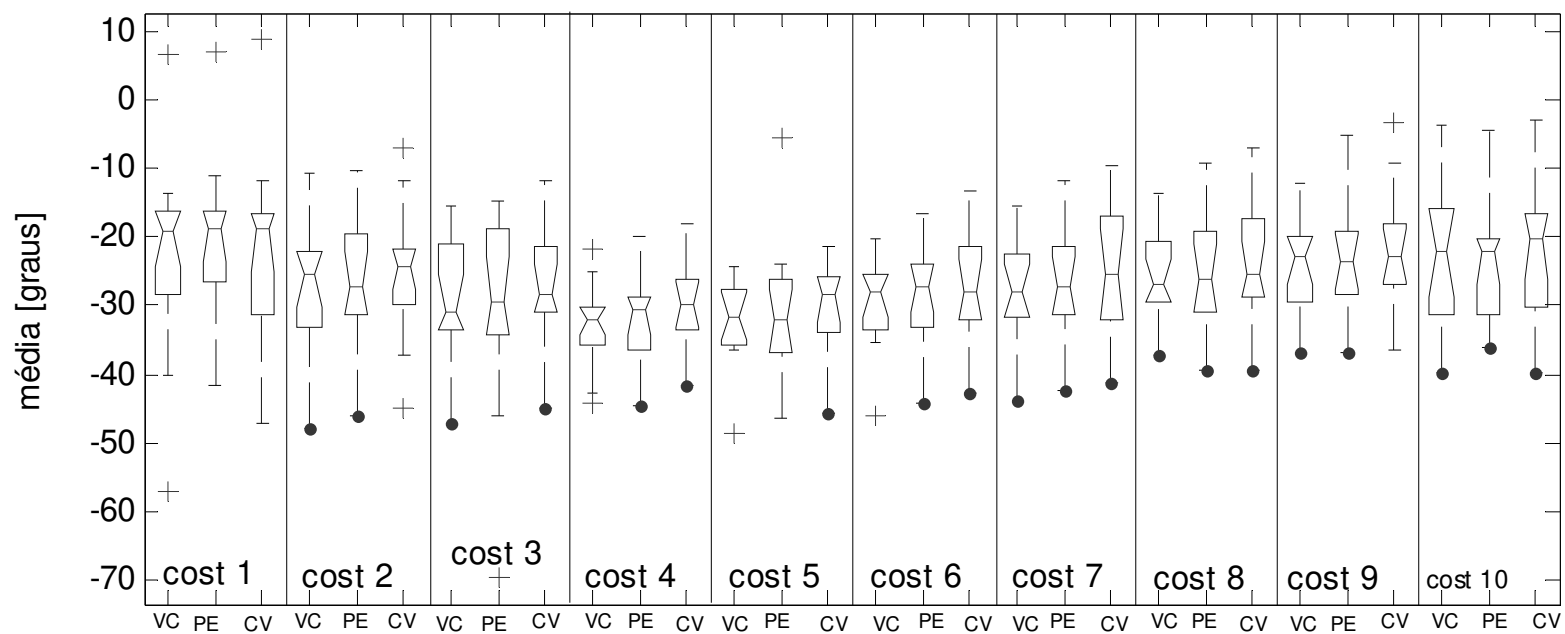


Figura 35: Distribuição dos valores médios do ângulo alfa de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).

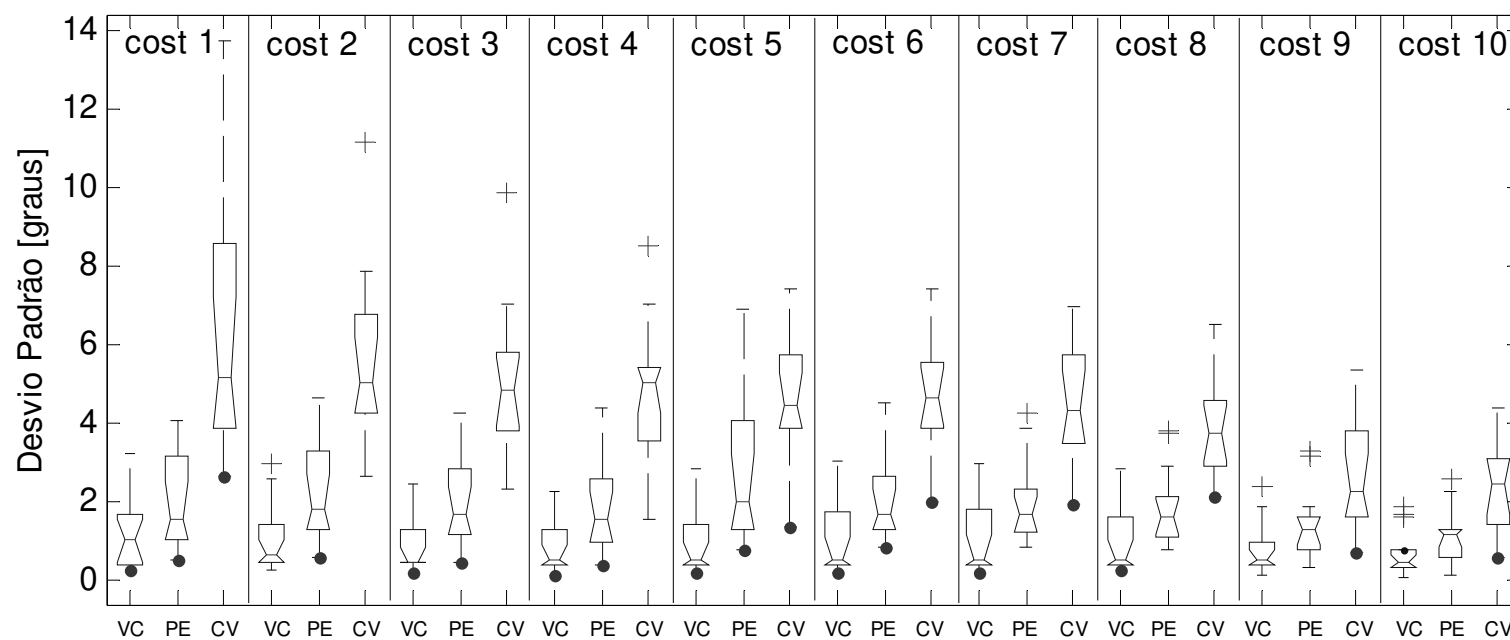


Figura 36: Distribuição dos valores de desvio padrão do ângulo alfa de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).

A figura 37 mostra a distribuição dos valores médios do ângulo θ de cada costela apresentada por todos os sujeitos durante a realização das três manobras respiratórias **VC**, **PE** e **CV**. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as manobras e os valores apresentaram-se de maneira decrescente da primeira à décima costela. As costelas de 1 a 6 apresentaram valores médios significativamente maiores que as costelas de 8 a 10.

A figura 38 mostra a distribuição do desvio padrão do ângulo θ de cada costela apresentada por todos os sujeitos durante a realização das três manobras respiratórias **VC**, **PE** e **CV**. A maior variabilidade foi encontrada na primeira costela na respiração em **CV**. Nas manobras em **VC** e **PE** não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as costelas. Em volume corrente, os valores apresentados pelas costelas 1, 4, 9 e 10 foram significativamente maiores que durante a respiração em **CV** e **PE**.

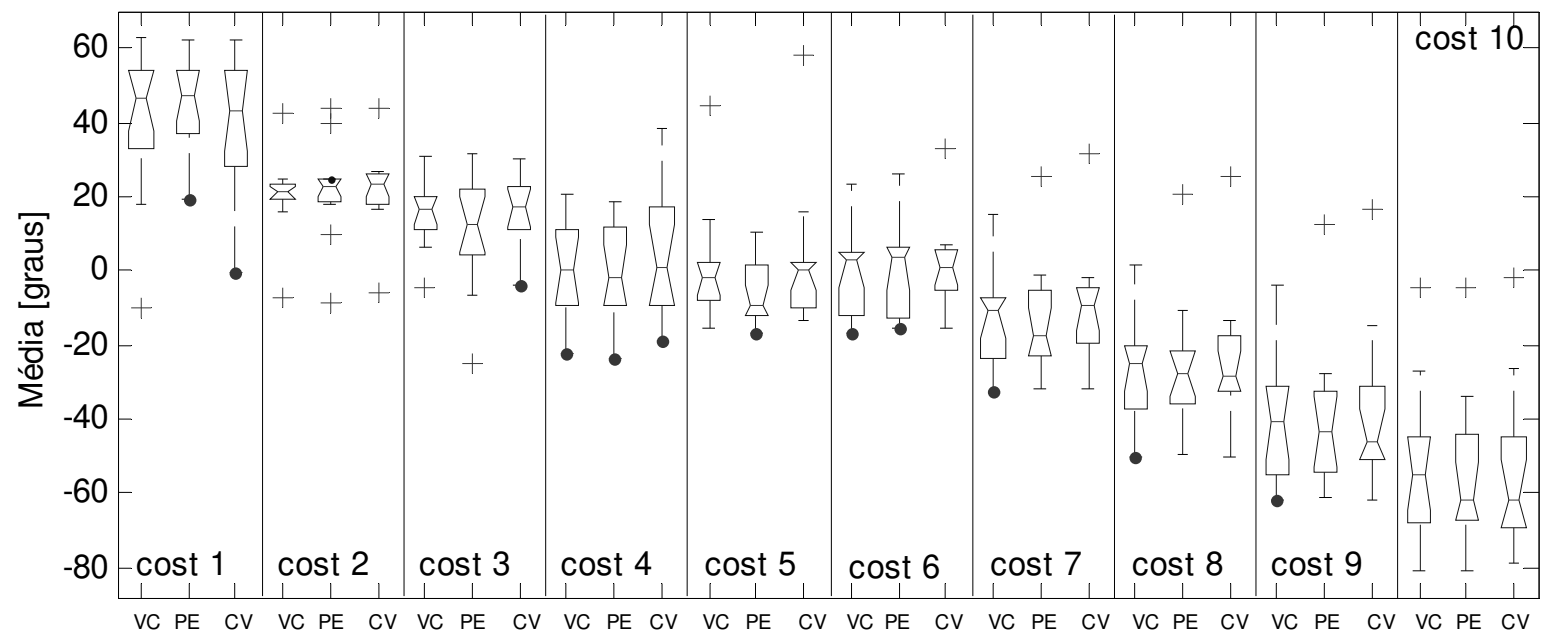


Figura 37: Distribuição dos valores médios do ângulo teta de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).

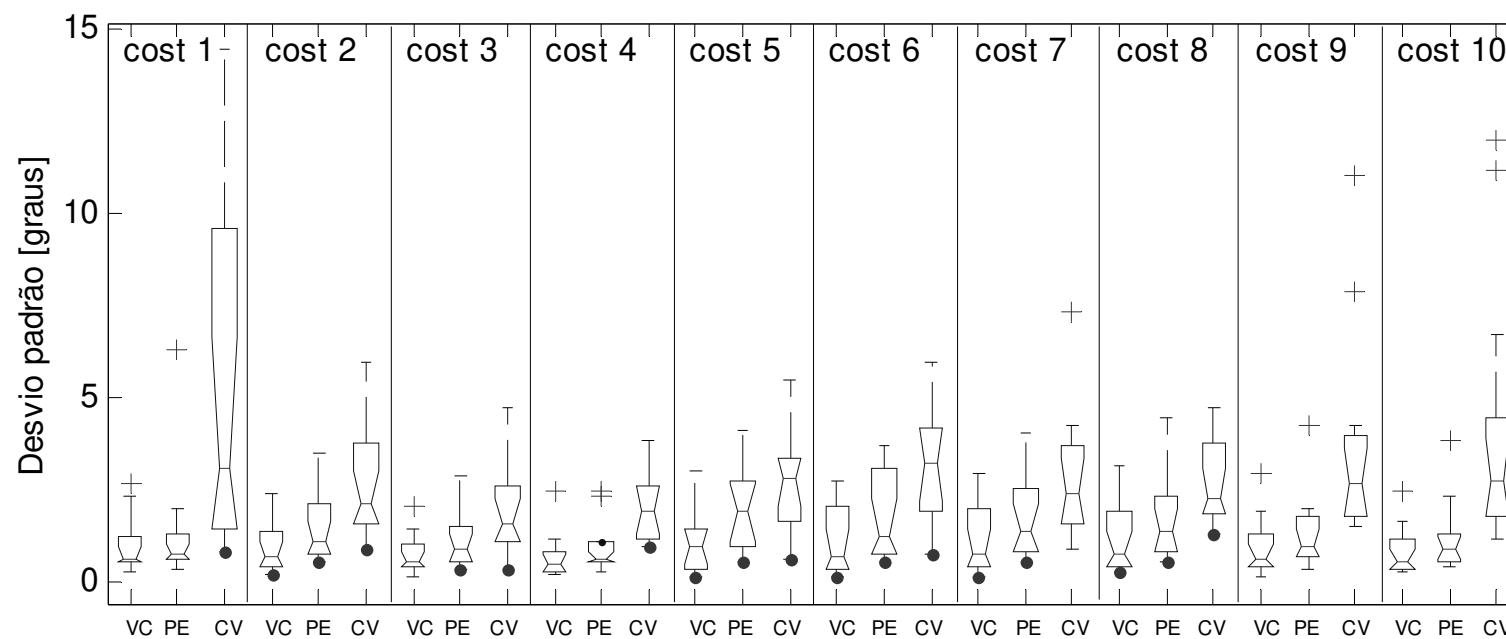


Figura 38: Distribuição dos valores de desvio padrão do ângulo teta de cada costela para todos os sujeitos durante respiração em volume corrente (VC), padrão externo (PE) e capacidade vital (CV).

5.5 Correlação entre os movimentos das costelas

A correlação entre as variações angulares das costelas foi analisada durante a realização das manobras respiratórias em **VC** e **CV**, visto que a manobra **PE** mostrou-se estar em um nível intermediário nas análises anteriores.

Como descrito na metodologia, foi calculado o coeficiente de correlação de α entre todas as costelas, duas a duas, e a partir dos resultados apresentados por cada um dos sujeitos puderam ser identificados dois padrões distintos de movimentação, de acordo com a correlação apresentada entre os movimentos das costelas. Foram caracterizados como pertencentes ao padrão 1 os sujeitos que apresentaram altos valores positivos de correlação, ou seja, valores acima de 0,4, indicando concordância de fase das costelas. Este valor é aproximadamente 4 vezes o intervalo interquartil. No padrão 2 foram caracterizados os sujeitos que apresentaram valores de correlação abaixo de 0,4, incluindo valores negativos de correlação, indicando oposição de fase das costelas. No padrão 2 as costelas 10, 9 e 8 tendem a ter um menor valor de correlação e até mesmo correlações negativas, apesar das costelas de 1 a 7 apresentarem valores altos de correlação.

A figura 39 mostra a variação do ângulo α das costelas 4 e 10 apresentada por um dos sujeitos caracterizados como padrão 1 e a correlação entre estas duas costelas, a qual foi igual a 0,99, indicando concordância de fase entre as mesmas.

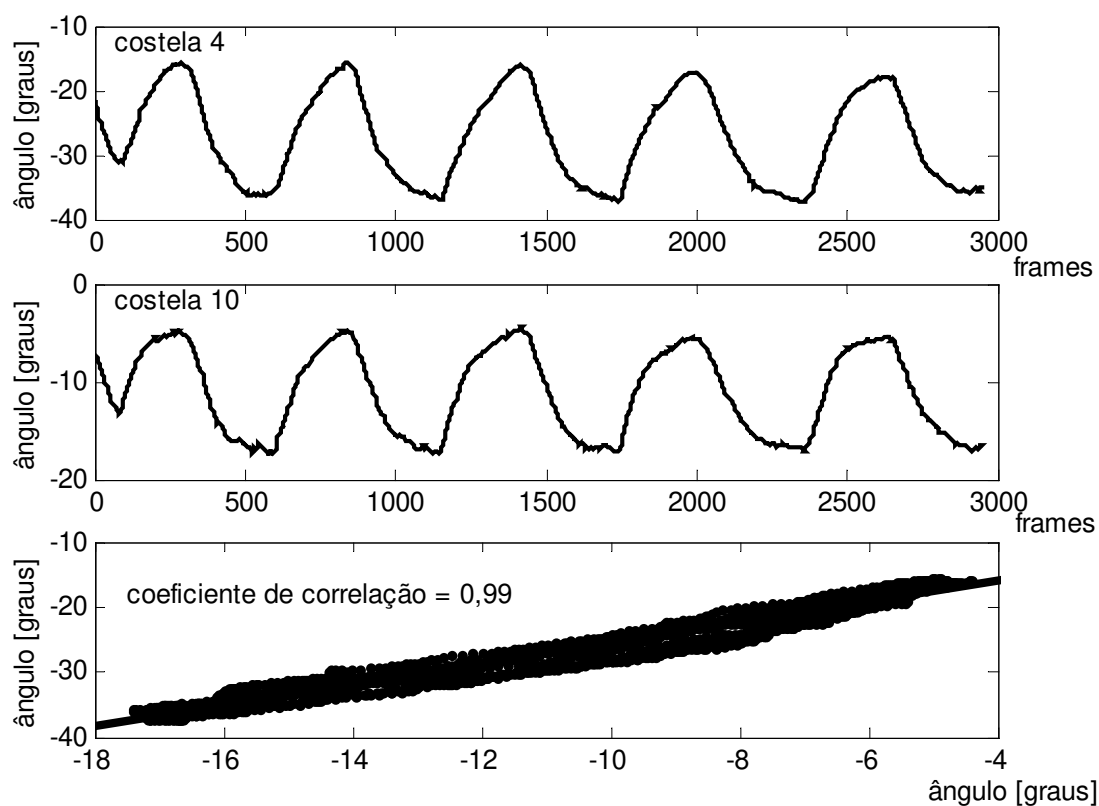


Figura 39: Variação do ângulo alfa das costelas 4 e 10 de um dos sujeitos durante respiração em capacidade vital – padrão 1.

A figura 40 mostra a variação do ângulo α das costelas 4 e 10 apresentada por um dos sujeitos caracterizados como padrão 2 e a correlação entre estas duas costelas, a qual foi igual a $-0,80$, indicando oposição de fase entre as mesmas.

Oito sujeitos apresentaram altos valores de correlação para todas as costelas, sendo enquadrados no padrão 1, enquanto seis sujeitos apresentaram valores de correlação altos para as costelas de 1 a 7 e valores de correlação baixos e/ou negativos para as costelas 8, 9 e/ou 10, sendo enquadrados no padrão 2.

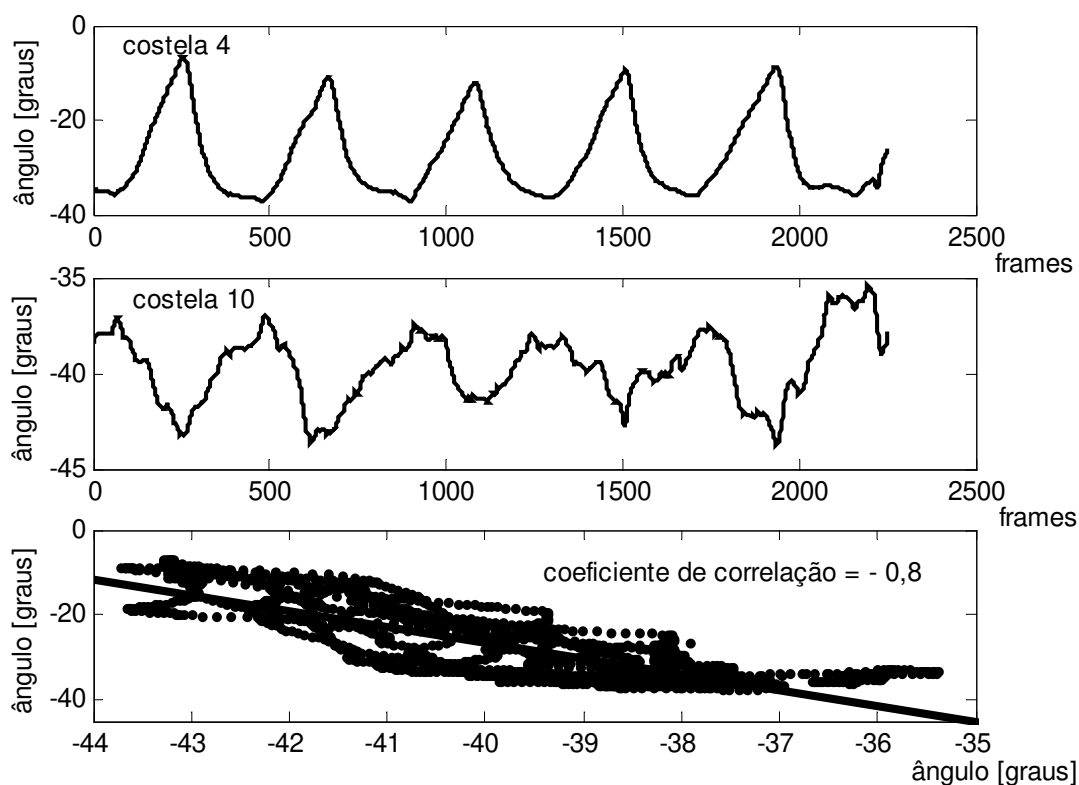


Figura 40: Variação do ângulo alfa das costelas 4 e 10 de um dos sujeitos durante respiração em capacidade vital – padrão 2.

A figura 41 mostra a distribuição dos valores de coeficiente de correlação do ângulo α de cada um dos 8 sujeitos que apresentaram padrão tipo 1 e de cada um dos 6 sujeitos que apresentaram padrão tipo 2 durante respiração em VC e CV, permitindo uma comparação entre a manobra realizada.

Em 5 sujeitos do padrão 1 a correlação foi significativamente maior em CV que em VC. Todos os sujeitos apresentaram menor variabilidade em CV e valores de correlação bastante próximos de 1. Os sujeitos do padrão 2 não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre as manobras, mas a variabilidade foi maior em CV onde foram encontrados valores negativos de correlação. Observando os valores de correlação de cada um dos sujeitos do

padrão 2 foi percebido que a correlação das costelas 1 a 7 foi alta, aumentando na manobra de **CV**. Entretanto, como as costelas de 8 a 10 apresentaram valores baixos ou negativos, a variabilidade aparece aumentada para estes sujeitos na manobra supracitada.

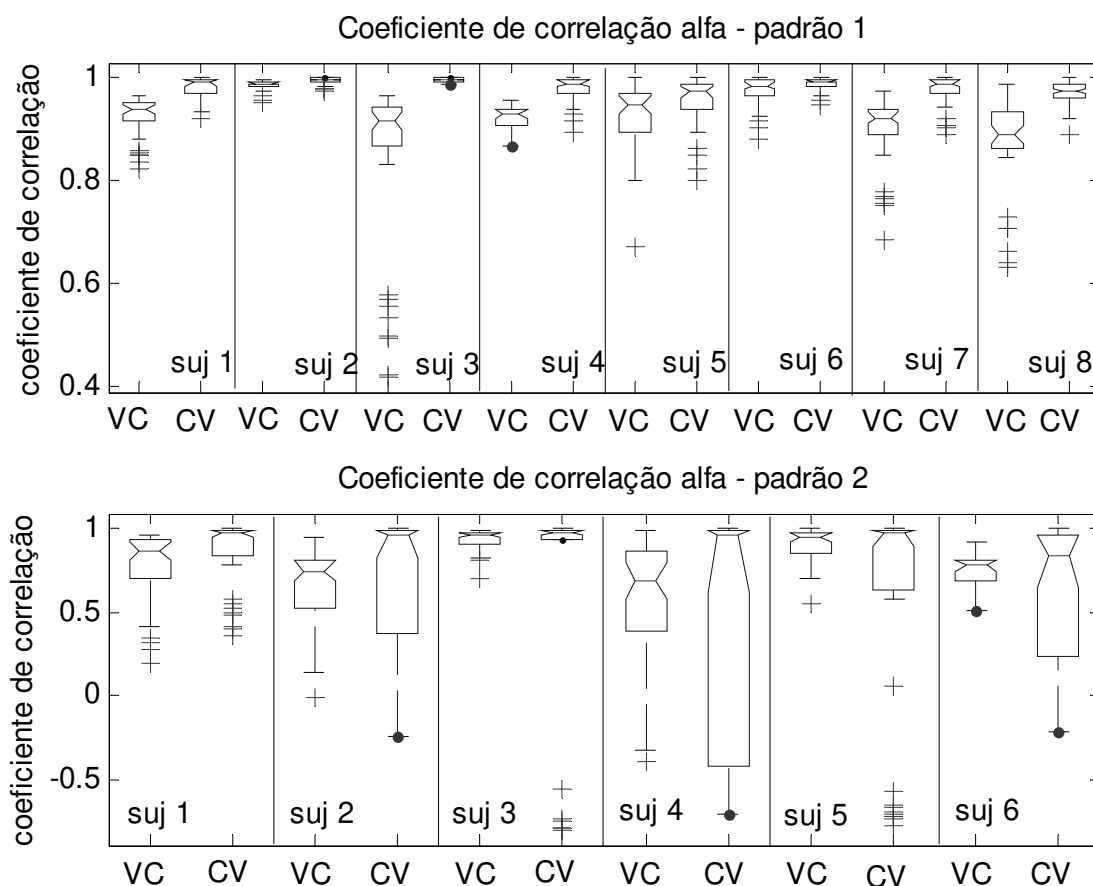


Figura 41: Distribuição dos valores de coeficiente de correlação do ângulo alfa dos 8 sujeitos que apresentaram padrão tipo 1 e dos 6 sujeitos que apresentaram padrão tipo 2 durante respiração em volume corrente (VC) e capacidade vital (CV).

5.6 Análise dos espaços intercostais

A figura 42 mostra a distribuição dos valores médios das distâncias intercostais à direita e à esquerda apresentados pelos sujeitos durante respiração em **CV**. As distâncias

apresentadas pelas costelas de 1 a 3 foram significativamente maiores que as distâncias apresentadas pelas costelas de 5 a 10. A maior distância foi encontrada entre as costelas 1 e 2.

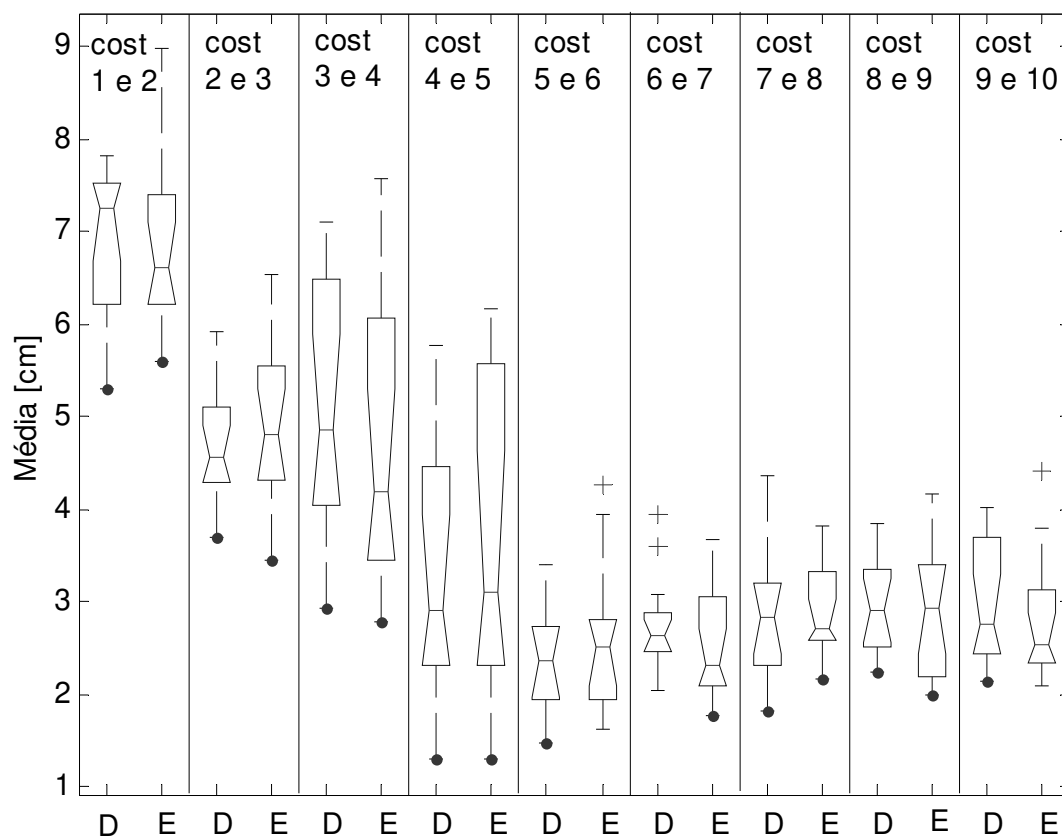


Figura 42: Distribuição dos valores médios das distâncias intercostais à direita (D) e à esquerda (E) apresentados pelos 14 sujeitos durante respiração em capacidade vital (CV).

A figura 43 mostra a distribuição do desvio padrão das distâncias intercostais à direita e à esquerda apresentado pelos sujeitos durante respiração em CV. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas, e a variação apresentada foi pequena para todos os espaços intercostais. A maior variabilidade foi encontrada nas costelas de 7 a 10.

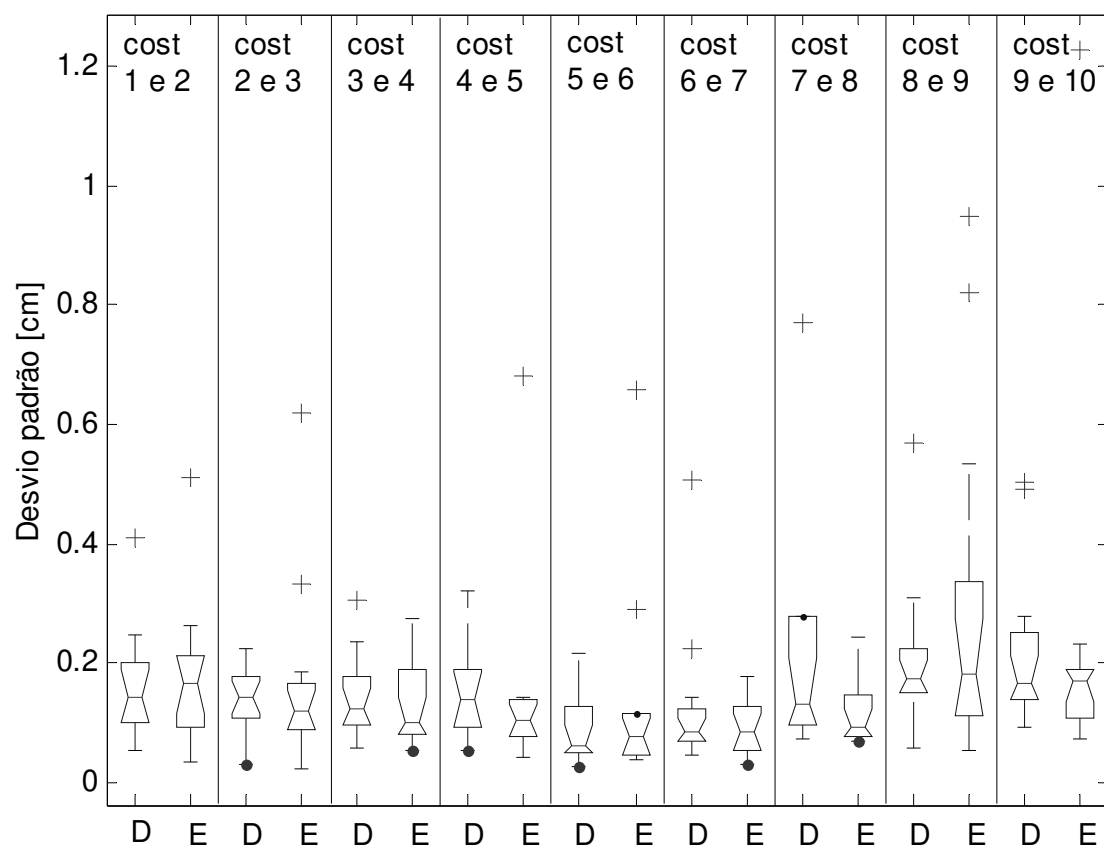


Figura 43: Distribuição do desvio padrão das distâncias intercostais à direita (D) e à esquerda (E) apresentados pelos 14 sujeitos durante respiração em capacidade vital (CV).

6 Discussão

6.1 Metodologia

A metodologia proposta, assim como qualquer outra, apresenta limitações, desde o sistema para análise cinemática e modelo de representação da caixa torácica adotado até as formas de análise. A maioria delas é relativa, e pode ser eliminada através de algumas adaptações da metodologia:

Número de câmeras utilizadas: como foi mostrado na sessão referente ao processo de calibração e reconstrução, cada ponto deve ser filmado por pelo menos duas câmeras para que a reconstrução tridimensional seja possível. Além disto, o eixo focal das câmeras não pode estar paralelo um com os outros. Como o modelo de marcação adotado apresenta marcadores posicionados por toda a caixa torácica, o número mínimo de câmeras a ser utilizado é igual a cinco.

Modelo de representação: o modelo de representação adotado não permite que o experimento seja feito com o sujeito em decúbito, visto que qualquer que seja o decúbito adotado haveria oclusão de marcadores. Neste caso, o modelo precisaria ser modificado para adaptar-se à situação. A metodologia também não é aplicável em recém-nascidos e lactentes devido ao tamanho da caixa torácica e à falta de controle motor para manter-se sentado. Em crianças maiores acreditamos que possa ser aplicada, embora dependendo do nível de entendimento da criança não é possível realizar outras manobras respiratórias além da respiração em volume corrente. A metodologia foi testada em um sujeito de cinco anos de idade respirando em volume corrente, não havendo problemas durante o procedimento experimental. Contudo, as variáveis utilizadas na análise dos movimentos das costelas não apresentaram sinal importante, e acreditamos que seja devido ao fato da criança apresentar um padrão respiratório mais abdominal.

Processamento: o tempo de processamento das imagens foi de aproximadamente 35 minutos por câmera, estando relacionado com o número de marcadores, o

número de quadros a serem processados e a velocidade do computador. Portanto, o tempo de processamento aproximado por sujeito foi de 8,75 horas, considerando que para cada uma das três manobras realizadas foram utilizadas 5 câmeras. Outro problema relativo ao processamento é a proximidade dos marcadores. Dependendo da projeção dos marcadores na imagem, estes acabam tendo alguma área de sobreposição, dificultando o *tracking* automático e necessitando da atenção de um operador.

Armazenamento: Uma grande vantagem do sistema Dvideow em relação aos outros sistemas disponíveis no mercado é o fato deste permitir que a imagem seja armazenada, podendo ser utilizada posteriormente para uma análise qualitativa que pode ser confrontada com os dados quantitativos. Entretanto, na forma de captura on line, estas imagens necessitam de espaço em disco para serem armazenadas pelo menos para que o processamento possa ser feito. Portanto, quanto maior for o tempo de aquisição, maior o espaço necessário para armazenar os registros. Para um minuto de aquisição são necessários aproximadamente 200 MB de memória.

Sujeitos: mulheres com mamas muito volumosas podem acabar ocluindo os marcadores posicionados na extremidade lateral das costelas em algumas câmeras, e para que isto não aconteça o posicionamento das câmeras deve ser cuidadosamente revisto.

As vantagens da metodologia são, principalmente, a consideração das informações temporais e a possibilidade de abranger a anatomia detalhada do gradil costal, permitindo uma análise dinâmica dos movimentos apresentados pelas diferentes costelas. Além disto, pode ser associada à análise quantitativa uma análise qualitativa, visto que o sistema Dvideow obtém imagens de vídeo que são armazenadas em computadores, ao contrário dos demais sistemas para análise cinemática existentes no mercado, como os baseados em luz infravermelha, onde as imagens do sujeito não são obtidas.

6.2 Visualização dos dados no espaço

Visualizando a trajetória dos marcadores que representam a caixa torácica no espaço pôde-se perceber a elevação da extremidade lateral de cada costela bem como um deslocamento anterior e superior do esterno. Como a extremidade anterior da costela está conectada ao esterno pela cartilagem costal correspondente, podemos assumir que esta

extremidade teve um deslocamento equivalente ao ponto localizado no esterno, e, portanto, também se elevou. A elevação foi maior na extremidade anterior que na extremidade lateral indo de encontro às afirmações de Kapandji (Kapandji, 2000) que, através de um esquema correspondente à visualização frontal da movimentação de uma costela, descreveu que a altura h atingida pela elevação da extremidade anterior da costela é levemente maior que a altura h' atingida pela elevação da extremidade mais lateral da mesma costela.

Observando os planos transversal e sagital, pôde-se notar um deslocamento anterior do ponto situado na extremidade lateral das costelas, o qual é mais perceptível nas costelas inferiores. Este comportamento encontrado pode ser atribuído à geometria da caixa torácica e às diferenças anatômicas existentes entre as diferentes costelas. Como descrito por Gray (Gray, 2000), observando as características anatômicas do corpo da costela, no momento em que a costela se curva para formar o que chamamos de ângulo da costela ela sofre uma torção ao longo do seu eixo longitudinal. Portanto, a porção do corpo da costela à frente do ângulo localiza-se direcionada para baixo e lateralmente, enquanto a porção do corpo que precede o ângulo se direciona para cima e medialmente. A inclinação inferior da extremidade anterior da costela aumenta da segunda a décima costela, podendo justificar a diferença de comportamento do deslocamento de sua extremidade lateral.

6.3 Variação das distâncias na caixa torácica

Em relação às distâncias médias, a metodologia permitiu identificar uma **DT** e uma **DAP** significativamente menor nas mulheres que nos homens. Bellemare *et al.* (Bellemare et al., 2003) analisaram a **DT** e a **DAP** de homens e mulheres a partir de imagens de raio-x e verificaram menor **DT** nas mulheres em volume residual e em capacidade pulmonar total e menor **DAP** nas mulheres em volume residual e capacidade residual funcional.

Os resultados alcançados através da análise cinemática tridimensional mostram que as menores **DAP** e **DT** médias foram encontradas ao nível da primeira costela, identificando o menor tamanho desta em relação às demais bem como o menor diâmetro da abertura torácica superior. A **DT** média encontrada na primeira costela no grupo masculino em **VC** e **CV** foi, respectivamente, $13,1 \pm 2,3$ cm e $12,8 \pm 2,6$ cm, enquanto no grupo feminino foi $10,6 \pm 0,9$ cm

nas duas manobras respiratórias. O valor da **DT** ao nível da primeira costela descrito por Gray (Gray, 2000) é aproximadamente 10 cm, estando entre os valores encontrados nos resultados deste trabalho.

Em relação às demais **DT** médias, os valores apresentaram-se de forma crescente da primeira à quinta costela, decrescendo ligeiramente desta até a décima costela. Este resultado justifica-se pela forma da superfície lateral da caixa torácica, mas não concorda com Palastanga et al. (Palastanga et al., 2000), que afirmaram que o diâmetro transversal da caixa torácica aumenta até a nona costela.

As **DAP** médias apresentaram-se de maneira crescente da primeira costela até a sexta, e decrescentes desta até a décima costela, de acordo com a convexidade da superfície posterior da caixa torácica e mantendo coerência com a cifose dorsal, indo de encontro às afirmações de Gray (Gray, 2000).

Os valores médios da **DAP** foram menores que os da **DT** ao nível de todas as costelas, identificando a forma achatada da caixa torácica no sentido ântero-posterior, e concordando com as afirmações de todos os autores estudados.

As **DAP** e **DT** médias ao nível da décima costela nos sujeitos do sexo masculino ($20,9 \pm 2,2$ cm e $28,1 \pm 2,2$ cm) também foram ligeiramente menores quando comparadas aos valores encontrados por Loring et al. (Loring et al., 1985) através de um compasso antropométrico, iguais a 23,5 e 32,3 cm. Contudo, a amostra destes autores foi composta apenas por três voluntários do sexo masculino.

O coeficiente de variação da **DAP** foi significativamente maior nas costelas oito, nove e dez durante a respiração em **CV**. Estes resultados não condizem inteiramente com a teoria mais difundida, mas a controvérsia existente na literatura sobre os mecanismos e tipos de movimentos de cada costela já foi levantada por Levangie e Norkin (LevangieeNorkin, 2001): “Kapandji e outros autores acreditam que as articulações costovertebrais e costotransversais estão mecanicamente ligadas através de um único eixo que passa pelo centro de ambas as articulações. Saumarez argumenta que a costela é rígida e, portanto, não pode rodar sobre um único eixo, mas move-se como rotações sucessivas ao redor de um eixo móvel”.

Baseados na idéia de um único eixo, o qual é mais próximo do plano frontal nas costelas superiores e vai inclinando-se em direção ao plano sagital quanto mais baixa a costela, Kapandji (Kapandji, 2000), De Troyer (De Troyer, 1989), Levangie e Norkin (LevangieeNorkin, 2001), Palastanga (Palastanga et al., 2000), MacConaill e Basmajian (MacconailleBasmajian, 1977), Silveira (Silveira, 2000), afirmam que a movimentação das costelas superiores (costelas verdadeiras) aumenta o diâmetro ântero-posterior, enquanto o movimento das costelas inferiores (costelas falsas) aumenta o diâmetro transversal da caixa torácica.

Todas as costelas estão ligadas direta ou indiretamente ao esterno e este é levado para cima e para frente pela elevação das primeiras costelas, como descrito por Gray (Gray, 2000) e outros autores, contribuindo para o aumento do diâmetro ântero-posterior. Gray afirma que o manúbrio do esterno é levado para cima pela elevação da primeira costela. Quando o movimento do manúbrio é interrompido pela menor amplitude de movimento da primeira costela, o corpo do esterno é levado para cima e para frente pela elevação das costelas de 3 a 6, gerando movimentação na articulação manubrioesternal que, segundo Palastanga (2000), varia aproximadamente 7°. MacConaill e Basmajian (1977) colocam que a movimentação do esterno para frente é maior na região do processo xifóide do que na borda superior do esterno, variando entre 21-24 mm e 9-12 mm, respectivamente. Esse maior deslocamento anterior da porção final do esterno pode explicar a maior variação da distância ântero-posterior encontrada nas costelas de oito a dez, visto que estas distâncias foram calculadas entre o processo espinhoso de T8, T9 e T10 e o ponto mais inferior do esterno. O único autor estudado cuja opinião em relação à movimentação do esterno difere dos demais autores é Silveira, que afirma que na inspiração ocorre leve deslocamento da parte superior do esterno para frente e da parte inferior para trás.

Ainda segundo Gray (2000), a variação dos diâmetros transversais das costelas verdadeiras é explicado da seguinte maneira: quando o movimento do esterno chega ao seu limite, a porção média do corpo das costelas é elevada e, portanto, o ângulo condrocostal é aberto, aumentando o diâmetro transversal.

De maneira geral, os resultados mostraram que a metodologia usada foi capaz de registrar tanto a **DAP** como a **DT**, encontrando valores compatíveis com os obtidos a partir de outras metodologias e contribuindo para a discussão do problema da movimentação da caixa

torácica durante a respiração, visto que foi verificado um comportamento em relação à **DT** das diferentes costelas distinto do relatado na literatura até o momento.

6.4 Orientação das costelas e ângulos de rotação

Em relação aos ângulos estudados, β e γ não variaram e apresentaram valores próximos a zero. Como estes ângulos representam os movimentos de inclinação lateral e rotação direita e esquerda do par de costelas, acreditamos que este resultado se deve ao fato de que os sujeitos estudados não apresentavam nenhuma alteração postural importante, visto que uma alteração das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral pode influenciar na configuração da caixa torácica, como foi demonstrado por Closkey *et al.* (CloskeySchultz, 1993) . A potencialidade da metodologia para analisar o efeito de desvios posturais no plano frontal e sagital sobre a movimentação da caixa torácica deve ser avaliada em estudos futuros.

Os ângulos α e θ representam os movimentos descritos na literatura como “braço de bomba” e “alça de balde”. A metodologia foi capaz de identificar um sinal coerente com o ciclo respiratório, bem como uma maior variação em **CV** que em **VC**. A variação do ângulo α nas costelas 9 e 10 foi menor que as demais, indo de encontro à descrição da literatura, como, por exemplo, defendido por De Troyer (De Troyer, 1989) e Kapandji (Kapandji, 2000). Entretanto, estes mesmos autores afirmam que o movimento de alça de balde é maior nas costelas inferiores, o que não condiz com os resultados encontrados neste trabalho, visto que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os valores de desvio padrão do ângulo θ entre as costelas.

Os valores médios do ângulo α não indicaram diferenças entre a inclinação das costelas quando todos os sujeitos foram comparados conjuntamente. Isto pode ser devido ao fato de que os marcadores foram posicionados na extremidade lateral das costelas. Como foi descrito por Gray (Gray, 2000), até a região lateral as costelas apresentam uma inclinação para baixo e a partir deste ponto sofrem uma torção, a qual é diferente de acordo com a costela. Já os valores médios do ângulo θ foram capazes de descrever a diferença de angulação entre os pares de costelas, sendo crescente da primeira à última.

Foi encontrada uma grande variação na primeira costela para ambos os ângulos durante respiração em **CV**. Este resultado pode ser atribuído ao fato de que os marcadores são posicionados na fossa supraclavicular e estão sujeitos à variação do volume dos músculos respiratórios acessórios, os quais entram em ação quando maiores esforços respiratórios são exigidos. Segundo Saumarez (Saumarez, 1986b), a primeira costela movimenta-se de forma diferente das demais, visto que a articulação entre a cartilagem costal e o esterno é cartilaginosa e, portanto, sua movimentação está limitada à elevação do manúbrio esternal e à extensão da primeira vértebra torácica. A variabilidade das medidas entre os sujeitos estudados foi grande e pode ser explicada de duas maneiras: diferenças no posicionamento e movimentação da coluna vertebral ou individualidade. Como as costelas estão ligadas à coluna vertebral, qualquer mudança nas curvaturas da coluna pode acarretar uma mudança no posicionamento e padrão de movimento das costelas. Em relação à individualidade do padrão respiratório, esta já foi investigada por diversos autores e foram encontrados resultados que afirmam a existência dessas diferenças na frequência respiratória, fluxo, volume corrente (**VC**), tempo inspiratório (**T_I**) e tempo expiratório (**T_E**), relação **VC/T_I** e **T_I/T_{TOT}** (**T_{TOT}** = duração de um ciclo respiratório completo) (Benchetrit, 2000). Entretanto, este aspecto ainda não foi investigado em relação à movimentação da caixa torácica.

6.5 Correlação entre os movimentos das costelas

Como pôde ser visto nos resultados, foram identificados dois padrões distintos de movimentação das costelas inferiores: em concordância (padrão 1) ou oposição de fase (padrão 2). A oposição de fase foi encontrada principalmente durante respiração em **CV** nas somente nas costelas inferiores (costelas 8 a 10), região correspondente à área de aposição do diafragma. Apesar de ainda não estar claro se as duas partes do diafragma podem contrair-se separadamente, De Troyer *et al.* (De Troyer et al., 1982) verificaram que, estimulando as duas partes do diafragma separadamente em cachorros, a ação da parte costal do diafragma (fixada nas costelas) expande a região inferior da caixa torácica enquanto a parte crural do diafragma (fixada na região vertebral) retrai esta mesma região quando estimulada em volumes pulmonares acima da capacidade residual funcional. Em relação aos padrões de movimentação tóraco-abdominal,

Barros *et al.* (Barros et al., 2003) verificaram um padrão paradoxal (em oposição de fase) entre caixa torácica e abdômen em mulheres idosas não praticantes de yoga, enquanto as mulheres praticantes de yoga apresentaram movimentação em concordância de fase, apontando a influência do treinamento no padrão de movimentação tóraco-abdominal. Como o padrão 2 identificado neste trabalho refere-se à oposição de fase apenas das 3 últimas costelas, este pode estar relacionado a um movimento paradoxal entre caixa torácica e abdômen, contudo maiores investigações incluindo a movimentação do abdômen são necessárias.

Nos sujeitos que apresentaram padrão tipo 1, os valores de correlação foram próximos a 1, indicando sincronia na elevação das diferentes costelas, a qual aumentou com a realização da manobra de CV. Este resultado mostra que o aumento da exigência na realização da tarefa induziu um aumento das correlações entre os ângulos das costelas superiores, sendo este efeito detectável pela metodologia e pela variável descritora proposta. Assim, sugere-se que a variável possa ser utilizada para análise de situações em que melhorias de performance na execução do movimento sejam esperadas.

6.6 Análise dos espaços intercostais

A análise dos espaços intercostais mostrou que a distância média foi significativamente maior no 1°, 2° e 3° espaços em relação aos espaços de 5 a 9, e a maior variabilidade foi encontrada no 1°, 3° e 4° espaços intercostais. Este resultado pode ser atribuído ao fato de que o posicionamento dos marcadores nas costelas de 1 a 4 difere das costelas de 5 a 10, visto que nas superiores não é possível acessar sua extremidade lateral devido à presença do ombro. Além disto, a posição dos marcadores é influenciada pela massa do músculo peitoral e pelo tecido adiposo da prega axilar. Na avaliação das variações do espaço intercostal também foi possível identificar as inflexões do ciclo respiratório em apenas algumas costelas e com sinal fraco ($SD < 2$ mm).

Segundo Saumarez (Saumarez, 1986a), os espaços intercostais são mantidos através do controle no encurtamento dos músculos intercostais, que exercem um sistema coordenado de forças para manter estes espaços sobre diferentes cargas. De Troyer *et al.* (De Troyer et al., 1985) ainda colocam a possibilidade dos músculos intercostais apresentarem ações

tônicas relacionadas com a manutenção da postura, visto que a distância entre as costelas permanece constante em imagens de raio-x durante esforços respiratórios enquanto varia durante rotações e flexões do tronco.

7 Conclusões

O presente trabalho teve como objetivo geral propor e avaliar uma metodologia baseada em videogrametria para a análise experimental quantitativa da movimentação da caixa torácica. Os resultados alcançados mostraram que a metodologia foi capaz de identificar os movimentos respiratórios, com confiabilidade comprovada pela avaliação da metodologia.

O modelo de representação da caixa torácica adotado mostrou-se adequado permitindo uma boa representação das costelas, do esterno e da coluna torácica. O único segmento cuja representação obtida pelo modelo adotado pode estar menos fidedigna é a primeira costela, a qual encontra-se abaixo da clavícula e sob músculos que podem estar ativos durante a respiração, dificultando seu acesso.

Todas as variáveis apresentadas foram capazes de descrever a movimentação da caixa torácica, mostrando resultados coerentes entre elas e, algumas vezes, permitindo a comparação com a literatura.

As dimensões da caixa torácica puderam ser analisadas através dos valores médios da **DAP** e da **DT** e foram dependentes do gênero dos sujeitos, visto que em algumas regiões os valores foram maiores nos homens que nas mulheres. A **DAP** tendeu a aumentar da primeira costela até a sexta costela, e diminuir desta até a décima costela. A **DT** foi menor nas três primeiras costelas, assumindo valores semelhantes da 4ª à 10ª costelas. Já a variação absoluta das distâncias não foi influenciada pelo gênero dos sujeitos, mas sim pela manobra respiratória realizada e pela localização das costelas. Em relação à variação da **DT**, não houve diferença entre as costelas, mas foi maior na respiração em **CV** que em **VC**. A variação da **DAP**, além de ter sido maior durante a respiração em **CV**, foi maior nas costelas inferiores em relação às superiores.

Durante as manobras respiratórias foi verificada a participação do tronco que realizou movimentos de flexão durante a expiração e extensão durante a inspiração, descartando o uso do sistema de coordenadas do laboratório na orientação das costelas. Dos três ângulos articulares obtidos através da orientação das costelas em relação ao sistema de coordenadas do

tronco (α , β e γ), os ângulos referentes aos movimentos de inclinação lateral (β) e rotação direita e esquerda (γ) não apresentaram variação importante durante a respiração em sujeitos normais. A variação do ângulo α , referente ao movimento das costelas descrito na literatura como “braço de bomba”, tendeu a diminuir da primeira à décima costela. A variação dos ângulos α (movimento de “braço de bomba”) e θ (movimento de “alça de balde”) foi influenciada pela manobra respiratória, visto que foi maior durante a respiração em CV. A inclinação das costelas, representada pelos valores médios de α , foi semelhante em toda a caixa torácica enquanto a angulação entre as costelas direita e esquerda, representada pelos valores médios de θ , foi decrescente da primeira à décima costela.

Foi verificado que o aumento da exigência dos músculos respiratórios, como durante a realização de inspirações e expirações máximas, aumenta a correlação entre os movimentos das diferentes costelas para alguns sujeitos, enquanto para outros esta correlação diminui nas três últimas costelas, podendo chegar a valores negativos de correlação e indicando oposição de fase entre estas costelas e as demais. Este comportamento pode estar relacionado a uma movimentação paradoxal entre tórax e abdômen, questão a ser investigada.

Em relação aos espaços intercostais, estes não apresentaram variação importante durante a respiração, mesmo quando maiores esforços respiratórios foram exigidos como na respiração em CV.

Frente aos resultados alcançados, pode-se afirmar que a análise proposta neste trabalho pode tornar-se um instrumento de pesquisa e avaliação clínica importante, em especial na área da saúde e dos esportes, podendo ser utilizada, por exemplo, para análise de situações em que melhorias de performance na execução do movimento sejam esperadas.

Dentre as perspectivas futuras, existe a intenção de avaliar a precisão no posicionamento dos marcadores e a possibilidade de existir deslizamento entre os mesmos e os tecidos moles, aplicar a metodologia em amostras de populações diferentes como idades distintas ou atletas buscando uma caracterização da movimentação da caixa torácica nestes grupos, associar às variáveis propostas neste trabalho variáveis referentes à variação dos volumes parciais da caixa torácica e abdômen, e investigar a existência de correlação entre todas as variáveis, obtendo assim uma descrição mais abrangente da movimentação da parede torácica ou buscando qual a melhor variável capaz de descrever esta movimentação.

Referências Bibliográficas

- Abdel-Aziz, Y. I. and Karara, H. M. Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates. **Proc. ASP/UI Symposium on Close-Range Photogrammetry**, v. n. p. 1971.
- Banovcin, P., Seidenberg, J. and Von Der Hardt, H. Pressure sensor plethysmography: a method for assessment of respiratory motion in children. **European Respiratory Journal**, v. 8, n. 1, p. 167-71., 1995.
- Barros, R. M. L. **Concepção e implementação de um sistema para análise cinemática de movimentos humanos**. 1997a. 119f. (doutorado). Departamento de Educação Motora- Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1997a.
- Barros, R. M. L. **Concepção e implementação de um sistema para análise cinemática de movimentos humanos**. 1997b. 119f. (doutorado). Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1997b.
- Barros, R. M. L., Brenzikofer, R., Leite, N. J. and Figueroa, P. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.
- Barros, R. M. L., Leite, M. R. R., Brenzikofer, R., Filho, E. C. L., Figueroa, P. J. and Iwanowicz, J. B. Respiratory pattern changes in elderly yoga practitioners. **Journal of Human Movement Studies**, v. 44, n. p. 387-400, 2003.
- Bellemare, F., Jeanneret, A. and Couture, J. Sex differences in thoracic dimensions and configuration. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 168, n. p. 305-312, 2003.
- Benchetrit, G. Breathing pattern in humans: diversity and individuality. **Respiratory Physiology**, v. 122, n. p. 123-129, 2000.
- Cala, S. J., Kenyon, C. M., Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Pedotti, A., Macklem, P. T. and Rochester, D. F. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. **Journal of Applied Physiology**, v. 81, n. 6, p. 2680-9., 1996.
- Closkey, R. F. and Schultz, A. B. Rib cage deformities in scoliosis: spine morphology, rib cage stiffness, and tomography imaging. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 11, n. 5, p. 730-7., 1993.
- Dansereau, J. and Stokes, I. A. Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. **Journal of Biomechanics**, v. 21, n. 11, p. 893-901, 1988.
- De Troyer, A. The mechanism of the inspiratory expansion of the rib cage. **J Lab Clin Med**, v. 114, n. 2, p. 97-104., 1989.
- De Troyer, A. and Estenne, M. Coordination between rib cage muscles and diaphragm during quiet breathing in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 57, n. 3, p. 899-906., 1984.

De Troyer, A., Kelly, S., Macklem, P. T. and Zin, W. A. Mechanics of intercostal space and actions of external and internal intercostal muscles. **Journal of Clinical Investigation**, v. 75, n. p. 850-857, 1985.

De Troyer, A., Sampson, M., Sigrist, S. and Macklem, P. T. Action of costal and crural parts of the diaphragm on the rib cage in dog. **Journal of Applied Physiology**, v. 53, n. 1, p. 30-39, 1982.

Dinwiddie, R. **O diagnóstico e o manejo da doença respiratória pediátrica**. Porto Alegre: Artes médicas, 1992.

Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Molteni, F., Beulcke, G. and Pedotti, A. Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. **Journal of Applied Physiology**, v. 77, n. 3, p. 1224-31., 1994.

Figueroa, P. J., Leite, N. J. and Barros, R. M. L. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer Methods and Programs in Biology**, v. 72, n. 2, p. 155-65., 2003.

Gaultier, C. Respiratory muscle function in infants. **European Respiratory Journal**, v. 8, n. 1, p. 150-3., 1995.

Gray, H. *Anatomy of the human body*. p. 2000.

Halvorsen, K., Lesser, M. and Lundberg, A. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 11, p. 1221-7., 1999.

Kapandji, A. I. **Fisiologia Articular - Tronco e Coluna Vertebral**. 5ª. Rio de Janeiro: Editora Médica Panamericana, 2000.

Kenyon, C. M., Cala, S. J., Yan, S., Aliverti, A., Scano, G., Duranti, R., Pedotti, A. and Macklem, P. T. Rib cage mechanics during quiet breathing and exercise in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 83, n. 4, p. 1242-55., 1997.

Kondo, T., Kobayashi, I., Taguchi, Y., Ohta, Y. and Yanagimachi, N. A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects. **Respirology**, v. 5, n. 1, p. 19-25., 2000.

Kondo, T., Uhlig, T., Pemberton, P. and Sly, P. D. Laser monitoring of chest wall displacement. **European Respiratory Journal**, v. 10, n. 8, p. 1865-9., 1997.

Konno, K. and Mead, J. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. **Journal of Applied Physiology**, v. 22, n. 3, p. 407-22., 1967.

Levangie, P. K. and Norkin, C. C. **Joint structure and function - a comprehensive analysis**. 3ª. Philadelphia: F. A. Davis Company, 2001.

Lopata, M., Organek, H. and Onal, E. Comparison of magnetometer and inductance plethysmography derived Konno- Mead diagrams during CO₂ rebreathing. **Bull Eur Physiopathol Respir**, v. 21, n. 2, p. 159-63., 1985.

Loring, S. H., Mead, J. and Griscom, N. T. Dependence of diaphragmatic length on lung volume and thoracoabdominal configuration. **Journal of Applied Physiology**, v. 59, n. 6, p. 1961-70., 1985.

Macconail, M. A. and Basmajian, J. V. **Muscles and movements - a basis for human kinesiology**. New York: Robert E. Krieger Publishing Company, 1977.

- Marchal, F. and Droulle, P. [Fetal respiratory movements]. **Rev Mal Respir**, v. 5, n. 3, p. 207-12, 1988.
- Martinot-Lagarde, P., Sartene, R., Mathieu, M. and Durand, G. What does inductance plethysmography really measure? **Journal of Applied Physiology**, v. 64, n. 4, p. 1749-56., 1988.
- Mead, J., Peterson, N. and Grimby, G. Pulmonary ventilation measured from body surface movements. **Science**, v. 156, n. 780, p. 1383-4., 1967.
- Openshaw, P., Edwards, S. and Helms, P. Changes in rib cage geometry during childhood. **Thorax**, v. 39, n. 8, p. 624-7., 1984.
- Pastalanga, N., Field, D. and Soames, R. **Anatomia e movimento humano - estrutura e função**. 3ª. São Paulo: Manole, 2000.
- Rassler, B. and Kohl, J. Analysis of coordination between breathing and walking rhythms in humans. **Respiratory Physiology**, v. 106, n. 3, p. 317-27., 1996.
- Russell, R. I. and Helms, P. J. Evaluation of three different techniques used to measure chest wall movements in children. **European Respiratory Journal**, v. 7, n. 11, p. 2073-6., 1994.
- Russomanno, T. G. and Barros, R. M. L. Método de sincronização de câmeras de vídeo para análise cinemática 3D de movimentos humanos. X Congresso Brasileiro de Biomecânica. Ouro Preto. 1: 383-386 p. 2003.
- Sanna, A., Bertoli, F., Misuri, G., Gigliotti, F., Iandelli, I., Mancini, M., Duranti, R., Ambrosino, N. and Scano, G. Chest wall kinematics and respiratory muscle action in walking healthy humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, n. 3, p. 938-46., 1999.
- Saumarez, R. C. An analysis of action of intercostal muscles in human upper rib cage. **Journal of Applied Physiology**, v. 60, n. 2, p. 690-701., 1986a.
- Saumarez, R. C. An analysis of possible movements of human upper rib cage. **Journal of Applied Physiology**, v. 60, n. 2, p. 678-89., 1986b.
- Saumarez, R. C. Automated optical measurements of human torso surface movements during breathing. **Journal of Applied Physiology**, v. 60, n. 2, p. 702-9., 1986c.
- Scano, G. Normal thoracoabdominal motion. **Monaldi Arch Chest Dis**, v. 54, n. 3, p. 287-8., 1999.
- Silveira, I. C. **O pulmão na prática médica - sintoma, diagnóstico e tratamento**. 4ª. Rio de Janeiro: Editora de Publicações Biomédicas LTDA., 2000.
- Timor-Tritsch, I. E., Dierker, L. J., Jr., Hertz, R. H., Chik, L. and Rosen, M. G. Regular and irregular human fetal respiratory movement. **Early Human Development**, v. 4, n. 3, p. 315-24., 1980.
- Tobin, M. J., Chadha, T. S., Jenouri, G., Birch, S. J., Gazeroglu, H. B. and Sackner, M. A. Breathing patterns. 1. Normal subjects. **Chest**, v. 84, n. 2, p. 202-5., 1983.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L. and Connor, J. C. **Dynamics of Human Gait**. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1992.
- Ward, M. E., Ward, J. W. and Macklem, P. T. Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model. **Journal of Applied Physiology**, v. 72, n. 4, p. 1338-47., 1992.

Watson, H. L., Poole, D. A. and Sackner, M. A. Accuracy of respiratory inductive plethysmographic cross-sectional areas. **Journal of Applied Physiology**, v. 65, n. 1, p. 306-8., 1988.

Wilson, T. A., Rehder, K., Krayner, S., Hoffman, E. A., Whitney, C. G. and Rodarte, J. R. Geometry and respiratory displacement of human ribs. **Journal of Applied Physiology**, v. 62, n. 5, p. 1872-7., 1987.

Yoganandan, N. and Pintar, F. A. Biomechanics of human thoracic ribs. **J Biomech Eng**, v. 120, n. 1, p. 100-4., 1998.

ANEXOS

ANEXO A: Questionário apresentado para avaliação antropométrica e do estado de saúde geral dos sujeitos.

Nome/profissão: _____
Data de nascimento/idade: _____ RG: _____
Endereço: _____
Telefone: _____
Medidas antropométricas
Peso: _____ Altura: _____
Histórico
Tem ou já teve alguma doença pulmonar e/ou cardíaca?
Não: _____ Sim: _____
Tem ou já teve alguma doença neurológica e/ou muscular?
Não: _____ Sim: _____
Tem ou já teve alguma outra patologia importante?
Não: _____ Sim: _____
Sente-se cansado com frequência?
Não: _____ Sim: _____
Tem algum tipo de alergia respiratória?
Não: _____ Sim: _____
Já sofreu algum tipo de cirurgia?
Não: _____ Sim: _____
Tabagista (quantidade/tempo)?
Não: _____ Sim: _____