

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

ESTUDO DA MOBILIDADE TÓRACO-ABDOMINAL E DA ATIVIDADE
MUSCULAR RESPIRATÓRIA EM DIFERENTES POSTURAS E EM
TESTES DE FUNÇÃO PULMONAR

Cecília Bueno Tesch

2007

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CECÍLIA BUENO TESCH

ESTUDO DA MOBILIDADE TÓRACO-
ABDOMINAL E DA ATIVIDADE MUSCULAR
RESPIRATÓRIA EM DIFERENTES POSTURAS
E EM TESTES DE FUNÇÃO PULMONAR

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do Título de Mestre em Fisioterapia. Área de concentração: Intervenção Fisioterapêutica. Linha de pesquisa: Processos de Intervenções Fisioterapêuticas nos Sistemas Cardiovascular, Respiratório, Muscular e Metabólico.

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Costa

PIRACICABA
2007

Ficha Catalográfica

Tesch, Cecília Bueno

Estudo da mobilidade tóraco-abdominal e da atividade muscular respiratória em diferentes posturas e em teste de função pulmonar. Piracicaba, 2007.

94 p.

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Costa

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Metodista de Piracicaba.

1- Mobilidade tóraco-abdominal. 2- Função Pulmonar. I. Costa, Dirceu. II. Universidade Metodista de Piracicaba, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. III. Título.

Dedico este trabalho a minha família,
pela paciência e compreensão em
minha ausência e pelo incentivo
durante esse período intenso da minha
vida.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Dirceu Costa, pela sabedoria dispensada nessa caminhada em busca do crescimento intelectual e profissional, meu agradecimento.

Ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UNIMEP e a Capes/Prosup por proporcionar a realização deste trabalho.

A todos os professores que, de alguma forma colaboraram para a finalização do trabalho.

Aos voluntários, sem os quais a pesquisa seria inviável.

À minhas amigas, Karina e Isabela que contribuíram com amizade e experiência nesse período de novas descobertas e desenvolvimento da pesquisa.

À amiga Christiane Riedi, em especial, que contribuiu ativamente para a pesquisa, ajudando no desenvolvimento da Eletromiografia e implementação da nova metodologia dos sensores de deslocamento.

Ao amigo, Gualberto Ruas, que colaborou em todas as coletas, se mostrando muito interessado e paciente durante todo esse período.

Ao Engenheiro César Amorim, pelo desenvolvimento do sensor de deslocamento utilizado no estudo e pela paciência durante minhas visitas e questionamentos nesses dois anos.

Aos meus familiares que, mesmo distantes, acreditaram e encorajaram a seguir meus sonhos.

Aos meus pais, Eliane e Dalmo, por acreditar no meu potencial e investir no meu crescimento profissional além de proporcionar um lar feliz e harmonioso para que isso fosse possível.

Ao meu Pai em especial, pelo desenvolvimento do sistema da bateria utilizado na eletromiografia para retirada de ruídos.

Ao meu grande irmão, Gustavo, por me ajudar nas traduções dos textos e por todo conhecimento que me ajudou muito nesses dois anos.

Ao meu noivo, Evandro, pelo apoio emocional e pela paciência durante meus períodos ausentes.

RESUMO

A avaliação da mobilidade tóraco-abdominal tem sido uma ferramenta utilizada na prática clínica da fisioterapia respiratória e, associada à avaliação da função pulmonar e muscular respiratória, pode fornecer importantes informações sobre a saúde respiratória dos indivíduos. O objetivo desse estudo foi estudar a mobilidade tóraco-abdominal (MTA) e a atividade muscular respiratória durante o repouso em diferentes posturas e durante testes de função pulmonar. Foram estudados 40 indivíduos sedentários (20 homens e 20 mulheres), sem comprometimento cardiopulmonar, e não fumantes. Para a avaliação da MTA foram utilizados sensores de deslocamento (SD) EMG system do Brasil[®], posicionados logo abaixo da prega axilar e à altura da cicatriz umbilical e para avaliar a atividade de músculos respiratórios foi utilizada a eletromiografia nos músculos esternocleidomastoideo (ECM), intercostal externo (INTER), diafragma (DIA) e reto abdominal (R.AB), por meio de um módulo de aquisição de sinais (EMG -1000) conectado a uma bateria com capacidade de 10 AH de 12 volts, com 16 bits de resolução, filtro passa banda de 20-1000 Hz e frequência de amostragem de 2000 Hz. Para o estudo da MTA durante o repouso, foram realizadas as posturas em pé, sentada, decúbito dorsal, decúbito lateral direito e esquerdo. Para o estudo da MTA durante testes de função pulmonar utilizou-se um manovacuômetro GER-AR[®] e um espirômetro EasyOne[®]. Os resultados foram analisados a partir dos testes t de Student, teste de Wilcoxon e teste de Friedman, seguido de seu post-hoc de Soma dos Postos, para as diferentes comparações, de acordo com o resultado do teste de normalidade de Shapiro-Wilk, com nível de significância de $p < 0,05$. Constatou-se que a mobilidade torácica para as posturas em pé e sentada é maior quando comparadas às demais posturas estudadas, durante o repouso, e sua contribuição também é maior que a abdominal ao se realizar os testes de função pulmonar, a não ser para o teste de pressão expiratória máxima (PE_{máx}) sendo que, para todos os testes de função pulmonar obteve-se padrão invertido de movimentação tóraco-abdominal. Além disso, constatou-se maior atividade do músculo ECM durante a realização dos teste de força pulmonar respiratória e durante a manobra de inspiração e expiração máxima. Com base nesses resultados pode-se concluir que houve uma maior participação da caixa torácica do que do abdômen durante a avaliação da função pulmonar, com exceção para PE_{máx}, que as posturas em pé e sentado exigiram maior mobilidade torácica que as posturas em decúbito e que o músculo ECM se destacou na realização dos testes de força muscular respiratória e na manobra de inspiração e expiração máximas.

Palavras Chaves: Músculos Respiratórios, Parede Torácica, Abdome, Eletromiografia

Abstract

The thoracoabdominal mobility evaluation has been utilized on the clinical practice of the respiratory physiotherapy and, associated with the pulmonary function and respiratory muscle evaluation, can provide important data about the respiratory health of the subjects. The aim was to study the thoracoabdominal mobility (TAM) and the respiratory muscles activity during quiet breathing in diferentes postures and during pulmonary function tests. We studied 40 healthy asymptomatic subjects (20 men and 20 women), without cardiopulmonary disease and non-smokers. For the TAM evaluation there were used displacement sensors (DS) EMG system do Brasil[®], positioned on the axilar and on umbilical level and to evaluate respiratory muscles activity it was used the electromyography of the sternocleidomastoid (SCM), external intercostals (INTER), diaphragm (DIA) and recto abdominal (AB) muscles by means of a signal acquiring module (EMG - 1000) connected to a battery with a 10 AH of 12 volts capacity, with 16 bits of resolution, a pass band filter of 20-1000 Hz and a sampling frequency of 2000 Hz. To study the TAM during quiet breathing, the subjects performed the upright, sitting, supine and lateral left and right postures. It was utilized, to study the TAM during pulmonary function tests, a GER-AR[®] manovacuumeter and a EasyOne[®] spirometer. The results were analyzed by the Student t test, Wilcoxon test and Friedman test followed by his post-hoc test of sum of ranks, for the analysis of the different comparisons in agreement with the result of the normality test of Shapiro-Wilk, with a significance level of $p < 0,05$. Was founded a higher thoracic mobility in upright and sitting postures comparing to the other postures, in natural breathing, higher thoracic contribution than the abdominal contribution when performing the pulmonary function tests, unless to maximal expiratory effort, and also that, for all pulmonary function test, it was observed an inverse toracoabdominal motion. Besides that, was founded a higher activity of the SCM muscle, comparing to others, during the spirometric and manovacuumetry maneuvers. Having these results in mind, it is possible to conclude that there is a higher participation of the rib cage than the abdomen during the pulmonary function tests, with a exception for the maximal expiratory effort test, that the standing and sitting postures had higher thoracic mobility them the other postures and that SCM muscle had higher activity during the pulmonary function test and during the maximal inspiratory and expiratory test.

Key Words: Respiratory Muscles, chest Wall, Abdomen, Electromyography

Sumário

| | | |
|---|---|----|
| 1 | Introdução | 10 |
| 2 | Revisão da Literatura | 14 |
| 3 | Objetivos | 23 |
| 4 | Material e Métodos | 24 |
| | 4.1 Voluntários | 24 |
| | 4.2 Local da Pesquisa | 25 |
| | 4.3 Instrumentação | 25 |
| | 4.4 Procedimento Experimental | 44 |
| | 4.5 Análise Estatística | 52 |
| 5 | Resultados | 54 |
| | 5.1 Efeito das diferentes posições corporais (em pé, sentado, decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e decúbito lateral direito) na mobilidade torácica e abdominal, durante o repouso | 54 |
| | 5.2 Contribuição dos compartimentos torácico e abdominal em testes de função pulmonar | 56 |
| | 5.3 Participação de músculos respiratórios nas amplitudes torácica e abdominal, durante a cirtometria e os testes de força muscular respiratória. | 60 |
| 6 | Discussão | 64 |
| | 6.1 Efeito dos diferentes posicionamentos corporais (em pé, sentado, decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e decúbito lateral direito) na mobilidade torácica e abdominal durante o repouso. | 64 |
| | 6.2 Contribuição dos compartimentos torácico e abdominal em testes de função pulmonar. | 67 |
| | 6.3 Participação de diferentes músculos respiratórios nas amplitudes torácica e abdominal durante a cirtometria e o teste de força muscular respiratória. | 69 |
| | 6.4 Considerações Gerais | 70 |
| | 6.5 Limitações do estudo | 71 |

| | | |
|---|-------------|----|
| 7 | Conclusão | 73 |
| | Referências | 74 |
| | Anexo 1 | 89 |
| | Anexo 2 | 92 |
| | Anexo 3 | 93 |

1- Introdução

Os movimentos do tórax e abdômen têm um importante papel na respiração do ser humano e, apesar disso, pouca atenção tem sido atribuída a tais movimentos, especialmente durante as avaliações de função pulmonar e muscular respiratória, com vista aos aspectos de natureza funcional e biomecânica, diretamente relacionados ao desempenho desses músculos, ao tipo de movimento e às alterações de posicionamento corporal.

Uma das maneiras de se compreender melhor esses movimentos é estudá-los de forma compartimentada, como proposto por Konno e Mead (1967), que dividiram a parede torácica em compartimentos torácico e abdominal e observaram que os deslocamentos destes compartimentos podiam ser úteis para estimar mudanças de volumes pulmonares. A partir deste estudo, a caixa torácica e o abdômen foram considerados dois compartimentos distintos, com graus de movimentos diferentes que seriam resultado de uma ação altamente coordenada dos músculos da inspiração (DeTroyer, 1984).

Os resultados desses autores embasaram outros estudos que analisaram a posição corporal em diferentes aspectos. Dentre esses, um importante estudo foi realizado por Verschakelen e Demedts (1995), no qual analisaram a mobilidade tóraco-abdominal nas posturas em pé, sentado e decúbito dorsal durante a respiração em repouso e na realização da manobra de Capacidade Vital Forçada e observaram que, em geral, os indivíduos apresentam respiração torácica, a não ser na postura decúbito dorsal durante respiração em repouso em que apresentam respiração abdominal.

Outro estudo, realizado por Wade (1954), evidenciou que o músculo diafragma é diretamente afetado pela redistribuição postural do peso visceral, e

que a caixa torácica sofre mudança na sua circunferência ou em seu padrão de movimento quando alterada a postura do indivíduo em pé para decúbito dorsal, sendo que as mudanças conseqüentes do padrão de movimento diafragmático refletem nas mudanças do volume pulmonar. Assim, as mudanças posturais influenciariam o volume corrente do indivíduo avaliado.

Com isso, fica evidente a importância de se conhecer melhor sobre os movimentos torácicos e abdominais, se possível associando-os com a avaliação da função pulmonar e através de métodos cada vez mais aprimorados de mensuração.

Além dos aspectos biomecânicos inerentes ao indivíduo, com a evolução dos estudos sobre os movimentos do tórax e do abdômen, novas tecnologias de medidas e avaliação também foram surgindo, visando, cada vez mais, o aprimoramento e precisão dos métodos empregados neste tipo de investigação científica, pois grande diversidade de métodos de avaliação do movimento tóraco-abdominal e sua estimativa do volume corrente foram registrados (Heldt, 1988). Dentre vários métodos de avaliação dos movimentos torácicos e abdominais, surgiu a Magnetometria, descrita por Chen et al. (2000), Straddling et al. (1985) e Agostoni e Mognoni (1966), sobretudo por tratar-se de um método simples para mensurar as mudanças de volumes compartimentais e volumes máximos durante manobras respiratórias (Goldman et al., 1973). Um outro sistema para esse tipo de análise e avaliação é o ELITE System, validado por Ferrigno et al. (1994) e que se caracteriza por um sistema de imagens que utiliza câmeras em diferentes planos para análise do movimento respiratório.

Neste processo de desenvolvimento de métodos de avaliação dos movimentos torácicos e abdominais, o conhecimento da fisiologia respiratória

apresenta importantes avanços com a exploração da Pletismografia Respiratória por Indutância que é um método preciso e reprodutível de medida não-invasiva e de monitorização da respiração (Cohn et al., 1982; Tobin, 1983) podendo estimar mudança de áreas (Martinot-Lagarde et al., 1988) e de volumes correntes em indivíduos saudáveis de várias idades (Tabachnik et al., 1981) e em adultos com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) grave (Chadha et al., 1982; Duffty et al., 1981), com a devida acurácia e precisão.

Mediante esses avanços metodológicos, a avaliação tóraco-abdominal tornou-se importante, especialmente nas rotinas de avaliação realizadas na fisioterapia respiratória. Para tanto, a cirtometria (Costa et al., 1999) tem sido amplamente empregada, especialmente pela praticidade e baixo custo. Segundo Caldeira et al. (2004), a cirtometria faz parte do exame físico de tórax na avaliação funcional respiratória, consistindo na medida das circunferências do tórax e abdômen, a partir de uma fita métrica, durante movimentos respiratórios. Vários estudos exploraram a cirtometria em diferentes circunstâncias: em quadro álgico torácico (Cardoso et al., 2002); na reabilitação pulmonar respiratória em obesos (Costa et al., 2003); na avaliação clínica de adultos saudáveis (Caldeira et al., 2004; Cury et al., 2004); em pneumopatias (Paulin et al., 2004; Zambon et al., 2004); em indivíduos acima e abaixo do peso normal (Panizzi et al., 2004); em crianças asmáticas respiradoras bucais (Caporali et al., 2004) e em idosos (Cury et al., 2004; Bonissoni et al., 2004).

Apesar da ampla utilização da cirtometria, esta técnica tem recebido questionamentos por tratar-se de um método de avaliação que faz uso da fita métrica, passando por critérios individuais de avaliação, mas um estudo recente de Borgui-Silva et al. (2006) padronizaram a técnica de cirtometria em indivíduos

saudáveis e jovens e observaram boa reprodutibilidade entre três avaliadores distintos, mostrando que a técnica é precisa quando padronizada. Ainda assim, questiona-se a acurácia do método, especialmente em se tratando de tomadas simultâneas de medidas de avaliação de função respiratória.

Observando a diversidade de métodos de avaliação dos movimentos da caixa torácica e abdômen em diferentes situações, evidencia-se também a necessidade de maior exploração da atividade isolada dos músculos respiratórios que realizam esses movimentos.

Além disso, ainda não foi investigada a contribuição de cada compartimento e dos músculos respiratórios durante a realização de testes de função pulmonar que, segundo Pereira (2005), têm um papel essencial no manejo de pacientes com doenças pulmonares e também naqueles sob risco para desenvolvimento de disfunção respiratória, fornecem resultados quantitativos e reprodutíveis, permitindo avaliações longitudinais e auxiliam no diagnóstico de doenças como Asma e DPOC.

Assim sendo, justifica-se a realização de estudos dessa natureza, especialmente explorando os movimentos torácicos e abdominais, em circunstâncias de testes rotineiramente utilizados nas avaliações de função pulmonar da fisioterapia respiratória, buscando compreender cada vez mais de que forma o tórax e o abdômen participam ou contribuem nas mais diversas formas de movimentos que envolvem a respiração.

2- Revisão da Literatura

A caixa torácica, além de função de proteção da víscera pulmonar, é fundamental para a função ventilatória, uma vez que constantemente se expande na inspiração e se retrai na expiração (West, 2002). Essa dinâmica da caixa torácica, durante a inspiração e expiração, denominada mobilidade torácica (Costa, 1999), é de fundamental importância para o conhecimento da biomecânica da respiração, especialmente na avaliação de função pulmonar e muscular respiratória, bem como para a compreensão da participação de cada compartimento no movimento tóraco-abdominal.

Por outro lado, o abdômen é dotado de ampla mobilidade e é o maior compartimento visceral do corpo, sendo que seu comportamento se relaciona com funções estáticas e dinâmicas como, postura e respiração (Spence, 1991). Durante a respiração, o movimento do abdômen é secundário ao movimento diafragmático (De Groot, 1997), o que explica o fato de cirurgias abdominais interferirem diretamente na cinemática da respiração. Na mesma linha de pesquisa, Konno e Mead (1967), Grimby et al. (1968) e Grassino et al. (1978), observaram que o deslocamento da parede abdominal refletia a mobilidade do músculo diafragma por seu conteúdo não ser passível de compressão.

Neste sentido, Ward et al. (1992) enfatizaram a importância de tratar a caixa torácica e o abdômen como duas partes distintas, pois são anatomicamente diferentes e os músculos que agem sobre seus segmentos também o são, e, segundo De Troyer e Estenne (1984) e Saumares (1986), este estudo segmentado dos compartimentos deve-se ainda ao comportamento único da caixa torácica, que é resultado da ação coordenada dos músculos inspiratórios.

Avaliando a cinemática da caixa torácica e do abdômen, Grimby (1968); Goldman (1976); Mead (1976) e Pengelly (1979) observaram em seus estudos que, a caixa torácica, parece ser o componente mais variável entre os indivíduos avaliados e, além disso, Chen et al. (2000) analisaram os efeitos da configuração tóraco-abdominal na pressão transdiafragmática em homens jovens saudáveis e concluíram que a pressão transdiafragmática é altamente sensível ao deslocamento abdominal, mas menos ao deslocamento torácico; então, se essa medida for clinicamente útil para se detectar fadiga e fraqueza muscular do diafragma, as dimensões abdominais devem ser bem controladas.

Além dos estudos que avaliam a mobilidade tóraco-abdominal puramente, alguns estudos propuseram essa mesma análise sobre a ótica dos músculos que realizam esses movimentos, como é o caso do estudo realizado por Konno e Mead (1967) os quais observaram que, dependendo da ação dos músculos da respiração, o deslocamento inspiratório do diafragma pode estar associado ao movimento da parede abdominal no sentido anterior, posterior, ou até mesmo estar relacionado a sua não movimentação, caracterizando um deslocamento invertido do abdômen durante a inspiração. Sobre esse aspecto Kaplan et al. (2000) observaram que a assincronia tóraco-abdominal e os movimentos paradoxais, em indivíduos normais, refletiram o aumento na carga inspiratória, como uma adição de carga respiratória externa.

Outros autores buscaram entender como a postura poderia influenciar nos movimentos tóraco-abdominais durante a respiração. Kera e Maruyama (2005) observaram que a postura é um fator importante de se levar em consideração e não somente a mobilidade tóraco-abdominal, uma vez que a postura afeta a sensação da respiração em indivíduos com patologia respiratória,

como nos pacientes com DPOC e, Sartene et al. (1990), acrescentaram que as medidas fisiológicas da mecânica da parede torácica podem ser mensuradas com o indivíduo em decúbito lateral, supino ou sentado, mas sempre tomando cuidado com o posicionamento do equipamento utilizado para a medição.

Vários autores estudaram a contribuição tóraco-abdominal durante o repouso em diferentes posturas (Sharp et al., 1975; Mengeot et al., 1985; Clarysse e Demedts, 1985), sendo que Sartene et al. (1990) e Kera e Maruyama (2005) relataram ainda que a posição corporal é importante na reabilitação respiratória e, além disso, a postura afeta a atividade dos músculos abdominais que também são ativos durante o exercício e na expiração. Outro estudo registrou ainda que a tonicidade dos músculos abdominais aumenta na posição em pé para estabilizar a coluna vertebral, recrutando também o músculo diafragma, podendo haver consequência desse tônus aumentado na mobilidade tóraco-abdominal (Druz e Sharp, 1981; Hodges e Gandevia, 2000).

Além da postura, a mobilidade tóraco-abdominal também pode ser alterada de acordo com o crescimento, posição corporal, sexo, estatura e com o desenvolvimento de patologias respiratórias (Pereira, 1996), sendo que entre essas patologias respiratórias está a DPOC que, segundo Sharp et al. (1977) e Jubran e Tobin (1992), causa anormalidade na mobilidade tóraco-abdominal.

A inquestionável importância dos estudos da mobilidade tóraco-abdominal levou à necessidade de busca constante por equipamentos e sistemas de medidas cada vez mais aprimorados e com a melhor acurácia possível. Para evitar os problemas da monitorização invasiva dos volumes pulmonares, que altera o padrão normal da respiração, e para avaliar a mobilidade tóraco-abdominal, foram desenvolvidos sistemas de medida, a partir do estudo da

superfície da parede torácica que, segundo Martinot-Lagarde et al. (1988), se baseiam nos princípios descritos anteriormente e podem ser medidos através de sensores externos posicionados na parede torácica. Ferrigno et al. (1994) descreveram sobre a importância de se realizar a análise da cinemática da mobilidade da parede torácica relatando a importância de se avaliar a interação biomecânica entre os componentes musculares e estruturais do sistema respiratório ou mesmo da importância de se estudar as estratégias utilizadas para o desempenho respiratório e, assim, apresentou o equipamento Elite system® já mencionado. Este equipamento teve importante contribuição, dentre as quais está aquela encontrada por De Groot et al. (1997) ao evidenciar que indivíduos saudáveis apresentavam deslocamento da caixa torácica nos sentidos cranial e lateral durante a postura sentada, na respiração ao nível do volume corrente.

Outras técnicas confiáveis para essa medida foram sendo desenvolvidas, de tal forma que a mais utilizada entre elas foi a Pletismografia Respiratória por Indutância (PRI), que detecta as mudanças na área de secção transversa dos compartimentos torácico e abdominal (Weese-Mayer et al., 2000; Poole et al., 2000).

Esta técnica provou mensurar o volume corrente em diferentes posicionamentos corporais em adultos (Tabachnik et al., 1981), além de ter sido utilizada para: mensurar a área transversa do abdômen e estimar o volume deslocado pelo diafragma (Watson et al., 1988); avaliar a mobilidade tóraco-abdominal em diferentes posturas (Sackner et al., 1984); elucidar os efeitos dos diferentes padrões de coordenação dos músculos respiratórios (Sartene et al., 1990); estudos durante o sono (Whyte et al., 1991); avaliar os efeitos da postura na mecânica da parede torácica (Barnas et al., 1993); estudos de cirurgias

abdominais (Drummond et al., 1996); avaliar por tempo prolongado o volume corrente em recém nascidos (Brooks et al., 1997) e para demonstrar que a mobilidade abdominal foi maior quando utilizado o inspirômetro de incentivo a volume, comparado com o inspirômetro a fluxo (Parreira et al., 2005).

Devido a sua grande utilização para acessar o volume corrente de forma não invasiva (Wilson, 1998; Wolf e Arnold, 2005), foi desenvolvido por Clarenbach et al. (2005), um Pletismógrafo Respiratório por Indutância portátil, organizado em uma camiseta elástica, que demonstrou ser apto a identificar mudanças no padrão respiratório tanto de indivíduos saudáveis quanto de pacientes com doença cardíaca ou respiratória.

Além das técnicas já descritas, o magnetômetro (Agostoni e Mognoni, 1966; Stradling et al., 1985; Chen et al., 2000), também foi utilizado para avaliar a mobilidade tóraco-abdominal de forma não-invasiva em pacientes internados na unidade de terapia intensiva (Rees et al., 1980) e para avaliação de asmáticos (Ringel, 1983).

Vários estudos também exploram a cirtometria como método de avaliação da mobilidade tóraco-abdominal, sendo que Costa et al. (2003) observaram aumento da mobilidade tóraco-abdominal em obesos no processo de reeducação funcional respiratória, por meio da cirtometria com a fita métrica e Paulin et al. (2003) observaram melhora na mobilidade basal da caixa torácica ao avaliarem o tratamento de indivíduos com DPOC. Apesar da controversa da literatura, por tratar-se de um método com acurácia questionável, Borgui-Silva et al. (2006), buscaram padronizar a medida da cirtometria a partir da comparação dos dados coletados de três diferentes avaliadores.

Embora haja um substancial número de estudos que discorrem sobre a mobilidade tóraco-abdominal e sobre ferramentas que averiguam essa medida, ainda não está clara a contribuição de cada compartimento, torácico e abdominal em algumas circunstâncias, tais como durante a realização de testes de função pulmonar, o que reforça a necessidade de mais estudos averiguando a contribuição da mobilidade tóraco-abdominal que, segundo Sanna et al. (1999), é um pré-requisito para entender a função dos músculos respiratórios e a ação coordenada desses músculos em produzir o deslocamento da parede torácica.

Nesse sentido, os estudos eletromiográficos que abordaram os músculos respiratórios, sobretudo os da inspiração, classificaram o músculo diafragma como o principal músculo da inspiração no ser humano, uma vez que sua contração produz fluxo inspiratório através da depressão do seu tendão central para aumentar o diâmetro vertical do tórax em um primeiro momento (Hodges e Gandevia, 2000; Scanlan et al., 2000), sendo que ao final de sua contração, o músculo diafragma aumenta o diâmetro transversal dos últimos arcos costais (Scanlan et al., 2000).

Apesar desses achados, Hodges e Gandevia (2000) relataram que a ação do músculo diafragma, coordenada com a ação dos músculos intercostais, abdominais e do assoalho pélvico, assistem a mecânica da estabilização da coluna através do aumento da pressão intra-abdominal, mas pode comprometer a mobilidade respiratória do tórax e do abdômen, levando a uma ação oposta da caixa torácica e do abdômen, conhecida como movimento paradoxal.

O músculo diafragma e alguns dos músculos abdominais, por se inserirem nas últimas costelas, têm também função de “inflar” e “desinsuflar” o abdômen (Kenyon et al., 1997). Esses autores evidenciaram que uma ação

coordenada dos músculos da caixa torácica, diafragma e abdominais, durante o exercício, mantêm as pressões dos dois compartimentos iguais e, portanto, as distorções do tórax são minimizadas. Provavelmente tais distorções sejam minimizadas porque, segundo De Palo et al. (2004), quando há aumento da pressão abdominal, o músculo diafragma fica mais tenso desenvolvendo uma diferença na pressão transdiafragmática.

Em relação aos movimentos torácicos e abdominais, Loring et al. (1985) relataram que o deslocamento do músculo diafragma está relacionado somente ao deslocamento da parede ventral do abdômen e praticamente não se relaciona ao deslocamento da caixa torácica. Neste mesmo contexto, Grassino et al. (1978) observaram que o comportamento do músculo diafragma foi muito menos sensível a mudanças no diâmetro da caixa torácica que aos deslocamentos da parede abdominal.

Ainda sobre o músculo diafragma, existem estudos antigos, como o de Wade (1954) que mostrou que com a mudança de postura, a extensão do movimento diafragmático varia pouco nas respirações em volume corrente e nas respirações profundas, mas que esse músculo é diretamente afetado pela redistribuição postural do peso dos órgãos na cavidade abdominal. A pequena variação na ação do músculo diafragma em comparação a diferentes intensidades de movimentos inspiratórios também foi observado por Costa (1990).

A fase inspiratória do ciclo respiratório é conhecida por envolver a coordenação da contração do músculo diafragma, dos músculos intercostais internos paraesternais, dos músculos intercostais externos (Wilson e De Troyer, 2004) e músculos escalenos nos humanos (De Troyer et al., 2005). Contudo, é sabido que a ativação do músculo diafragma ocorre como um componente da

resposta postural ao rápido movimento da parte superior do pulmão nos humanos (Hodges et al., 1997). Segundo De Troyer et al. (2003) e De Troyer (2005) está bem estabelecido que os músculos intercostais internos paraesternais e intercostais externos elevam as costelas e expandem os pulmões quando contraem, durante a inspiração.

Quando o músculo diafragma não apresenta um bom desempenho mecânico, outros músculos, que em condições normais têm uma função predominantemente postural, passam a atuar durante os movimentos inspiratórios e, portanto, são denominados músculos acessórios da inspiração (Costa, 1999).

Muito tem sido considerado sobre a participação desses músculos acessórios da inspiração nos movimentos tóraco-abdominais em diferentes situações, como por exemplo, em uma inspiração forçada onde os músculos acessórios auxiliam os músculos intercostais externos na expansão torácica, aumentando o diâmetro antero-posterior e transversal da caixa torácica (Fishman, 1992).

O músculo esternocleidomastoideo (ECM) tem função postural e também é considerado músculo acessório da inspiração, sendo que Costa et al. (1994) observaram alta atividade desta musculatura em indivíduos em respiração torácica quando respiraram rapidamente e Beau e Missiat (1842/1843), Campbell (1955) e Vitti et al. (1973), observaram atividade moderada da referida musculatura durante a inspiração profunda, mencionando que esse músculo auxilia na elevação do tórax, puxando as clavículas superiormente, juntamente com o esterno.

Apesar da atividade do músculo ECM não ser muito explorada (De Mayo et al., 2005), Cuello (1980) mencionou que este músculo é, provavelmente,

o mais importante músculo acessório da inspiração, chegando a ser progressivamente bem mais ativo à medida que aumenta a demanda ventilatória pulmonar. Costa et al. (1990/1994) encontraram intensa atividade dessa musculatura durante os movimentos de inspiração profunda, sobretudo quando realizados de forma rápida e brusca.

Em repouso, a expiração depende primeiramente da retração elástica dos pulmões e da parede torácica com recrutamento mínimo dos músculos abdominais, mas, durante exercícios físicos intensos, os músculos expiratórios podem ser recrutados para adequado enchimento pulmonar e manutenção do volume pulmonar no final da expiração (Abraham et al., 2002), sendo que Cappello e De Troyer (2004) relatam que os músculos do abdômen são músculos expiratórios importantes em atividades como tossir e falar e que essas ações resultam de um aumento na pressão abdominal e no deslocamento cranial do diafragma quando esses músculos se contraem.

Contudo, pode-se observar que há complexa interação envolvendo posicionamento corporal, tipo de movimento respiratório, movimentação tóraco-abdominal, tipo de respiração apresentada e atividade muscular respiratória.

Considerando que diferentes posicionamentos corporais são empregados para facilitar o tratamento clínico ou o tratamento pós-operatório (Barnas et al., 1993), justifica-se também investigar os efeitos das mudanças posturais na mecânica do tórax e abdômen, para que seus efeitos na mecânica do tórax e do abdômen, especialmente para subsidiar as avaliações, assim como o direcionamento do tratamento físico de pacientes com disfunção respiratória.

3- Objetivos

Este estudo teve como objetivo avaliar a mobilidade tóraco-abdominal conjuntamente com a atividade de músculos respiratórios durante repouso, em diferentes posturas, e durante testes de função pulmonar visando, especificamente:

- Observar o comportamento da mobilidade torácica e abdominal em diferentes posturas corporais durante a respiração tranqüila;
- Verificar a contribuição dos compartimentos torácico e abdominal durante a realização da espirometria e na manovacuometria e
- Observar a atividade eletromiográfica de músculos respiratórios durante manobras de testes funcionais respiratórios.

4- Materiais e Métodos

4.1 Voluntários

Para a realização deste estudo foram avaliados 40 indivíduos saudáveis e sedentários, sendo 20 do gênero masculino e 20 do gênero feminino, sem história de patologias respiratórias, osteoarticulares e cardiovasculares e com idade média de $22,7 \pm 2,5$ anos para as mulheres e de $21 \pm 2,4$ anos para os homens, sendo que as características antropométricas dos voluntários encontram-se na tabela 01 à seguir:

Tabela 1: Características antropométricas da amostra

| Características | Mulheres | Homens |
|--------------------------------|-----------------|-----------------|
| Peso (kg) | $60,1 \pm 10$ | $70,7 \pm 10,9$ |
| Altura (cm) | $166,3 \pm 7,5$ | $176 \pm 5,8$ |
| Índice de massa corpórea (IMC) | $21,62 \pm 2,6$ | $22,73 \pm 2,7$ |

Como critérios de inclusão foram considerados a idade superior a 18 e inferior a 30 anos, IMC entre 18,5 e $24,99 \text{ Kg/m}^2$ (Rezende et al., 2006) e ausência de deformidades torácicas, doenças respiratórias ou cardiovasculares.

Foram excluídos do estudo os voluntários portadores de doença cardiovascular, pulmonar, alterações sistêmicas, identificadas a partir do preenchimento da ficha de identificação (Anexo C), que pudessem limitar a realização segura dos testes propostos pelo protocolo, indivíduos fumantes ou ex-fumantes, com IMC maior ou igual a 25 Kg/m^2 , que praticassem atividade física regularmente e que não tivessem discernimento sobre os procedimentos a serem executados.

Foi realizado um esclarecimento sobre os objetivos e a metodologia do estudo e após isso, todos os voluntários assinaram o termo de consentimento

livre e esclarecido (Anexo A). Esse estudo foi realizado de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da instituição, sob o protocolo nº. 76/05 – CEP-UNIMEP (Anexo B).

4.2 Local da Pesquisa

O estudo foi realizado na Unidade Especial de Fisioterapia Respiratória da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) e a análise dos dados foi realizada no Laboratório de Avaliação Funcional Respiratória do Programa de Pós-Graduação – Mestrado em Fisioterapia, Campus Taquaral/UNIMEP.

4.3 Instrumentação

4.3.1 Medida do deslocamento tóraco-abdominal

Foram desenvolvidas duas faixas que realizam a medida do deslocamento tóraco-abdominal a partir de sensores de deslocamento (SD) do tipo *Linear Variable Differential Transformers* (LVDT), que são sensores não invasivos utilizados comumente na área de agronomia para avaliar mudanças no diâmetro de plantas em decorrência de seu crescimento, hidratação ou até mesmo acometimento por alguma patogênese (Améglia et al., 2001; Daudet et al., 2005).

Como pode ser observado na Figura 1, o sensor de deslocamento (SD) se localiza em uma caixa blindada que, ao lado direito, está conectada a uma faixa de velcro não-deformável de 92 centímetros (cm) de comprimento por 4,5 cm de largura e, ao lado esquerdo, está conectada a duas partes de faixa elástica de 10,5 cm de comprimento por 4,5 cm de largura e a uma parte de velcro de 13,5

cm de comprimento por 4,5 cm de largura. Para a fixação no tórax ou abdômen do voluntário, são conectadas as extremidades esquerda e direita das faixas de velcro. Dentro das duas partes de faixa elástica localizadas ao lado esquerdo da caixa do SD, localiza-se um fio de *Nylon*, não deformável, preso, de um lado, à costura das duas partes das faixas elásticas com a parte de velcro, e, a outro lado, ao SD, dentro da caixa.

Quando há o deslocamento do tórax durante a inspiração, por exemplo, a parte elástica da faixa se estende, levando ao deslocamento do fio de *nylon* e à medida do deslocamento, por meio do SD dentro da caixa.

O SD (Figura 2) se localiza dentro de uma caixa plástica blindada que possui dimensões de 6 x 7,5 x 3,5 cm, com peso de 94,56 gramas por caixa, apresenta escala em cm, possui um ponteiro transparente de acrílico, ligado ao SD através de um conector de metal que gira o ponteiro no sentido horário, para calibração do SD em uma escala de 0,5 cm, e gira o ponteiro em falso, no sentido anti-horário, para regular o ponteiro em zero sem detecção de sinal pelo SD. Além disso, o SD possui um botão off set, posicionado em cima da caixa que contém o sensor, que zera o sinal capturado através do *software* AqDados 7.02[®] para posterior início de gravação do sinal.

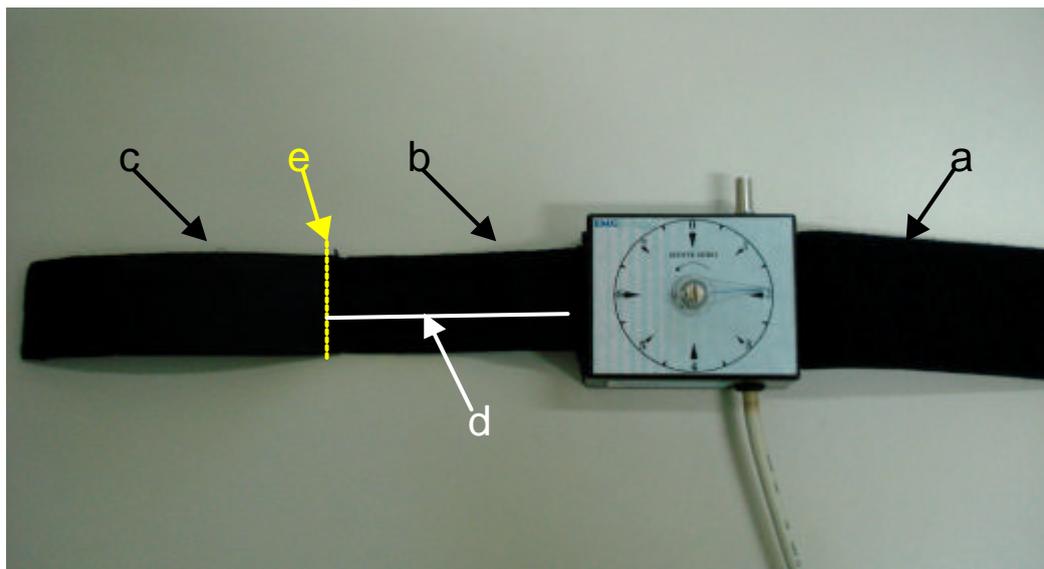


Figura 1: Sistema do sensor de deslocamento, contendo: (a) faixa de velcro não-deformável a direita, (b) duas partes de faixa elástica conectadas a (c) uma parte de velcro a esquerda, sendo (d) o fio de *Nylon* não deformável preso a (e) costura das duas partes das faixas elásticas com a parte de velcro e ao SD, dentro da caixa.

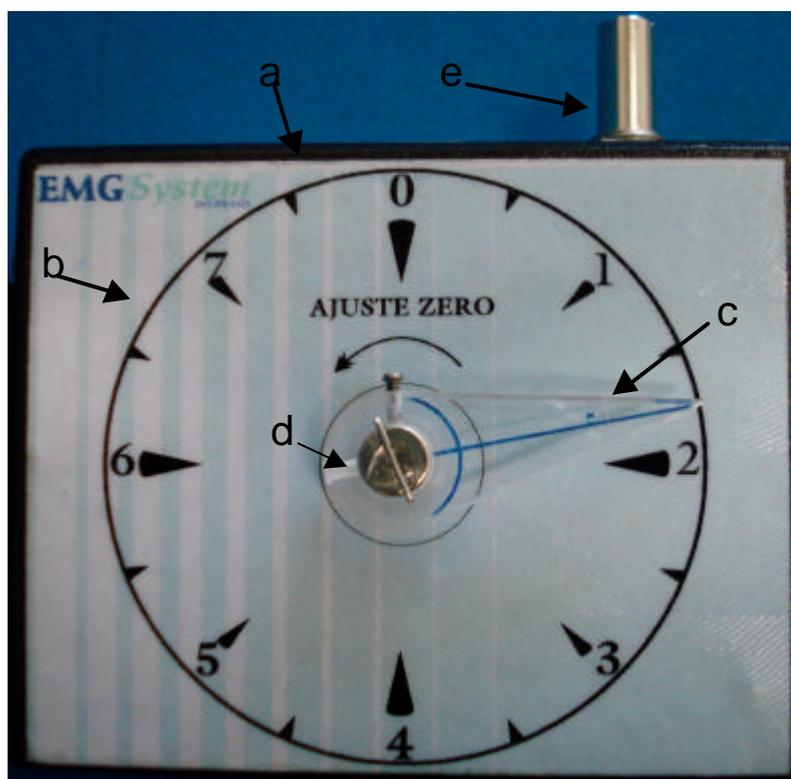


Figura 2: (a) Caixa blindada contendo o sensor de deslocamento, (b) escalonada em centímetros, ligado ao (c) ponteiro para calibração, por um (d) conector de metal contendo também um (e) nivelador de sinais.

Os sensores de deslocamento, que foram desenvolvidos em duplicata para que a coleta dos sinais do tórax e do abdômen acontecesse simultaneamente, foram conectados ao módulo de aquisição de sinais EMG -1000 da EMG system do Brasil[®] por um de seus canais auxiliares.

Calibração dos sensores de deslocamento

Para a calibração dos sensores de deslocamento, por regressão linear, de volt (v) para cm, primeiramente as faixas foram posicionadas no tórax, logo abaixo da prega axilar, e no abdômen, cicatriz umbilical, do voluntário, segundo Borgui-Silva et al. (2006) com leve tração (Figura 3), para que os sensores pudessem registrar tanto os deslocamentos positivos quanto os deslocamentos negativos provenientes do tórax e abdômen. A partir de então, foi zerado o ponteiro da caixa que contém o sensor, girando-o no sentido anti-horário, e solicitado ao para o voluntário inflar, manter a insuflação e desinsuflar o pulmão de forma que deslocasse o tórax em 0,5 cm na primeira insuflação, 1 cm na segunda insuflação, e assim sucessivamente, até o limite do voluntário, com breves pausas, para que o equipamento fosse calibrado a cada uma delas.

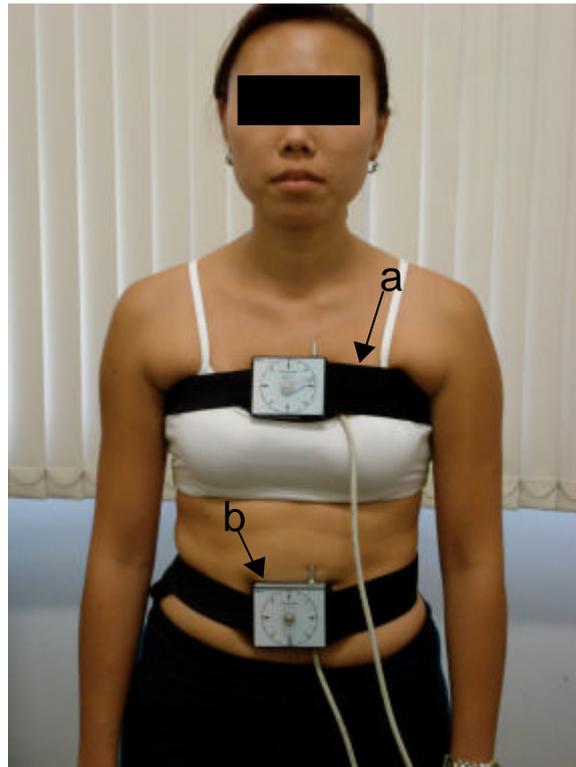


Figura 3: Posicionamento dos sensores de deslocamentos no tórax (a) e no abdome (b) do voluntário.

Para tanto, foi dado o seguinte comando de voz ao voluntário para a calibração da faixa posicionada no tórax: “Encha o peito de ar e, ao meu comando, pare, e só solte o ar quando eu disser, pode soltar o ar”. Para a faixa abdominal foi dado o seguinte comando de voz: “Encha a barriga de ar e, ao meu comando, pare, e só solte o ar quando eu disser, pode soltar o ar”.

Como a calibração foi realizada durante a tração das faixas, quando acontece o deslocamento anterior do tórax e do abdômen podemos visualizar nos gráficos um sinal positivo, e quando há o deslocamento posterior do tórax e do abdômen, podemos visualizar nos gráficos o sinal negativo referente ao deslocamento (Figura 4).

Após a calibração, a coleta dos sinais do deslocamento tóraco-abdominal durante os diferentes momentos, que serão descritos mais a frente, se deu por 15 segundos cada, sendo que foram coletados sempre três vezes o sinal para posterior avaliação da média do deslocamento entre as três.

Análise do sinal do Sensor do Deslocamento

Após o posicionamento, calibração e coleta do sinal de deslocamento tóraco-abdominal através do *software* AqDados 7.02, os dados foram importados para o *software* AqDanalysis 7.02, para a realização da análise dos sinais, que foi feita da seguinte forma;

1. Após aberto o sinal na tela do computador, foi utilizada a ferramenta *zoom* para melhor visualização do deslocamento tóraco-abdominal e utilizada escala própria do *software*, uma vez que a magnitude do deslocamento pode ser diferente para os sinais do tórax e do abdômen;
2. Para averiguar o deslocamento tóraco-abdominal durante a inspiração máxima do voluntário, foram traçadas duas linhas verticais, com auxílio de ferramenta específica do *software* em questão e tomando como referência o sinal torácico, sendo que a primeira linha foi traçada exatamente no ponto de repouso antes do início da manobra, e a segunda linha foi posicionada no ponto final da inspiração, exatamente anterior ao início da expiração, caracterizando assim o deslocamento tóraco-abdominal durante a inspiração (Figura 4);

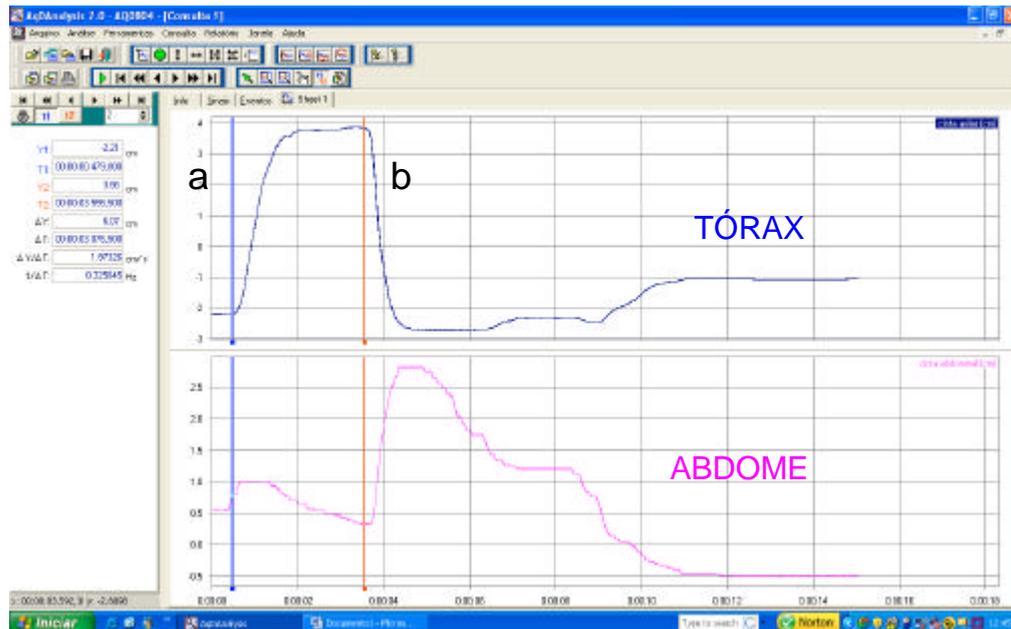


Figura 4: Deslocamento tóraco-abdominal durante a inspiração do voluntário onde (a) é o ponto inicial da medida, representando o repouso, e (b) é o ponto final da medida, representando ponto final da inspiração, tomados com referência também para a medida abdominal. Como a calibração foi realizada durante a tração das faixas, quando acontece o deslocamento anterior tóraco abdominal, podemos visualizar no gráfico um sinal positivo, e quando há deslocamento posterior tóraco-abdominal, o sinal é negativo no gráfico.

3. Para averiguar o deslocamento tóraco-abdominal durante a expiração máxima do voluntário, foram traçadas duas linhas verticais, também com auxílio de ferramenta específica do *software* em questão e tomando como referência o sinal torácico, sendo que a primeira linha foi traçada no ponto final de inspiração, exatamente anterior ao início da expiração, e a segunda linha foi posicionada no ponto final da expiração, anterior ao início de uma nova inspiração, caracterizando assim o deslocamento tóraco-abdominal durante a expiração (Figura 5);

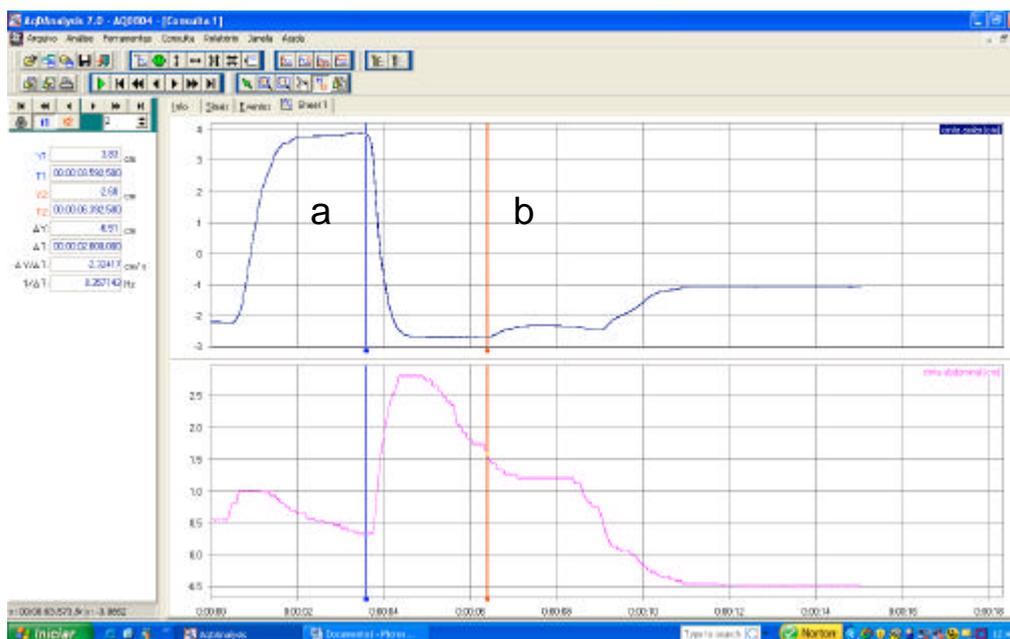


Figura 5: Deslocamento tóraco-abdominal durante a expiração do voluntário, onde (a) é o ponto inicial da medida, representando o ponto final da inspiração, e (b) é o ponto final da medida, representando o ponto final da expiração, tomados como referência também para a medida abdominal.

Estudo preliminar

Para utilização as faixas dos sensores de deslocamento descritas anteriormente, foi realizado um estudo preliminar correlacionando suas medidas com as medidas realizadas pela fita métrica da marca Corrente[®], escalonada em milímetros (mm), que já mostrou ser um método preciso de avaliação da mobilidade tóraco-abdominal em estudo realizado por Borgui-Silva et al. (2006).

Participaram deste estudo preliminar 40 voluntários, sendo na maioria os mesmos voluntários já descritos anteriormente.

Tanto para as faixas dos sensores de deslocamento, quanto para a fita métrica, o posicionamento foi logo abaixo da prega axilar e ao nível da cicatriz umbilical (Beck, et al., 1997, Costa et al., 2003, Britto et al., 2005, Borgui-Silva 2006), sendo que a fita métrica ficou sempre sobre a faixa (Figura 6), tomando o cuidado para que esta passasse por cima do conector de metal do ponteiro, sem

prejudicar a excursão da faixa de sensores de deslocamento e do ponteiro conectado a ela (Figura 7).

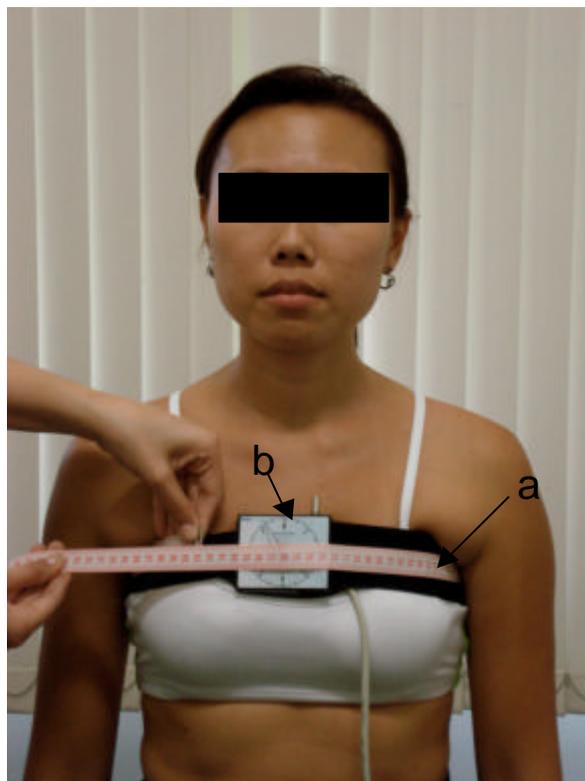


Figura 6: Medida da mobilidade torácica durante a cirtometria, a partir da (a) fita métrica e a partir do (b) sensor de deslocamento.

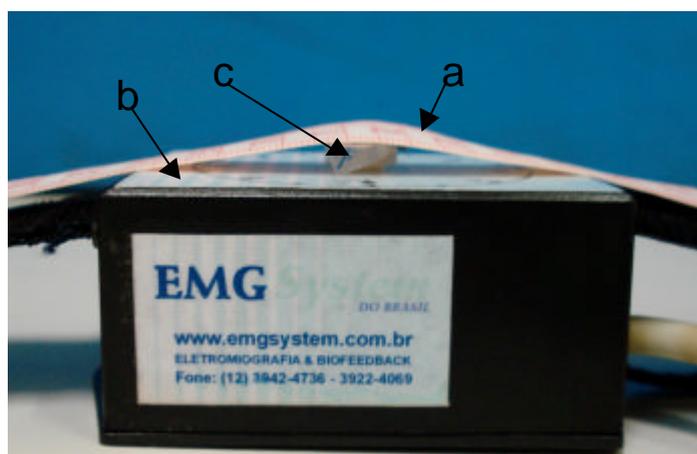


Figura 7: Posicionamento da (a) fita métrica, sobre a caixa que contém o (b) sensor de deslocamento, que permite o deslizamento do (c) ponteiro sem o bloqueio da fita métrica.

Para avaliar a correlação entre os dois métodos foi realizada a manobra de cirtometria, sendo que foi pedida uma inspiração máxima seguida de uma expiração máxima livre ao voluntário, ou seja, sem direcionar o ar para uma cavidade específica (Borgui-Silva et al., 2006).

A manobra de cirtometria foi realizada três vezes consecutivas para cada voluntário, que permaneceu em pé durante a manobra, sendo considerada a média das três medidas obtidas.

Depois de realizada as medidas com as duas metodologias propostas, subtraiu-se a mobilidade durante a expiração da mobilidade durante a inspiração, sendo, a variação de mobilidade torácica e abdominal, o dado analisado estatisticamente.

A análise estatística foi realizada no *Software BioEstat*[®] 4.0, onde primeiramente realizou-se o teste de normalidade de Shapiro-Wilk e, atestada a normalidade dos dados, foi utilizado o teste de correlação de Pearson com nível de significância de $p < 0,05$.

Podemos observar, a partir da Figura 8, que, tanto para as mulheres, ao nível axilar ($r=0,81$) e abdominal ($r=0,89$), quanto para os homens, ao nível axilar ($r=0,83$) e abdominal ($r=0,93$), as correlações foram significativamente altas.

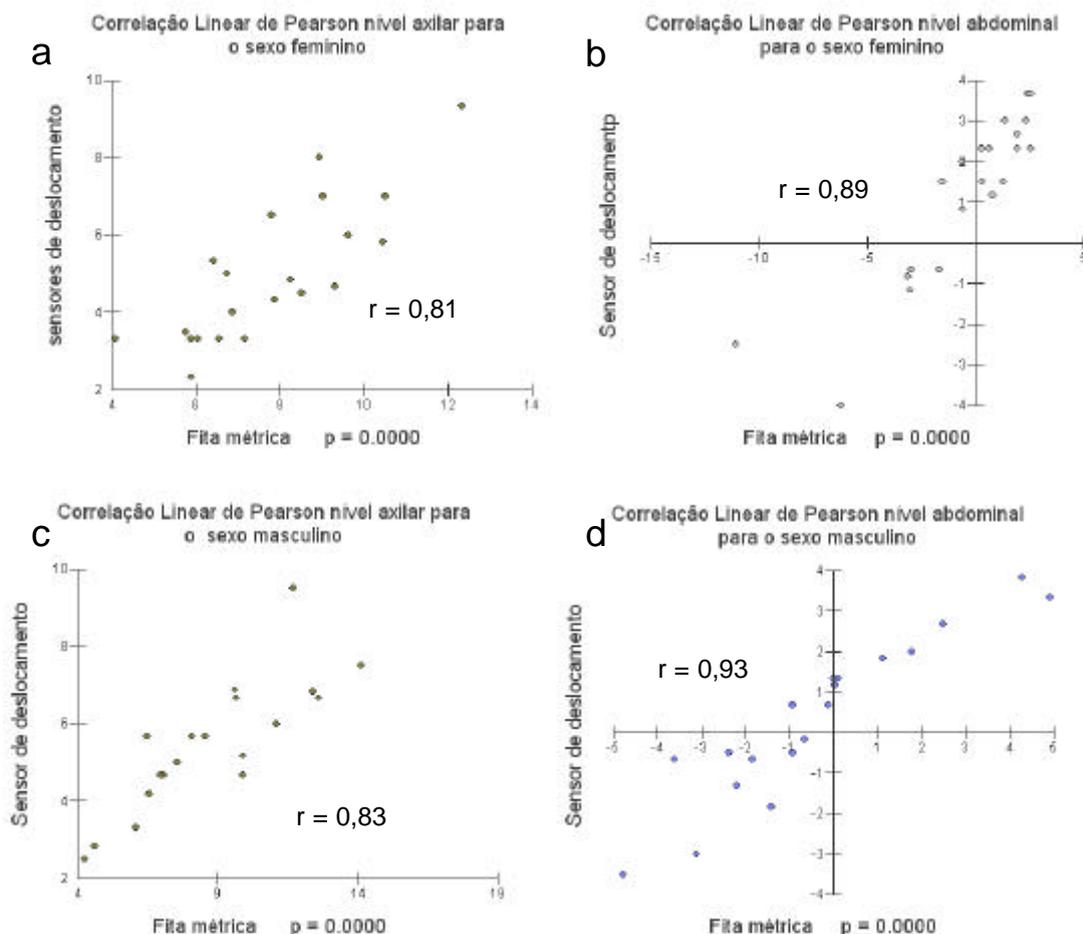


Figura 8: Correlação entre as medidas obtidas a partir do sensor de deslocamento e a partir da fita métrica para as mulheres, no nível torácico (a) e abdominal (b), e para os homens no nível torácico (c) e abdominal (d).

Como conclusão desse estudo preliminar, pode-se observar que houve alta correlação entre as medidas obtidas a partir das faixas dos sensores de deslocamento e as obtidas a partir da fita métrica, nos levando a crer que essa nova metodologia também é precisa para avaliar a mobilidade tóraco-abdominal.

4.3.2 Eletromiógrafo e eletrodos

Utilizou-se um sistema de aquisição de sinais EMG-1000 da EMG System do Brasil[®], que foi conectado a uma bateria com capacidade de 10 AH de 12 volts, com dez canais de entrada, sendo seis entradas para eletrodos ativos e quatro entradas para canais auxiliares, como, por exemplo, para conexão dos sensores de deslocamento (Figura 9).

A digitalização dos sinais foi feita por um conversor Analógico/Digital de 16 bits de resolução (Sadhukhan et al., 1994). A comunicação entre o módulo de aquisição de dados e o microcomputador Pentium IV foi feita por uma interface ETHERNET-10 Mbits/s. Cada condicionador de sinais possui um ganho fixo de valor nominal de 1000 e rejeição de modo comum > 100 db, com freqüência de corte de 20Hz para o filtro passa alta e de 1000Hz para o filtro passa baixa (De Luca, 1997; Clancy et al., 2002; Andrade et al., 2005), realizada através de um filtro analógico do tipo Butterworth (Andrade et al., 2005). A freqüência de amostragem foi de 2000 Hz com faixa de entrada de ± 5 v.

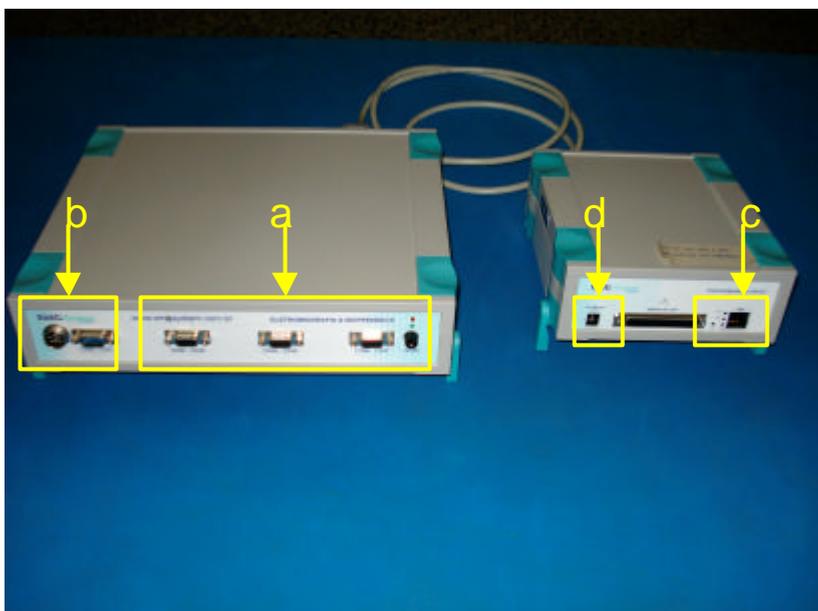


Figura 9: Sistema de aquisição de sinais EMG-1000 da EMG system do Brasil®, onde (a) são os canais de entrada para eletrodos ativos e de referência, (b) são entradas para canais auxiliares, (c) é canal de comunicação ETHERNET-10 Mbits/s com o microcomputador Pentium IV e (d) é a entrada para conexão da bateria.

A aquisição e armazenamento dos arquivos de dados dos sinais foram realizados no *software* Aqdados (LYNX®), versão 7.02 para Windows, com freqüência de amostragem e duração dos ensaios programáveis, com possibilidade de tratamento dos dados após a aquisição dos sinais.

A experimentação foi realizada em uma sala devidamente iluminada com lâmpadas incandescentes e a coleta ocorreu sempre no período da tarde.

Os eletrodos utilizados para a captação do sinal eletromiográfico foram do tipo ativo, simples diferencial de superfície (EMG System do Brasil[®]), sendo um constituído de duas barras de prata pura, de 10 mm de comprimento por 1 mm de largura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre si por 10 mm, encapsulados e aderidos à pele do voluntário por fita dupla face, e outro que possibilitava a conexão a eletrodos adesivos para eletrocardiograma mini (Medi-trace[®] 100 Kendall), posicionados paralelamente e separados entre si por 20 mm, conforme Mathieu e Fortin (2000). Todos visualizados na Figura 10. O eletrodo de referência foi conectado também a um eletrodo adesivo de eletrocardiograma mini (Medi-trace[®] 100 Kendall).

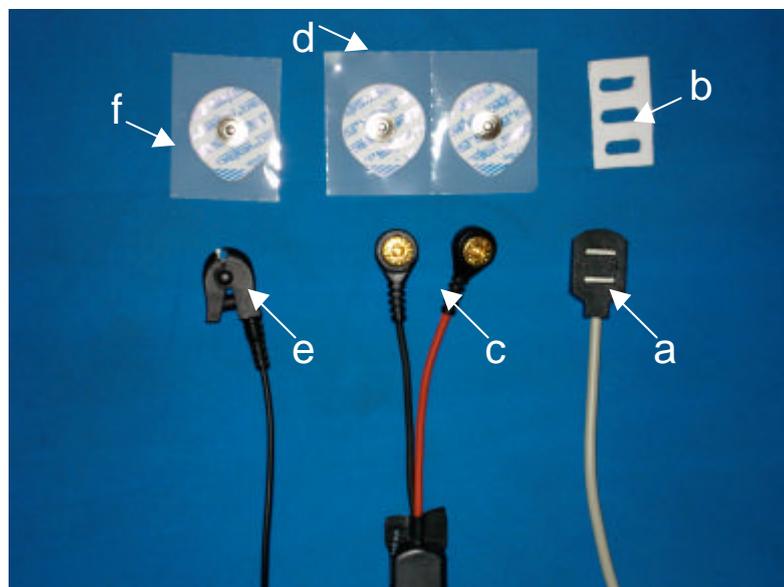


Figura 10: Eletrodos utilizados para a eletromiografia: eletrodo ativo simples (a) e seu adesivo para fixação à pele (b), eletrodo ativo simples (c) e seu eletrodo adesivo Medi-trace[®] (d), e eletrodo de referência (e) e seu eletrodo adesivo Medi-trace[®] (f).

Todos os eletrodos apresentavam um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes e com rejeição de modo comum > 100 dB, impedância de 10^{12} Ω // 5 pF (Clancy et al., 2002), corrente de polarização de entrada de 30×10^{-12} A e a taxa de ruído do sinal de < 5mVpp.

Posicionamento dos eletrodos

Todos os eletrodos foram posicionados transversalmente às fibras musculares nos seguintes músculos:

-Região do músculo diafragma: o eletrodo foi posicionado no sétimo espaço intercostal na linha mamilar (Costa, 1999, Deng et al., 2000, Butler; Mckenzie; Gandevia, 2003) como mostra a Figura 11.

-Músculo intercostal externo: o eletrodo foi posicionado no terceiro espaço intercostal, três centímetros paraesternal (Duivermann, 2004; Butler; Mckenzie; Gandevia, 2003) segundo a Figura 11.

-Músculo esternocleidomastoideo: o eletrodo foi posicionado entre o ângulo da mandíbula e o esterno, no ventre muscular, a quatro centímetros do processo mastóideo (Riedi, 2006), sendo que, para a colocação deste eletrodo (Figura 11), foi realizado o teste de força para este músculo descrito por Kendall (Ratnovsky et al., 2003), para a localização do ventre muscular.

-Músculo reto abdominal: o eletrodo foi posicionado no ventre muscular a sete centímetros da cicatriz umbilical e quatro centímetros da linha média (Maarsingh et al., 2000, Duiverman et al., 2004) conforme a Figura 11.

-Eletrodo de referência: posicionado no osso esterno do voluntário (Maarsingh et al., 2000, Duiverman et al., 2004) conforme a Figura 11.

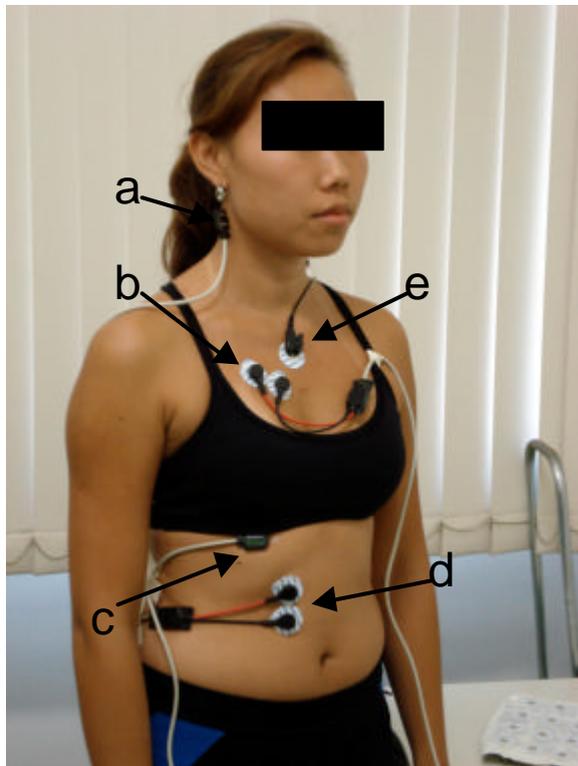


Figura 11: Posicionamento dos eletrodos para: (a) o músculo esternocleidomastoideo, (b) o músculo intercostal externo, (c) a região do músculo diafragma, (d) o músculo reto abdominal e (e) eletrodo de referência no osso esterno.

Análise do Sinal Eletromiográfico:

Inicialmente foi realizada a tricotomia e a limpeza da pele dos voluntários para a colocação dos eletrodos, descrita anteriormente, com a finalidade de diminuir a resistência elétrica da pele (Clancy et al., 2002), lembrando que os sensores foram posicionados no ventre muscular longitudinalmente em relação às fibras musculares e que as barras de eletrodo

ficaram posicionadas no sentido transversal às fibras musculares (Basmajian & De Luca, 1985).

Como Ratnovsky et al. (2003) não verificaram alterações significativas nos sinais eletromiográficos entre os dois lados do tórax, os sinais musculares foram coletados apenas do lado direito (Riedi, 2006).

A calibração dos equipamentos utilizados foi realizada rigorosamente durante toda etapa experimental.

A coleta dos sinais eletromiográficos dos músculos em questão, nos diferentes momentos de coleta, que serão descritos mais a frente, durou 15 segundos para cada sinal, sendo que foram coletados sempre três vezes o mesmo sinal para posterior avaliação da atividade muscular média entre as três coletas.

Após a coleta, o sinal foi importado para o *software* Matlab 6.5[®] (Figura 12) onde foi processado em rotinas específicas, iniciando-se pela filtragem da frequência cardíaca do registro do sinal eletromiográfico, a partir de um filtro passa alta do tipo Chebyshev com frequência de corte de 50 Hz de ordem nove (Riedi, 2006) e em seguida foi realizada a análise no domínio do tempo, *Root Means Square* (RMS), dos sinais provenientes dos músculos.

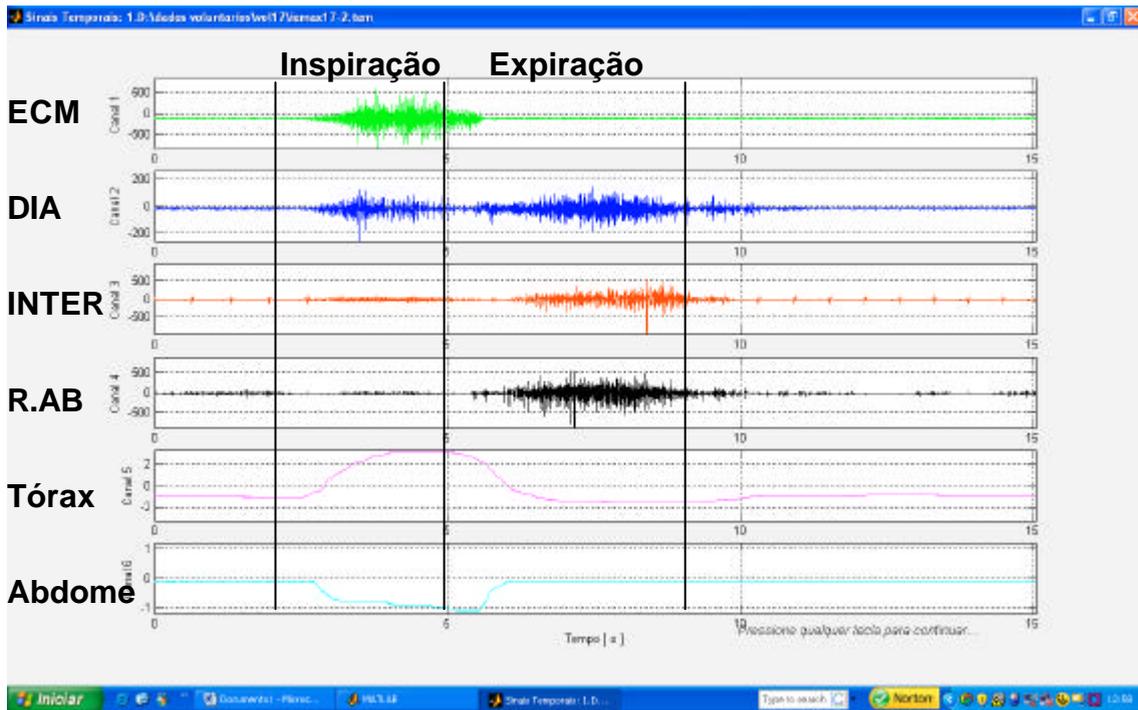


Figura 12: Sinal eletromiográfico importado para o *software* Matlab 6.5 dos músculos esternocleidomastoideo (ECM), diafragma (DIA), intercostal (INTER) e reto abdominal (R.AB), conjuntamente com os sinais de mobilidade do tórax e do abdômen, na fase inspiratória e na fase expiratória, tendo como referência os sinais de mobilidade.

Para delimitar o tempo de coleta para análise, tomou-se como base o tempo inspiratório e expiratório realizado para cada coleta, observados pela análise do sensor de deslocamento descrito anteriormente (Figura 12).

Para a realização da normalização do sinal eletromiográfico avaliou-se o valor de RMS do sinal bruto. Foram analisados os sinais normalizados pela média e pelo pico, sendo observado o coeficiente de variação das três análises, sendo escolhida a de menor coeficiente, no caso foi o dado normalizado pelo pico.

4.3.3 Medida da força muscular respiratória

A força muscular respiratória foi obtida utilizando-se um manovacuômetro escalonado em cmH_2O da marca GER-AR[®] (Figura 13) e, a ele,

foi conectado uma válvula de escape de ar para que diminuísse a pressão dentro da cavidade oral.

O voluntário permaneceu na posição ortostática, durante o teste, fazendo uso do clipe nasal, sendo que o avaliador segurava o equipamento enquanto o voluntário realizava as manobras de Pressão Inspiratória máxima (PI_{max}) e Pressão Expiratória máxima (PE_{max}), segundo Black e Hyatt (1971), sendo que o voluntário também foi orientado a colocar o bucal entre os lábios e fechar bem a boca para evitar o escape de ar.

Cada manobra foi repetida três vezes ou até que se conseguissem três valores aproximados, com no máximo 10% de diferença entre eles (Neder et al., 1999), sendo que a média dos três valores foi computada para análise dos dados e foi dado um intervalo para descanso de um minuto entre as coletas.

A avaliação da força muscular respiratória foi realizada simultaneamente à captação dos sinais de deslocamento tóraco-abdominal e também à captação dos sinais eletromiográficos de músculos respiratórios e o treinamento para a realização das manobras foi realizado durante o preenchimento da ficha de identificação do voluntário, como consta no Anexo C.

4.3.4 Medida dos volumes, capacidades e fluxos pulmonares

A medida dos volumes, capacidades e fluxos pulmonares foi realizada a partir de um espirômetro computadorizado, ultrasônico, da marca Easy One® (Figura 13) e, para tanto, foram realizadas três manobras clássicas da espirometria, a manobra Capacidade Vital Forçada (CVF), Capacidade Vital Lenta (CVL) e a Ventilação Voluntária Máxima (VVM), atendendo às normas da American Toracic Society – ATS (2002) sendo que as manobras foram repetidas

no mínimo três vezes e o melhor valor foi selecionado automaticamente pelo equipamento e, para os dados relativos à mobilidade tóraco-abdominal e atividade eletromiográfica, que foram avaliados concomitantemente à espirometria, as três melhores manobras foram selecionadas e realizada a média entre elas, sendo que foi dado o intervalo de um minuto entre as coletas para descanso do voluntário.

Vale observar que os valores referentes à manobra Capacidade Vital Forçada (CVF) não foram captados durante todo o ciclo respiratório (inspiração e expiração), se restringindo à expiração e então, para posterior comparação entre as manobras, foram computados somente os dados referentes às manobras CVL e VVM, que foram coletadas durante todo o ciclo respiratório.

A medida dos volumes, capacidades e fluxos pulmonares foi realizada simultaneamente à captação dos sinais de deslocamento tóraco-abdominal e também à captação dos sinais eletromiográficos de músculos respiratórios e o treinamento para a realização das manobras foi realizado durante o preenchimento da ficha de identificação do voluntário, como consta no Anexo C.

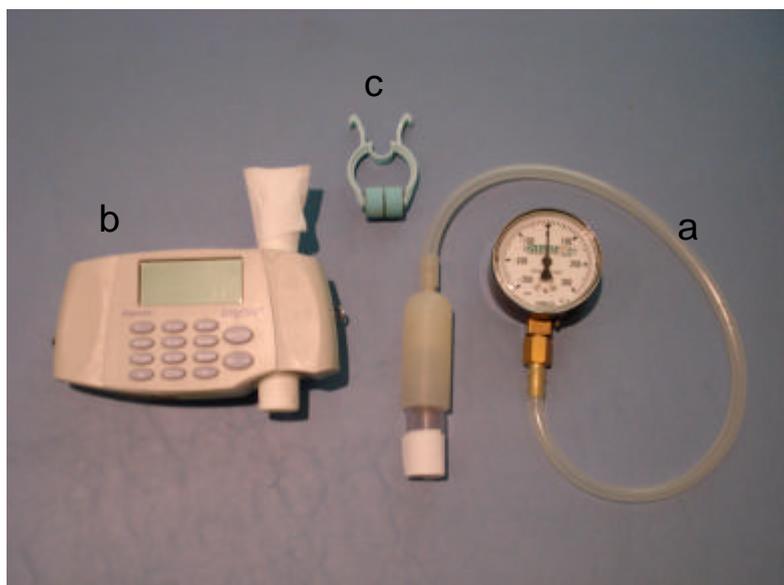


Figura 13: (a) Manovacuômetro GER-AR[®] e respectivo circuito, (b) Espirômetro Easy One[®] e (c) clipe nasal.

4.4 Procedimento Experimental

Inicialmente, foi preenchida uma ficha de identificação para cada voluntário (Anexo C), sendo que a coleta foi realizada em seguida e sempre no período da tarde.

Após a colocação dos eletrodos do eletromiógrafo, tomando todos os cuidados necessários descritos anteriormente, as faixas foram posicionadas e calibradas de acordo com a descrição anteriormente feita, o voluntário realizou os seguintes momentos de coleta:

- **Volume corrente em pé (em pé):** os voluntários permaneceram em pé, olhando para um ponto fixo na parede, à sua frente, e com os braços ao longo do corpo. Foram instruídos a respirar tranquilamente durante todo o teste. Nesta posição realizaram três coletas sucessivas de quinze segundos cada e a média das três medidas do deslocamento foi considerada (Figura 14);

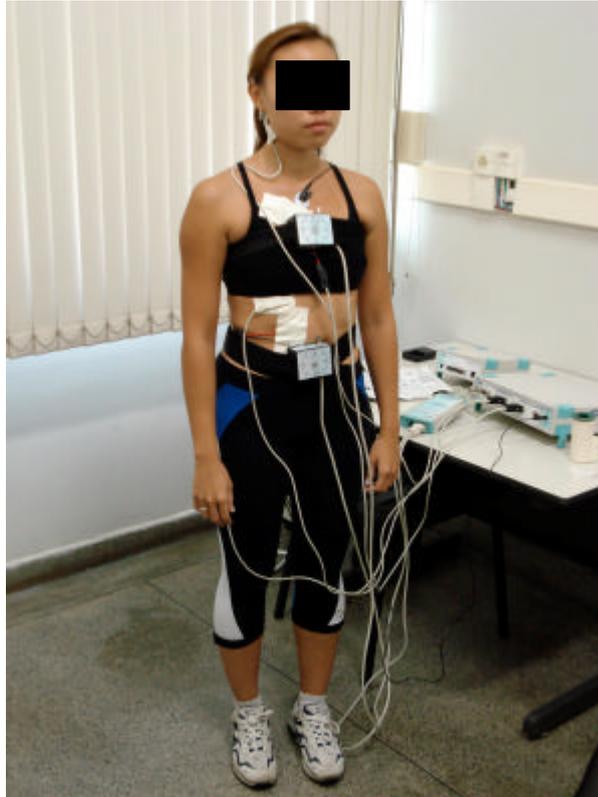


Figura 14: Coleta em pé durante o repouso

- **Volume corrente sentado (sent):** os voluntários permaneceram sentados confortavelmente em uma cadeira, com a coluna vertebral apoiada no encosto, olhando para um ponto fixo na parede à sua frente e com os braços repousados sobre os membros inferiores. Foram instruídos a respirar tranquilamente durante todo o teste. Nesta posição realizaram três coletas sucessivas de quinze segundos cada e a média das três medidas foi considerada (Figura 15);



Figura 15: Coleta na posição sentada durante o repouso

- **Volume corrente em decúbito dorsal (dd):** os voluntários permaneceram em decúbito dorsal sobre uma maca, com os membros inferiores estendidos e os membros superiores ao lado do corpo e mantiveram a cabeça fixa, olhando para um ponto fixo no teto. Foram instruídos a respirar tranquilamente por todo o teste. Nesta posição realizaram três coletas sucessivas de quinze segundos cada e a média das três medidas foi considerada (Figura 16);



Figura 16: Coleta na posição decúbito dorsal durante o repouso

- **Volume corrente em decúbito lateral esquerdo (dle):** os voluntários permaneceram em decúbito lateral esquerdo sobre uma maca, com o quadril e os joelhos semiflexionados e apoiados em um travesseiro, o braço esquerdo fletido sob a cabeça e o direito repousando sobre o corpo, olhando para um ponto fixo na parede à sua frente. Foram instruídos a respirar tranquilamente durante todo o teste. Nesta posição realizaram três coletas sucessivas de quinze segundos cada e a média das três medidas foi considerada (Figura 17);



Figura 17: Coleta na posição decúbito lateral esquerdo durante o repouso.

- **Volume corrente em decúbito lateral direito (dlr):** os voluntários permaneceram em decúbito lateral direito sobre uma maca, com o quadril e os joelhos semiflexionados e apoiados em um travesseiro, o braço direito fletido sob a cabeça e o esquerdo repousando sobre o corpo, olhando para um ponto fixo na parede à sua frente. Foram instruídos a respirar tranquilamente por todo o teste. Nesta posição realizaram três coletas sucessivas de quinze segundos cada e a média das três medidas foi considerada (Figura 18);



Figura 18: Coleta na posição decúbito lateral direito durante o repouso.

- **Pressão Inspiratória máxima (P_Imax):** foi realizada com o manovacuômetro descrito anteriormente, estando o indivíduo em pé, fazendo uso de um clipe nasal. A manobra de P_Imax foi realizada partindo de uma expiração máxima, seguida de uma inspiração máxima e forçada com sustentação de 2 a 3 segundos (Black e Hyatt, 1971), com o avaliador segurando o bocal durante a realização da manobra (Figura 19).
- **Pressão Expiratória máxima (P_Emax):** foi realizada com o manovacuômetro descrito anteriormente, estando o indivíduo em pé, fazendo uso de um clipe nasal. A manobra de P_Emax foi realizada partindo de uma inspiração máxima, seguida de uma expiração máxima e forçada com sustentação de 2 a 3 segundos (Black e Hyatt, 1971), com o avaliador segurando o bocal durante a realização da manobra (Figura 19).



Figura 19: Coleta durante as manobras de pressão inspiratória máxima e pressão expiratória máxima.

- **Capacidade Vital Lenta (CVL):** os voluntários permaneceram na posição ortostática, com o olhar em um ponto fixo na parede a sua frente, com os braços ao longo do corpo. Um dos examinadores segurou o espirômetro Easy One®, já descrito previamente, enquanto a manobra foi realizada. O voluntário foi instruído a respirar tranquilamente, por alguns ciclos respiratórios com o equipamento já posicionado na cavidade oral, entre os lábios do voluntário, e a partir daí, após o alarme do equipamento, foi instruído a realizar uma inspiração máxima sustentada, seguida de uma expiração máxima e profunda até o nível do volume residual (Figura 20).
- **Ventilação Voluntária Máxima (VVM):** os voluntários permaneceram na posição ortostática, com o olhar em um ponto fixo na parede a sua frente, com os braços ao longo do corpo. Um dos examinadores segurou o espirômetro Easy One®, já descrito previamente, enquanto a manobra foi realizada. O voluntário foi

instruído a respirar tranquilamente, por alguns ciclos respiratórios com o equipamento já posicionado na cavidade oral, entre os lábios do voluntário, e a partir daí, após o alarme do equipamento, foi instruído a realizar inspirações e expirações rápidas e profundas no limite do voluntário, sendo que a manobra durou de 10 a 12 segundos (Figura 20).



Figura 20: Coleta durante a espirometria

- **Inspiração Máxima (IMAX) e Expiração Máxima (EMAX):** os voluntários permaneceram na posição ortostática, com o olhar em um ponto fixo na parede a sua frente, com os braços ao longo do corpo. O voluntário foi instruído a inspirar o máximo de ar possível (IMAX) e em seguida expirar o máximo de ar possível (EMAX).

As coletas foram realizadas por 15 segundos pelo fato de o *software* utilizado, para análise dos deslocamentos, permitir no máximo esse tempo de coleta sem haver danos ao sinal.

4.5 Análise Estatística

Após a coleta dos dados do eletromiógrafo e dos sensores de deslocamento, durante os momentos descritos anteriormente foram analisados através dos *softwares* Matlab 6.5[®] e AqDanalysis[®], respectivamente, e aplicados a planilhas específicas para, então, ser realizada a análise estatística, que constou, primeiramente, do Power test, a partir dos dados referentes ao estudo preliminar, utilizando o *software* Ghraphpad Statemate[®], e observou-se que para uma potência de 80%, era necessário uma amostra de 16 voluntários. Após isso, realizou-se análise exploratória dos dados pelo *software* BioEstat[®] 4.0, que também foi utilizado para aplicar o teste de normalidade de Shapiro-Wilk para todas as variáveis estatísticas consideradas, sendo que, após esse teste foi realizada a análise a seguir:

- Para a análise da mobilidade torácica e abdominal durante as diferentes posturas, no volume corrente, foi utilizado o teste de Friedman, seguido de seu post-hoc de Soma dos postos.
- Para a análise da contribuição dos compartimentos torácico e abdominal na espirometria, foi utilizado o teste t de Student.
- Para a análise da contribuição dos compartimentos torácico e abdominal na força muscular respiratória, foi utilizado o teste de Wilcoxon para os homens e, o teste t de Student para as mulheres.

- Para a análise do comportamento dos músculos respiratórios durante o teste de força muscular e durante a cirtometria foi utilizado o teste de Friedman, seguido de seu post-hoc de Soma dos postos.

Para todas as análises foi considerada significância de $p < 0,05$.

5- Resultados

Para melhor visualização e compreensão dos dados, os resultados foram subdivididos nos seguintes itens: Efeito das diferentes posições corporais (em pé, sentado, decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e decúbito lateral direito) na mobilidade torácica e abdominal durante o repouso; contribuição dos compartimentos torácico e abdominal em testes de função pulmonar e participação de músculos respiratórios nas amplitudes torácica e abdominal durante a cirtometria e o teste de força muscular respiratória.

5.1 Efeito das diferentes posições corporais (em pé, sentado, decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e decúbito lateral direito) na mobilidade torácica e abdominal, durante o repouso.

Para essa análise foi utilizado o teste de Friedman seguido de seu post-hoc de soma dos postos, e a Figura 21 representa o comportamento da mobilidade torácica para o sexo feminino e masculino, durante a inspiração e expiração em repouso, em diferentes posturas.

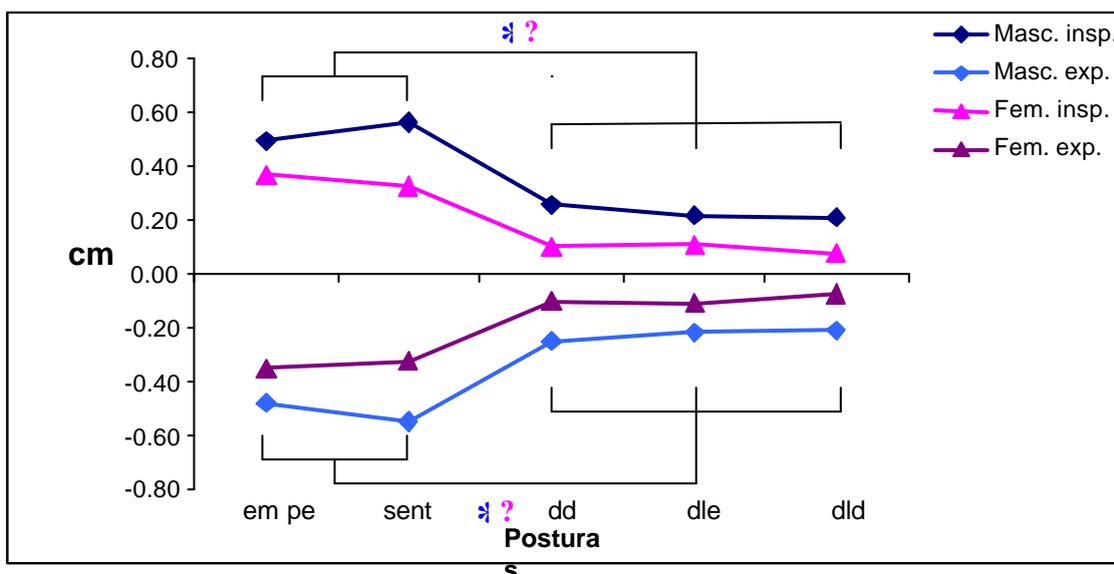


Figura 21: Valores médios de mobilidade torácica (cm) durante o repouso, para os homens e mulheres, nas posturas em pé, sentado (sent), decúbito dorsal (dd), decúbito lateral esquerdo (dle) e decúbito lateral direito (dld), durante a inspiração e expiração, sendo * = $p < 0,05$, para os homens ($n=20$) e ? = $p < 0,05$ para as mulheres ($n=20$).

Com base nos dados da figura 21 pode-se observar que, para ambos os gêneros, tanto na inspiração quanto na expiração, a mobilidade torácica durante as posições em pé e sentada foi significativamente maior que nas posições decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e decúbito lateral direito.

A Figura 22 demonstra a mobilidade abdominal para ambos os sexos durante a inspiração e expiração em repouso, em diferentes posturas.

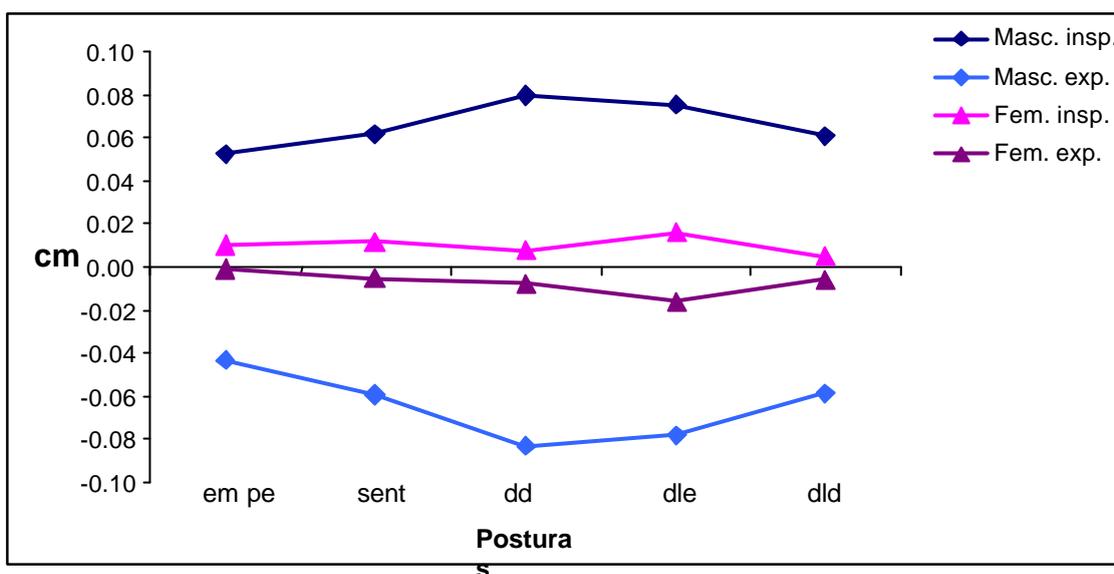


Figura 22: Valores médios de mobilidade abdominal (cm) durante o repouso, para os homens e mulheres, nas posturas em pé, sentado (sent), decúbito dorsal (dd), decúbito lateral esquerdo (dle) e decúbito lateral direito (dld), durante a inspiração e expiração.

Observou-se, com base na figura 22, que, tanto na inspiração, quanto na expiração, para ambos os gêneros, não houve diferença estatisticamente significativa entre as diferentes posições (em pé, sentada, decúbito dorsal, decúbito lateral direito e decúbito lateral esquerdo), durante o repouso.

5.2 Contribuição dos compartimentos torácico e abdominal em testes de função pulmonar

Para avaliar a contribuição compartimental durante testes de função pulmonar, foi utilizado o teste de Student sendo que, a Figura 23 representa a contribuição torácica e abdominal para a realização das manobras Capacidade Vital Lenta (CVL) e Ventilação Voluntária Máxima (VVM) nos homens.

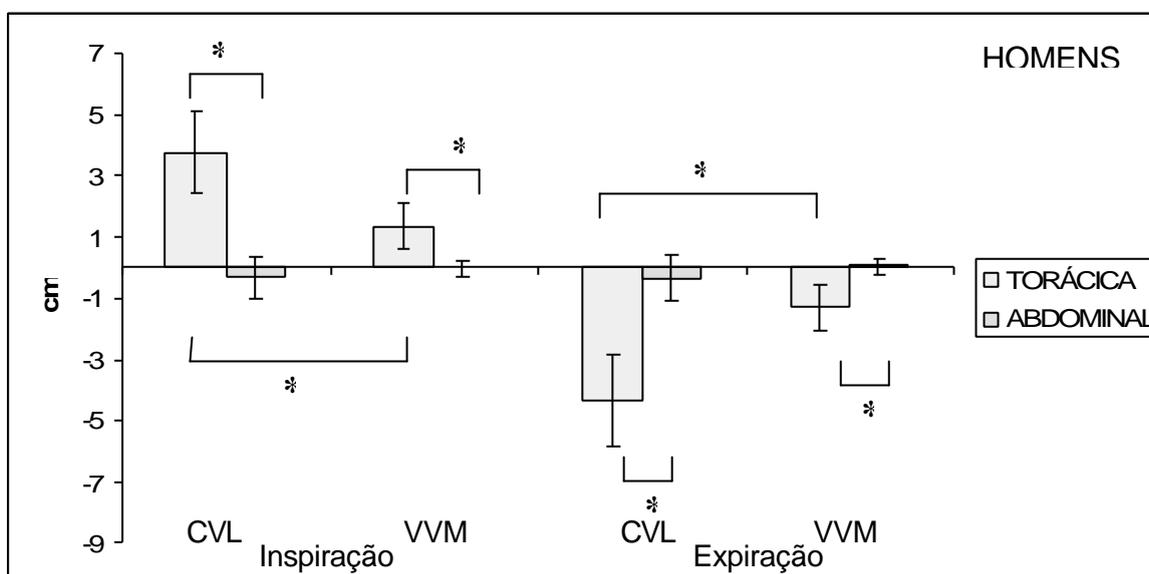


Figura 23: Valores médios de mobilidade tóraco-abdominal para a realização das manobras de Capacidade Vital Lenta (CVL) e de Ventilação Voluntária Máxima (VVM), durante a inspiração e expiração nos homens, sendo *= $p < 0,05$ e $n = 20$.

Com base na figura 23 pode-se constatar que a contribuição torácica para a realização das manobras CVL e VVM, foi significativamente maior que a abdominal, tanto durante a inspiração quanto durante a expiração. Pode-se notar ainda que, tanto na inspiração quanto na expiração, a manobra de CVL exigiu maior mobilidade torácica que a manobra de VVM, além de que, durante a inspiração observou-se inversão no padrão de movimentação tóraco-abdominal.

Os resultados referentes a contribuição compartimental durante as manobras de CVL e VVM para as mulheres estão representados na Figura 24.

MULHERES

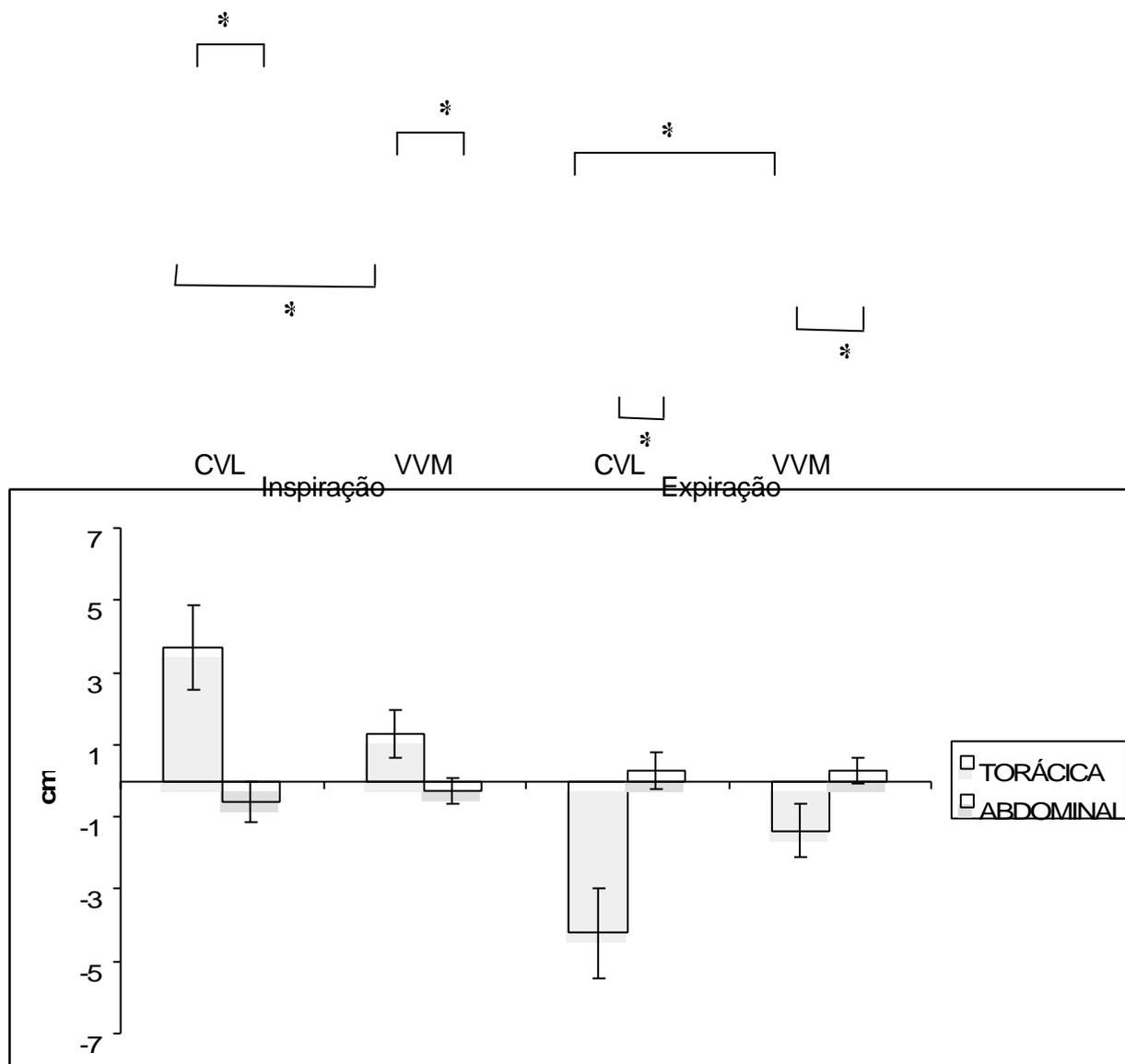


Figura 24: Valores médios de mobilidade tóraco-abdominal para a realização das manobras de Capacidade Vital Lenta (CVL) e de Ventilação Voluntária Máxima (VVM), durante a inspiração e expiração nas mulheres, sendo $*$ = $p < 0,05$ e $n = 20$.

Os dados da Figura 24 demonstram que, tanto na inspiração quanto na expiração, houve maior contribuição da caixa torácica para a realização das manobras CVL e VVM, do que do abdômen, e maior deslocamento torácico NA manobra de CVL que na de VVM, enquanto que para a mobilidade abdominal não foi constatada diferença entre as manobras. A figura ainda mostra a inversão no

padrão de movimentação tóraco-abdominal para a realização das manobras em questão.

Para a análise da contribuição compartimental durante os testes de força muscular respiratória nos homens, foi utilizado o teste de Wilcoxon e os resultados estão representados na Figura 25.

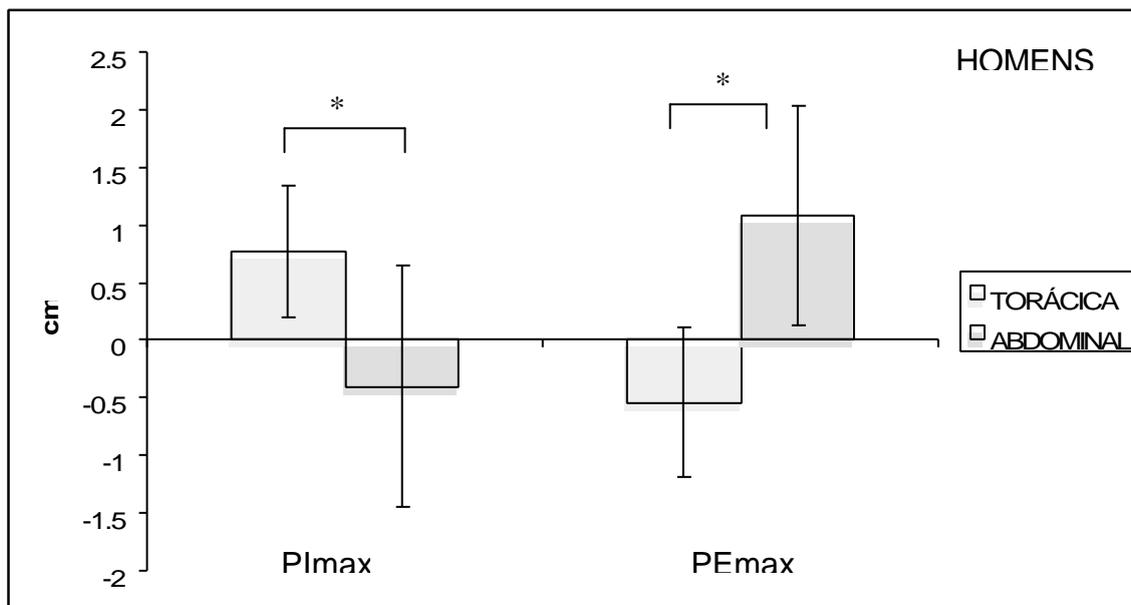


Figura 25: Valores médios da mobilidade torácica e abdominal para a realização das manobras de Pressão Inspiratória máxima (PImax) e Pressão Expiratória máxima (PEmax), nos homens, sendo *= $p < 0,05$ e $n = 20$.

Com base nos dados da Figura 25, para a realização da manobra de Pressão Inspiratória máxima (PImax), a contribuição torácica foi maior que a contribuição abdominal, enquanto que, para a realização da manobra de Pressão Expiratória máxima (PEmax) a contribuição abdominal para a realização da manobra foi maior que a torácica, além de que, para as duas manobras, o tórax e o abdômen apresentaram um padrão invertido de movimentação, ou seja, quando a mobilidade torácica foi positiva, a mobilidade abdominal foi negativa, e vice-versa.

Para a realização dos testes de função muscular respiratória nas mulheres, foi utilizado o teste t de Student e os resultados podem ser observados na figura 26.

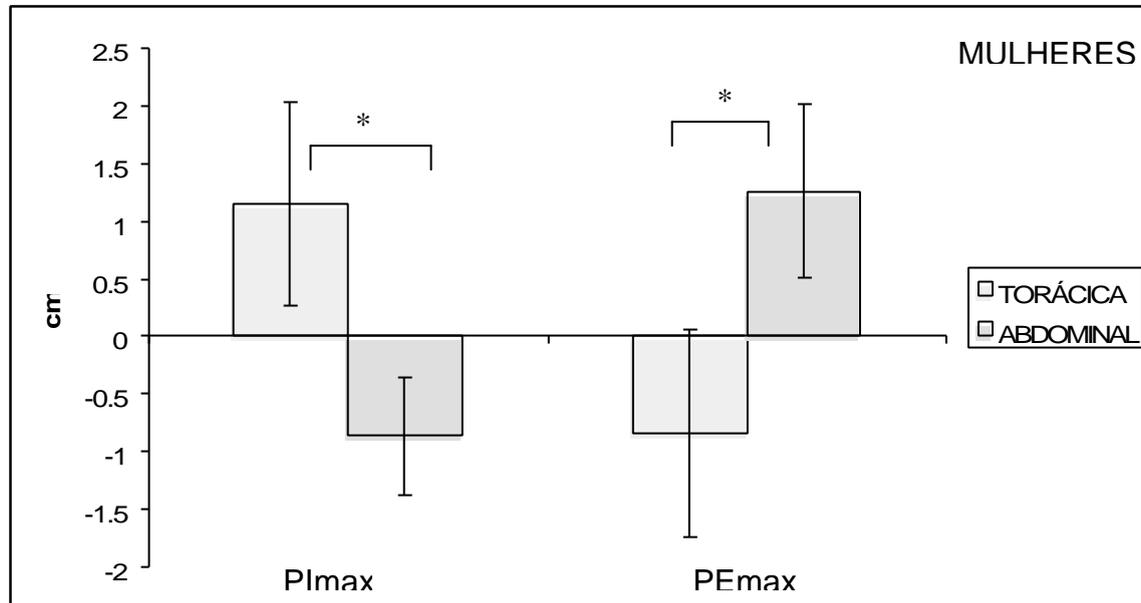


Figura 26: Valores médios da mobilidade torácica e abdominal para a realização das manobras de Pressão Inspiratória máxima (PImax) e Pressão Expiratória máxima (PEmax), nas mulheres, sendo *= $p < 0,05$ e $n=20$.

Baseando-se nos dados da figura 26 notou-se que, para a realização da manobra de PImax, para as mulheres, houve maior contribuição do compartimento torácico que do abdominal, enquanto que para a manobra de PEmax, houve maior contribuição do compartimento abdominal que do torácico, observando também um comportamento invertido da mobilidade tóraco-abdominal.

5.3 Participação de músculos respiratórios (Esternocleidomastoideo, Diafragma, Intercostal externo, Reto

Abdominal) nas amplitudes torácica e abdominal, durante a cirtometria e os testes de força muscular respiratória.

Para a análise da participação dos músculos respiratórios durante a realização dos testes de força muscular respiratória, foi utilizado o teste de Friedman seguido do post-hoc de Soma dos Postos e os resultados podem ser visualizados na Figura 27.

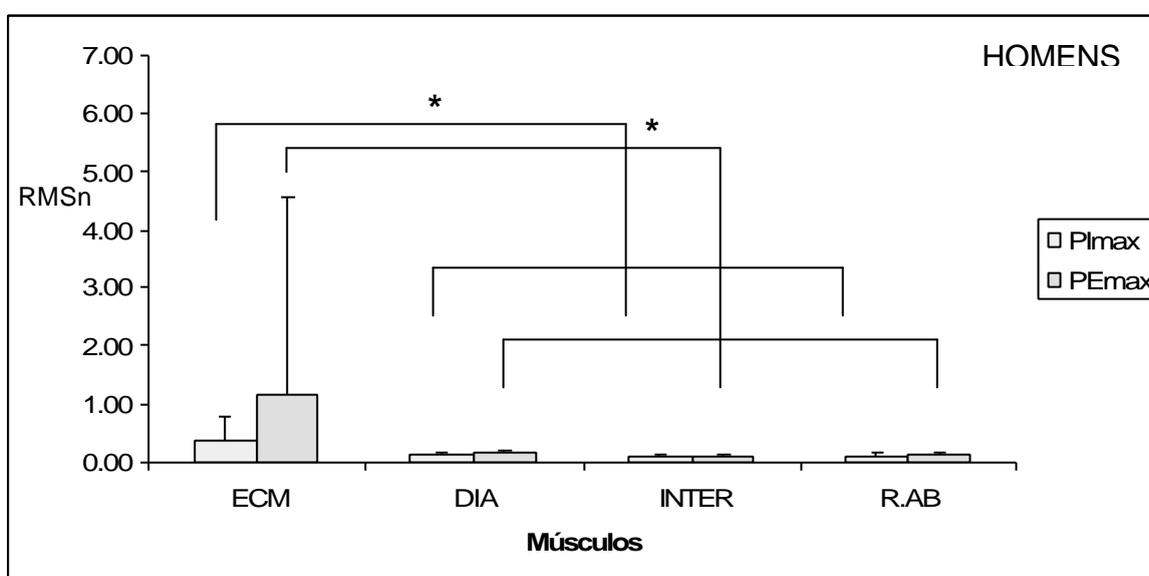


Figura 28: Valores médios, de RMS normalizado (RMSn) pelo pico, referentes aos músculos esternocleidomastoideo (ECM), diafragma (DIA), intercostal (INTER) e reto abdominal (R.AB), para os homens, durante a realização das manobras de Pressão Inspiratória máxima (PImáx) e Pressão Expiratória máxima (PEmáx), sendo * = $p < 0,05$ e $n = 20$.

A partir dos dados da figura 27, pode-se observar que, para os homens, ao serem realizadas as manobras de Pressão Inspiratória máxima (PImáx) e Pressão Expiratória máxima (PEmáx), a atividade elétrica do músculo esternocleidomastoideo (ECM) foi de maior amplitude que a atividade elétrica dos músculos diafragma (DIA), intercostal externo (INTER) e reto abdominal (RAB).

A figura 28 representa os valores médios de RMS normalizado (RMSn) dos músculos avaliados para a realização dos testes de força muscular respiratória nas mulheres.

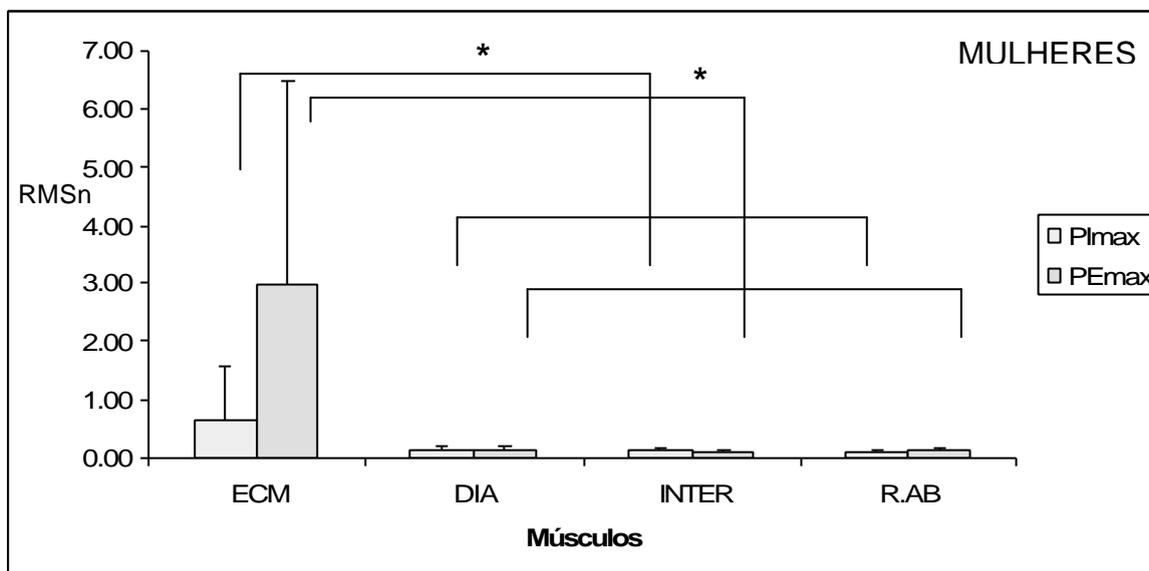


Figura 28: Valores médios, de RMS normalizado (RMSn) pelo pico, referentes aos músculos esternocleidomastoideo (ECM), diafragma (DIA), intercostal (INTER) e reto abdominal (R.AB), para as mulheres, durante a realização das manobras de Pressão Inspiratória máxima (PImáx) e Pressão Expiratória máxima (PEmáx), sendo * = $p < 0,05$ e $n = 20$.

Segundo os dados da figura 28, foi observado que, a atividade do músculo esternocleidomastoideo (ECM), tanto na manobra de PImáx quanto para na manobra de PEmáx, foi significativamente maior que a atividade dos músculos diafragma (DIA), intercostal externo (INTER) e reto abdominal (RAB), nas mulheres.

Para a análise da participação dos músculos respiratórios durante a realização da manobra de cirtometria, Inspiração máxima (IMAX) e Expiração máxima (EMAX), também foi utilizado o teste de Friedman seguido do post-hoc de Soma dos Postos.

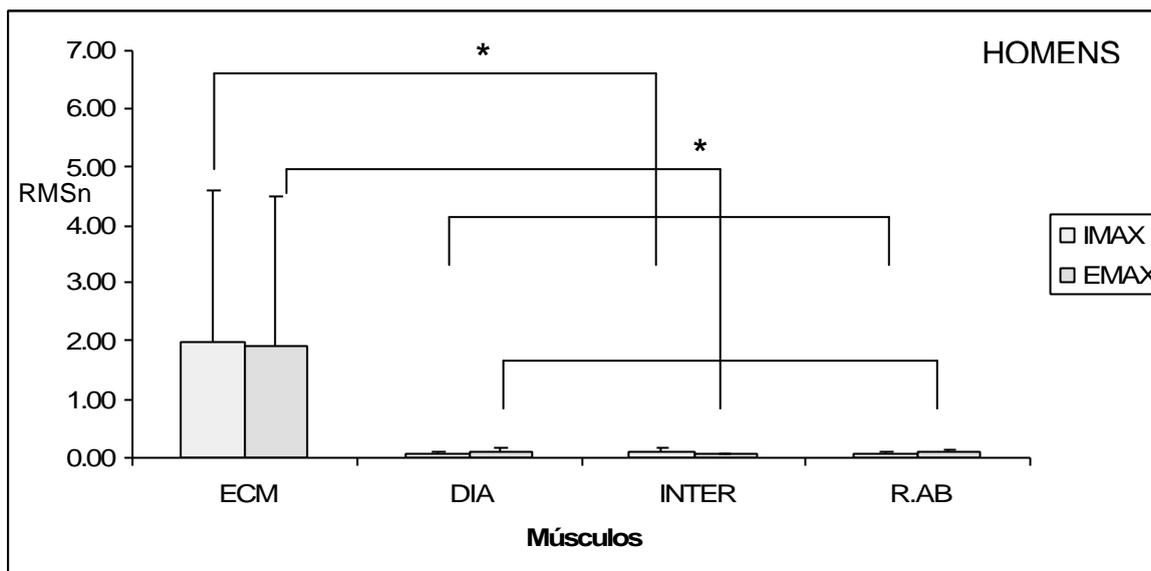


Figura 29: Valores médios, de RMS normalizado (RMSn) pelo pico, referentes aos músculos esternocleidomastoideo (ECM), diafragma (DIA), intercostal (INTER) e reto abdominal (R.AB), para os homens, durante a realização das manobras de inspiração máxima (IMÁX) e expiração máxima (EMÁX), sendo * = $p < 0,05$ e $n = 20$.

Pode-se observar, através dos dados da Figura 29, que, para os homens, tanto durante a realização da inspiração máxima (IMÁX), quanto durante a realização da expiração máxima (EMÁX), a atividade elétrica do músculo esternocleidomastoideo (ECM) foi maior que a atividade elétrica dos músculos diafragma (DIA), intercostal externo (INTER) e reto abdominal (RAB).

A figura 30 demonstra a atividade elétrica dos músculos avaliados durante as manobras de IMÁX e EMÁX.

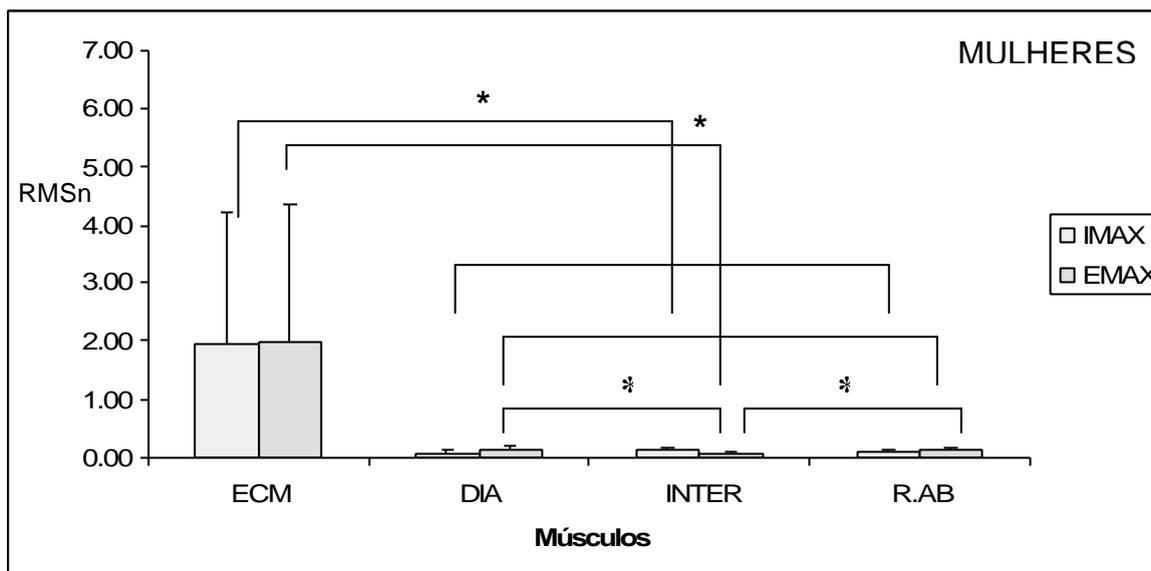


Figura 30: Valores médios, de RMS normalizado (RMSn) pelo pico, referentes aos músculos esternocleidomastoideo (ECM), diafragma (DIA), intercostal (INTER) e reto abdominal (R.AB), para as mulheres, durante a realização das manobras de inspiração máxima (IMÁX) e expiração máxima (EMÁX), sendo * = $p < 0,05$ e $n = 20$.

Com base nos dados da figura 30, durante as manobras de inspiração máxima e expiração máxima, a atividade elétrica do músculo esternocleidomastoideo (ECM), foi maior que a dos músculos diafragma (DIA), intercostal externo (INTER) e reto abdominal (R.AB), sendo que para a manobra de EMÁX a atividade elétrica do músculo INTER foi menor que a dos músculos DIA e RAB, para as mulheres.

6- Discussão

Com o objetivo de seguir divisões e orientações anteriores, a discussão está apresentada em quatro itens, de acordo com a natureza dos dados, à saber: efeitos das diferentes posições corporais na mobilidade torácica e abdominal durante o repouso; contribuição dos compartimentos torácico e abdominal em testes de função pulmonar; participação de diferentes músculos respiratórios nas amplitudes torácica e abdominal durante a cirtometria e durante testes de força muscular respiratória e as limitações do estudo.

6.1 Efeito dos diferentes posicionamentos corporais (em pé, sentado, decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e decúbito lateral direito) na mobilidade torácica e abdominal durante o repouso.

Em estudo recente, realizado por Kera e Maruyama (2005), foi sugerido que a postura é um fator importante a ser levado em consideração e não somente a mobilidade tóraco-abdominal, uma vez que a postura pode afetar a sensação da respiração em indivíduos com patologia respiratória.

Neste sentido, nossos resultados estão de acordo com esses autores, pois constatou-se que os diferentes posicionamentos do corpo exigem maior ou menor mobilidade torácica ou abdominal. Durante a respiração tranqüila, no repouso, constata-se maior mobilidade torácica estando os indivíduos nas posições em pé ou sentada quando comparadas às posições em decúbito. Já a mobilidade abdominal, que não tem diferença significativa entre as diferentes posturas estudadas, apresentam uma tendência visual de movimentar-se mais em decúbito.

A maior mobilidade torácica na postura em pé também foi verificada por Druz e Sharp (1981), que relacionaram esses achados ao aumento da atividade dos músculos inspiratórios que agem diretamente na caixa torácica, e também a diminuição da mobilidade abdominal afetada por mudanças gravitacionais conjuntamente com contração tônica dos músculos abdominais.

Esses resultados também estão de acordo com o estudo realizado por Sharp et al. (1975) que observaram um aumento da mobilidade abdominal na postura de decúbito dorsal, que segundo Clarysse e Demedts (1985) acontece em decorrência de um melhor deslocamento do músculo diafragma, provavelmente relacionado ao seu comprimento, que é mais eficaz nessa postura. Wade (1954) ainda observou que o músculo diafragma é diretamente afetado pela redistribuição postural do peso visceral, nos levando a pensar, que uma possível redistribuição dos órgãos na cavidade abdominal quando realizadas as posturas de decúbito dorsal, decúbito lateral esquerdo e decúbito lateral direito, levaram à diminuição da excursão diafragmática e conseqüentemente, a diminuição da mobilidade do tórax dos voluntários.

Contudo, cabe registrar que Barnas et al. (1993) relataram que, quando se passa da postura sentada para decúbito dorsal, apesar das grandes mudanças que ocorrem na relação diafragma-abdômen, são pequenas as alterações no comportamento da parede torácica.

Nossos resultados re-afirmam também os achados de Barnas et al. (1993) no que se trata da mudança da postura de decúbito lateral para decúbito dorsal, onde os autores relatam que não há alteração nas propriedades da parede torácica quando muda-se de postura.

Verschakelen e Demedts (1995) estudaram, dentre outros aspectos, os efeitos das posturas em pé, sentado e decúbito dorsal, na mobilidade tóraco-abdominal, e notaram que seus voluntários apresentaram maior mobilidade torácica durante o repouso, exceto na postura de decúbito dorsal, quando seus voluntários apresentaram maior mobilidade abdominal. Nossos resultados estão de acordo com os desses autores, pois a mobilidade torácica nas posturas em pé e sentada foi maior que nas posturas de decúbito, apesar de não encontrar-mos diferença significativa entre as diferentes posturas em relação a mobilidade abdominal.

De maneira semelhante Sackner et al. (1984) observaram que quando seus voluntários passavam da postura decúbito dorsal para em pé, modificaram o padrão respiratório, ou seja, o que antes era abdominal, passava para torácico.

Apesar dos nossos achados em conformidade com aqueles encontrados na literatura, ainda continua questionável de que forma essas mudanças podem intervir na função pulmonar. Ward et al. (1992) observaram que, os indivíduos saudáveis têm a parede torácica fortemente adaptada a mudanças posturais e que os efeitos das mudanças na função pulmonar são pequenos. Porém, não foram estudados os impactos das mudanças posturais sobre a mecânica tóraco-abdominal, nem como essa adaptação acontece. Em nosso estudo, apesar da diferença entre as posturas e a mobilidade tóraco-abdominal, não estudamos o impacto dessas mudanças posturais na função pulmonar, permanecendo este tema sem respostas mais palpáveis.

6.2 Contribuição dos compartimentos torácico e abdominal em testes de função pulmonar.

Com relação a contribuição dos compartimentos torácico e abdominal para a realização de testes de função pulmonar, pode-se observar que há escassez de literatura que contemple a análise da mobilidade tóraco-abdominal durante a realização dos testes de função pulmonar, limitando nossas reflexões e comparações com outros resultados. Contudo, tomando como base alguns estudos com metodologia próxima à nossa, podemos buscar algumas reflexões.

Verschakelen e Demedts (1995) avaliaram a contribuição compartimental para a realização da manobra de capacidade vital em diferentes posturas, e observaram que na postura em pé os voluntários respiravam com um auxílio maior da caixa torácica para a realização da manobra. Ao considerar-mos que os nossos resultados demonstraram maior contribuição do tórax durante a realização dos testes de função pulmonar, exceto para o teste de pressão expiratória máxima, pode - se sugerir que nosso estudo está de acordo com o de Verschakele e Demedts (1995) e Sharp et al. (1975) que também observaram maior mobilidade torácica e quase nenhuma mobilidade abdominal durante inspirações e expirações forçadas, sendo que a mobilidade tóraco-abdominal durante a respiração com adição de carga externa também foi objeto de estudo de Mangeot et al. (1985), que concluíram que há aumento da contribuição torácica para manutenção do volume corrente, enquanto que a contribuição abdominal diminui.

Durante todos os testes de função pulmonar, com exceção da PEmáx, houve sempre maior mobilidade do compartimento torácico que do abdominal, tanto nos homens quanto nas mulheres. Constata-se ainda que, houve assincronia entre os movimentos tóraco-abdominais durante a realização das manobras de força muscular respiratória, sendo que ao avaliarem a manobra de PImáx houve movimentação negativa do abdômen e positiva do tórax. Durante a manobra da PEmáx o comportamento se inverteu, ou seja, houve movimentação positiva do abdômen e movimentação negativa do tórax. O mesmo aconteceu na realização das manobras de capacidade vital lenta e ventilação voluntária máxima, onde foi registrado que houve movimentação positiva do tórax e movimentação negativa do abdômen em ambas as manobras, que nos permitiu refletir que, tal fato, possa estar relacionado à postura em pé dos voluntários durante a coleta, pois, durante a realização das manobras, pode ter ocorrido o aumento da pressurização da cavidade abdominal para manutenção da postura e assim gerado a assincronia entre os compartimentos.

Podemos constatar que, a mobilidade torácica para a realização da manobra de capacidade vital lenta, foi maior que para a manobra de ventilação voluntária máxima. Este resultado ocorreu, provavelmente pelo fato da manobra de ventilação voluntária máxima exigir não somente alto fluxo inspiratório e expiratório, mas também uma alta velocidade, e por um tempo maior. A ventilação voluntária máxima não exigiu ampla mobilidade torácica, como foi o caso da manobra de capacidade vital lenta, onde os movimentos inspiratórios e expiratórios ocorrem apenas uma vez, com grande mobilidade da caixa torácica.

O único teste que apresentou maior mobilidade abdominal que torácica foi a manobra de PEmáx, que deve ter ocorrido pela ação expulsiva do abdômen

durante a contração dos músculos da parede abdominal. Contudo, nossa discussão fica limitada e nos leva a sugerir que novos estudos devam ser realizados, visando a melhor compreensão deste fenômeno.

6.3 Participação de diferentes músculos respiratórios nas amplitudes torácica e abdominal durante a cirtometria e o teste de força muscular respiratória.

Sanna et al., (1999) relataram que a avaliação da cinemática da parede torácica é um pré-requisito para entender a função dos músculos respiratórios e sua ação coordenada para produzir o deslocamento da parede torácica.

Desde Beau e Missiat (1842/1843), Campbell (1955) e Vitti et al. (1973), observa-se atividade moderada do músculo esternocleidomastoideo (ECM) na inspiração profunda, tendo sido mencionado que este músculo auxilia na elevação do tórax, puxando as clavículas superiormente, juntamente com o esterno. O ECM tem uma função postural e também é considerado músculo acessório da respiração, sendo que, em estudos eletromiográficos realizados por Jones et al. (1953) foram encontrados significativos potenciais de ação do ECM, escalenos, intercostais externos e intercostais internos, durante os movimentos de inspiração profunda. Apesar disso, De Mayo et al. (2005) observaram que sua atividade não tem sido muito explorada.

De acordo com nossos resultados pode-se constatar maiores potenciais de ação do músculo ECM quando comparados com os potenciais de ação dos músculos diafragma, intercostal externo e reto abdominal, durante as manobras de pressão inspiratória e expiratória máximas, e durante a manobra de inspiração

e expiração máximas realizadas na cirtometria. Está de acordo também com Cuello (1980), que relatou que o músculo ECM é, provavelmente, o mais importante músculo acessório da inspiração, chegando a ser progressivamente bem mais ativo à medida que aumenta a demanda ventilatória pulmonar. Concorda ainda com estudos de Costa et al. (1990/1994), que encontraram intensa atividade eletromiográfica do referido músculo durante os movimentos de inspiração profunda, sobretudo quando estes movimentos foram realizados de forma rápida e brusca. É importante ressaltar que no estudo de Costa et al. 1990, foi constatado que, diferentemente da ação do ECM, a atividade do músculo diafragma quase não se alterou durante as inspirações profundas.

Escassos são os estudos que exploram a ação eletromiográfica do músculo ECM durante testes funcionais respiratórios e, contrariamente aos nossos achados, Nava et al. (1993) relataram que quase não havia atividade do músculo ECM na realização da manobra de pressão inspiratória máxima e observou que houve grande atividade do músculo intercostal durante essa manobra.

6.4 Considerações Gerais

Como pode ser observado na literatura, que trata dos movimentos tóraco-abdominais e da atividade de músculos respiratórios, especialmente durante a respiração e corroboram com nossos resultados, constata-se que há uma complexidade envolvendo posicionamento, tipo de movimento respiratório, tipos de manobras respiratórias utilizadas, músculos envolvidos e avaliação funcional respiratória. Certamente, há ainda que se aprofundar nos estudos relacionados a esse tema e ao equipamento desenvolvido para o estudo pois é

sabido que há necessidade de investigação constante dos objetos de avaliação da mecânica respiratória, especialmente no que se refere aos movimentos tóraco-abdominais.

6.5 Limitações do estudo

Algumas dificuldades surgidas no decorrer das coletas, levaram a certas limitações, as quais assumimos, porém alertamos para que, em estudos futuros, os mesmos possam vir a ser sanados. Essas limitações foram:

- A utilização de dois tipos diferentes de eletrodos de captação da atividade elétrica muscular, que foi empregado devido às características anatômicas desses músculos, possuíam diferentes distâncias entre as barras de eletrodos e isso poderia, apesar de todo o cuidado em suas colocações, ter levado a possíveis diferenças na captação da atividade elétrica muscular, uma vez que diferença na distância inter-eletrodo pode gerar captação de diferentes atividades musculares. Acreditamos, no entanto, que essa diferença tenha sido corrigida através da realização da normalização do sinal eletromiográfico, mas novos estudos, comparando os dois tipos de eletrodo, devem ser realizados para confirmar essa afirmação.
- Outro ponto que deve ser levado em conta é o tempo de análise utilizado para avaliação da atividade elétrica muscular, que teve como referência o sinal da mobilidade torácica, durante o tempo inspiratório e o tempo expiratório de cada manobra, o que foi realizado com a preocupação de se resguardar o sincronismo na

coleta. Como utilizamos todo o tempo inspiratório para análise do músculo, certamente houve tempo em que a musculatura não foi ativada, mas que foi avaliado no conjunto do traçado. Neste caso, sugerimos que em novos estudos, seja selecionado apenas os trechos do traçado em que realmente houve potencial de ação.

- Com relação à avaliação da mobilidade tóraco-abdominal em diferentes posturas durante o repouso, não foi possível fazer o uso concomitante de um pneumotacógrafo e/ou ventilômetro, ficando a sugestão dessa associação de coletas simultâneas para observar se a função pulmonar se altera com as mudanças posturais.

7- Conclusão

Com base nos resultados desse estudo concluiu-se que:

- A mobilidade torácica foi maior nas posturas em pé e sentada que nos decúbitos e a mobilidade abdominal não se alterou com as mudanças posturais, mas teve uma tendência de aumentar para as posturas em decúbito, principalmente nos homens;
- Para a realização de alguns testes de função pulmonares, como as manobras espirométricas e de PImax, a contribuição torácica, tanto nos homens quanto nas mulheres, invertendo-se na manobra PEmáx, na qual a contribuição abdominal foi maior que a torácica;
- Durante a espirometria houve maior expansão de movimentos torácicos na manobra de CVL que na de VVM, tanto nos homens como nas mulheres;
- O músculo ECM gerou maior atividade eletromiográfica durante a manovacuometria e durante a inspiração e expiração máxima que os demais músculos estudados, tanto nos homens como nas mulheres.

Referências*

Abraham KA, Feingold H, Fuller DD, Jenkins M, Mateika JH, Fregossi RF. Respiratory-related activation of human abdominal muscles during exercise. *J Physiol*. 2002; 541(2): 653-663.

Agostoni A, Mognoni X. Deformation of the chest wall during breathing efforts. *J Appl Physiol*. 1966; 21(6):1827-32.

Akkiraju P, Reddy DC. Adaptive cancellation technique in processing myoelectric activity of respiratory muscles. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1992; 39(6):652-5.

Améglío T, Cochard H, Ewers FW. Stem diameters variation and cold hardness in walnut trees. *Journal of Experimental Botany*. 2001; 52(364): 2135-2142.

American Thoracic Society/ European Respiratory society ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002; 166: 518-624.

Andrade AD, Silva TNS, Vasconcelos H, Marcelino M, Machado MGR, Filho VCG, et al. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *J Electromyogr and Kinesiol*. 2005; 15(6): 631-639.

Barnas GM, Green MD, Mackenzie CF, Fletcher SJ, Campbell N, Runcie C, Broderick GE. Effect of posture on lung and regional chest wall mechanics. *Anesthesiology*. 1993; 78: 251-259.

Basmajian MJ. Electromyography – dynamic gross anatomy: a review. *Am J Anat*. 1980; 159(3): 245-60.

Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive: The functions revealed by electromyographic*. 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985. 389-428.

* Baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver; 2005. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Beau JHS, Missiat JH. Recherches sur le mécanisme des mouvements respiratoires. Arch Gen Med. 1842/1843: 397-420.

Beck J, Sinderby C, Lindstrom L, Grassino A. Diaphragm interference pattern EMG and compound muscle action potentials: effects of chest wall configuration. J Appl Physiol. 1997; 82(2): 520-530.

Bellemare JF, Cordeau MP, Leblanc P, Bellemare F. Thoracic dimensions at maximum lung inflation in normal subjects and in patients with obstructive and restrictive lung diseases. Chest. 2005; 119: 376-386.

Berzin F, Sakai E. Fundamentos da Eletromiografia (EMG) - da teoria à técnica. Ortodontia e Ortopedia funcional dos maxilares. São Paulo: Livraria Santos Editora; 1996. 351p.

Bethlen N, Garcia A. Pneumologia. 4 ed. São Paulo: Ed. Atheneu; 2001.

Bigland-Ritchie B. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. Exerc Sport Sci Rev. 1981; 9: 75-117.

Black LF, Hyatt RE. Maximal respiratory pressures in generalized muscular disease. Am Rev Res Dis. 1971; 103: 641-650.

Bonissoni CMC, Machado D, Fernandes S, Campestrin D. Avaliação da mobilidade torácica em idosos sedentários da grande Florianópolis. Revista Brasileira de Fisioterapia. 2004; Supl. 70.

Borgui-Silva A, Mendes RG, Silva ES, Paulucci HL, Picchi PC, Di Lorenzo VAP. Medida da amplitude tóraco-abdominal como método de avaliação dos movimentos do tórax e abdômen em indivíduos jovens saudáveis. Fisioterapia Brasil. 2006; 7(1): 25-29.

Britto RR, Vieira DSR, Rodrigues JM, Prado LF, Parreira VF. Comparação do padrão respiratório entre adultos e idosos saudáveis. Rev Bras Fisioter. 2005; 9(3): 281-287.

Brooks LJ, DiFiore JM, Martin RJ. Assessment of tidal volume over time in preterm infants using respiratory inductance plethysmography. Pediatric Pulmonary. 1997; 23: 429-433.

Butler JE, McKenzie DK, Gandevia SC. Reflex inhibition of human inspiratory muscles in response to contralateral phrenic nerve stimulation. *Respir Physiol Neurobiol.* 2003; 138(1): 87-96.

Caldeira V, Parreira V, Britto R. Análise de propriedades psicométricas da cirtometria na avaliação clínica de adultos. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 2004; Supl: (01).

Campbell EJ. The role of the scalene and sternomastoid muscles in breathing in normal subjects: an electromyographic study. *J Anat.* 1955; 89(3): 378-386.

Campbell C, Weinger MB, Quinn M. Alterations in diaphragm EMG activity during opiate-induced respiratory depression. *Respir Physiol.* 1995; 100(2): 107-17.

Caporali AC, Roceto I, Sampaio L, Costa D. Efeitos de um Programa de Fisioterapia Respiratória na Pressão Inspiratória e Expiratória Bucal Máxima e Cirtometria Abdominal em crianças Asmáticas e Respiradores Bucais. *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 2004; Supl. (39).

Cappello M, De Troyer A. Role of rib cage elastance in the coupling between the abdominal muscles and the lung. *J Appl Physiol.* 2004; 97: 85-90.

Cardoso SRX, Pereira JS. Análise da função pulmonar na Doença de Parkinson. *Arq. Neuropsiquiatr.* 2002; 60(1): 91-95.

Chadha TS, Watson H, Birch S, Jenouri GA, Schneider AW, Cohn MA, et al. Validation of respiratory inductive plethysmography using different calibration procedures. *Am Rev Respir Dis.* 1982; 125(6): 644-9.

Chen R, Kayser B, Yan S, Macklen PT. Twitch transdiaphragmatic pressure depends critically on thoracoabdominal configuration. *J. Appl. Physiol.* 2000; 88: 54-60.

Clancy EA, Morin EL, Merletti R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of electromyography and Kinesiology.* 2002; 12: 1-16.

Clarenbach CF, Senn O, Brack T, Kohler M, Block KE. Monitoring of ventilation during exercise by a portable respiratory inductive plethysmograph. *Chest*. 2005; 128: 1282-1290.

Clarysse I, Demedts M. Human esophageal pressures and chest wall configuration in upright and head-down posture. *J Appl Physiol*. 1985; 59(2): 401-407.

Cohn MA, Rao AS, Broudy M, Birch S, Watson H, Altkin N, et al. The respiratory inductive plethysmography: a new non-invasive monitor of respiration. *Bull Eur Physiopathol Respir*. 1982; 18(4): 643-58.

Costa D. Avaliação da pressão inspiratória e da atividade eletromiográfica dos músculos esternocleidomastóideo e hemidiafragma direitos, nos movimentos de inspiração normal e profunda [tese]. Botucatu: Unesp; 1990.

Costa D. Fisioterapia respiratória básica. São Paulo: Ed. Atheneu; 1999.

Costa D, Sampaio LMM, Di-Lorenzo VAP, Jamami M, Damaso AR. Avaliação da força muscular respiratória e amplitudes torácicas e abdominais após a RFR em indivíduos obesos. *Rev. Latino-am Enfermagem*. 2003; 11(2): 156-60.

Costa D, Barros TG, Assis NA, Oishi J. Avaliação da força muscular Respiratória em atletas. *Anais do VI Simpósio Internacional de Fisioterapia Respiratória*. 1992; 122.

Costa D, Vitti M, Tozello DO. Electromyographic study of the sternocleidomastoid muscle in head movements. *Electromyog Clin Neurophysiol*. 1990; 30(7): 429-34.

Costa D, Vitti M, Tozello DO, Costa RP. Participation of the sternomastoid muscles in inspiratory movements. *Electromyog Clin Neurophysiol*. 1994; 34: 356-364.

Cuello AF. Examen muscular respiratorio. In: *Kinesiologia Neumocardiologica*. Buenos Aires, Silka, 1980; 11-60.

Cury JL, Yoshizaki K. Comparação da mobilidade de tórax no adulto jovem e no idoso. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2004; Supl. (77).

Daudet FA, Améglio T, Cochard H, Archilla O, Lacoïnte A. Experimental analysis of the role of water and carbon in tree stem diameter variation. *Journal of Experimental Botany*. 2005; 56(409): 135-144.

De Groot A, Wantier M, Cheron G, Estenne M, Paiva M. Chest wall motion during tidal breathing. *J Appl Physiol*. 1997; 83: 1531-1537.

De Luca CA. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997; 13: 135-163.

De Mayo T, Miralles R, Barrero D, Bulboa A, Carvajal D, Valenzuela S, et al. Breathing type and body position effects on sternocleidomastoid and suprahyoid EMG activity. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005; 32: 487-494.

De Palo VA, Parker AL, Al-Bilbeisi F, McCool D. Respiratory muscle strength training with nonrespiratory maneuvers. *J Appl Physiol*. 2004; 96: 731-734.

De Troyer A. Actions of the respiratory muscles or how the chest wall moves in upright man. *Bull Eur Physiopathol Respir*. 1984; 20(5): 409-13.

De Troyer A, Estenne M. Coordination between rib cage muscles and diaphragm during quiet breathing in humans. *J Appl Physiol*. 1984; 57(3): 899-906.

De Troyer A, Gorman RB, Gandevia SC. Distribution of inspiratory drive to the external intercostal muscle in humans. *J. Physiol*. 2003; 546(3): 943-954.

De Troyer A. Interaction between the canine diaphragm and intercostal muscles in lung expansion. *J Appl Physiol*. 2005; 98: 795-803. Tem 2 de 2005.

Deng Y, Wolf W, Schnell R, Ulrich A. New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference: An application of the method in diaphragmatic EMG signals. *IEEE Trans Bio Eng*. 2000; 47(9): 1177-1184.

Draper V. Electromyographic biofeedback and recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther.* 1990; 70(1): 11-7.

Drummond GB, Nimmo AF, Elton RA. Thoracic impedance used for measuring chest wall movement in postoperative patients. *British Journal of Anaesthesia.* 1996; 77: 327-332.

Druz WS, Sharp JT. Activity of respiratory muscles in upright and recumbent humans. *J Appl Physiol.* 1981; 51(6): 1552-1561.

Duffty P, Spriet L, Bryan MH, Bryan AC. Respiratory Inductive Plethysmography (respirace): an evaluation of its use in the infants. *Am Rev Respir Dis.* 1981; 123(5):542-6.

Duiverman ML, Van Eykern LA, Vennik PW, Koeter GH, Maarsingh EJW, Wijkstra PJ. Reproducibility and Responsiveness Of A Noninvasive EMG Technique Of The Respiratory Muscles In CPOD Patients And In Healthy Subjects. *J Appl Physiol.* 2004; 96: 1723-1729.

Ferrigno G, Carnevali P, Aliverti A, Molteni F, Beulcke G, Pedotti A. Three-Dimensional optical analysis of chest wall motion. *Am Physiol Soc.* 1994; 77(3):1224-31.

Finsterer J. EMG interference pattern analysis. *Journal Electromyography and kinesiology.* 2001; 11: 231-246.

Fishman AP. Diagnóstico das doenças pulmonares. 2ed. São Paulo: Ed. Manole; 1992.

Gaultier C. Respiratory muscle function in infants. *Eur Respir J.* 1995; 8(1): 150-153.

Gething AD, Passfield L, Davies B. The effects of different inspiratory muscle training intensities on exercising heart rate and perceived exertion. *Eur J Appl Physiol.* 2004; 92: 50-55.

Goldman MD, Mead J. Mechanical interaction between the diaphragm and rib cage. *J Appl Physiol.* 1973; 35(2): 197-204.

Goldman MD, Grimby G, Mead J. Mechanical work of breathing derived from rib cage and abdominal V-P partitioning. *J Appl Physiol.* 1976; 41(5):752-63.

Grassino A, Goldman MD, Mead J, Sears TA. Mechanics of the human diaphragm during voluntary contraction: statics. *J Appl Physiol.* 1978; 44(6): 829-39.

Grimby G, Bunn J, Mead J. Relative contribution of rib cage and abdomen to ventilation during exercise. *J Appl Physiol.* 1968; 24(2): 159-66.

Haas BM, Trew M, Castle PC. Effects of Respiratory Muscle Weakness on Daily Living Function, Quality of Life, Activities Levels, and Exercise Capacity in Mild to Moderate Parkinson's Disease. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2004; 83(8):601-7.

Hart N, Nickol DC, Cramer D, Ward SP, Lofaso F, Pride NB, et al. Effects of Severe Isolated Unilateral and Bilateral Diaphragm Weakness on Exercise Performance. *Am J Respir Crit Care Med.* 2002; 165: 1265-1270.

Heldt GP. Simultaneous quantification of chest wall distortion by multiple methods in preterm infants. *Am Rev Respir Dis.* 1988; 138(1): 20-5.

Hodges PW, Butler JE, McKenzie DK, Gandevia SC. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *Journal of Physiology.* 1997; 505(2): 539- 548.

Hodges PW, Gandevia SC. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol.* 2000; 89: 967-976.

Hodges PW, Gandevia SC. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J Physiol.* 2001; 537: 999-1008.

Inácio E, Carvalho I, Alcantara T, Faria C, Queiroz C, Salmela J, et al. Força muscular e padrão respiratório em hemiplégicos crônicos. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2004; Supl (92).

Jones DS, Beargie RJ, Pauley JE. An Eletromyographic study of some muscles on costal respiration in man. *Anat Rec*. 1953; 117(1): 17-24.

Johansen B, Giaever P, Aspestrand F, Kolbenstvedt A. Mechanical coupling between the hemithoraces in humans. *Eur Respir J*. 1996; 9: 140-145.

Jubran A, Tobin MJ. The effect of hyperinflation on rib cage-abdominal motion. *Am Rev Respir Dis*. 1992; 143: 1378-1382.

Kaplan V, Zhang JN, Russi EW, Bloch KE. Detection of inspiratory flow limitation during sleep by computer assisted respiratory inductive plethysmography. *Eur Respir J*. 2000; 15: 570-578.

Kenyon CM, Cala SJ, Yan S, Aliverti A, Scano G, Duranti R, et al. Rib cage mechanics during quiet breathing and exercise in humans. *J Appl Physiol*. 1997; 83(4): 1242-1255.

Kera T, Maruyama H. The effect of posture on respiratory activity of the abdominal muscles. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*. 2005; 24(4): 259-265.

Kerkoski E, Panizzi E, Mattos C, Fernandes F, Venturini J, Furlan J. Relação entre a mobilidade torácica e força muscular respiratória em estudantes do Colégio de Aplicação da Universidade do Vale do Itajaí (UNIVALI). *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2004; Supl (143).

Kondo T, Uhlig T, Pemberton P, Sly PD. Laser monitoring of chest wall displacement. *Eur Respir J*. 1997; 10(8): 1865-1869.

Konno K, Mead J. Measurement of the separate volume changes of ribcage and abdomen during breathing. *J Appl Physiol*. 1967; 22(3): 407-22.

Loring SH, Mead J, Griscom NT. Dependence of diaphragmatic length on lung volume and thoracoabdominal configuration. *J Appl Physiol*. 1985; 59(6): 1961-1970.

Maarsingh EJW, Van Eykern LA, Sprikkelman AB, Hoekstra MO, Van Aalderen WMC. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *J Appl Physiol*. 2000; 88: 1955-1961.

Maarsingh EJW, Van Eykem LA, Haan RJ, Griffioen RW, Hoekstra MO, Van Aaldren WM. Airflow limitation in asthmatic children assessed with a non-invasive EMG technique. *Respir Physiol Neurobiol*. 2002; 133(1-2):89-97.

Maarsingh EJW, Van Eykem LA, Sprikkelman AB, Hoekstra MO, Van Aalderen WM. Histamine induced airway response in pre-school children assessed by a noninvasive EMG technique. *Respiratory Medicine*. 2004; 98: 363-372.

Martinot-Lagarde P, Saterne R, Mathieu M, Durand G. What does inductance plethysmography really measure? *J Appl Physiol*. 1988; 64(4): 1749-56.

Mathieu PA, Fortin M. EMG and Kinematics of normal subjects performing trunk flexion/extensions freely in space. *Journal of Electromyography and kinesiology*. 2000; 10: 197-209.

Mead J. Some implications of respiratory muscle function to tests of ventilatory regulation. *Chest*. 1976; 70 Suppl:149-50.

Mengeot PM, Bates JHT, Martin JG. Effect of mechanical loading on displacements of chest wall during breathing in humans. *J Appl Physiol*. 1985; 58(2): 477-484.

Moura SMT. O controle e o padrão ventilatório em indivíduos normais e em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica. *J Pneumol*. 1989; 15(3): 132-138.

Nava S, Ambrosino N, Crotti P, Fracchia C, Rampulla C. Recruitment of some respiratory muscles during three maximal inspiratory manoeuvres. *Thorax*. 1993; 48: 702-707.

Neder JA, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE. Reference values for lung function test. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz J Med Biol Res*. 1999; 32(6): 719-727.

Panizzi E, Kerkoski E, Borges A, Cordova F, Pavan M. Relação entre mobilidade torácica em indivíduos com peso acima, desejável e abaixo do normal na faixa etária de 18 a 25 anos de ambos os sexos. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2004; Supl (144).

Pantoja JG, Andrade FH, Stokic DS, Frost AE, Eschenbacher WL, Reid MB. Respiratory and Limb Muscle Function in Lung Allograft Recipients. *Am. J. Respir. Crit. Care. Med*. 1999; 160: 1205-1211.

Parreira VF, Guedes LU, Quintão DG, Silveira EP, Tomich GM, Sampaio RF, et al. Padrão respiratório em pacientes portadores da doença de Parkinson e em idosos assintomáticos. *Acta Fisiátrica*. 2003; 10(2): 61-66.

Parreira VF, Tomich GM, Britto RR, Sampaio RF. Assessment of tidal volume and thoracoabdominal motion using volume and flow-oriented incentive spirometers in healthy subjects. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*. 2005; 38: 1105-1112.

Paulin E, Brunetto AF, Carvalho C. Efeitos de programa de exercícios físicos direcionado ao aumento da mobilidade torácica em pacientes portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica. *J Pneumol*. 2003; 29(5): 287-294.

Paulin E, Brunetto AF, Carvalho C. Efeitos de um Programa de Exercícios Físicos na Mobilidade Torácica, na Capacidade Funcional e Psicossocial em Pacientes Portadores de DPOC Moderada e Grave. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2004; Supl (1).

Pengelly LD, Tarshis AM, Rebeck AS. Contribution of rib cage and abdomen-diaphragm to tidal volume during CO₂ rebreathing. *J Appl Physiol*. 1979; 46(4): 709-715.

Pereira, CAC. I Consenso Brasileiro sobre Espirometria. *J Pneumol*. 1996; 22(3): 105-164.

Pereira CAC. Bases e aplicações clínicas dos testes de função pulmonar. *Diagn. Tratamento*. 2005; 10(2): 65-75.

Pierce R. Spirometry: an essential clinical measurement. *Australian Family Physician*. 2005; 34(7): 535-539.

Poole KA, Thompson JR, Hallinan HM, Beardsmore CS. Respiratory inductance plethysmography in healthy infants: a comparison of three calibration methods. *Eur Respir J.* 2000; 16: 1084-1090.

Portney L, Roy SH. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Fisioterapia: avaliação e tratamento.* Barueri: Ed. Manole; 1993.p. 203-253.

Ratnovsky A, Zaretsky U, Shiner RJ, Elad D. Integrated approach for in vivo evaluation of respiratory muscles mechanics. *J Biomech.* 2003; 36(12): 1771-84.

Ravaglia X. Upper Limb in Basmajian JV. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography.* Willians and Wilkins; 1978. p. 339-358.

Rees PJ, Higenbottam TW, Clark TJH. Use of a single pair of magnetometer coils to monitor breathing patterns in an intensive care unit. *Thorax.* 1980; 35: 384-388.

Reinaud-Gaubert M, Guillot C, Faucher M, Jammes Y, Fuentes P, Badier M. Increased diaphragmatic strength and tolerance to fatigue after bilateral lung transplantation: an electromyographic study. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004; 14(2): 179-85.

Rendas AB, Gamboa T, Ramilo T, Botelho AS, Bárbara C, Carmo MM. Respiratory muscle in physically active elderly women. *Arch Gerontol Geriatr.* 1996; 22: 123-130, 1996.

Rezende FAC, Rosado LEFPL, Ribeiro RCL, Vidigal FC, Vasques ACJ, Bonard IS, Carvalho CR. Body mass index and waist circumference: association with cardiovascular risk factors. *Arq Bras Cardiol.* 2006; 87(6): 666-671.

Riedi C. Avaliação Eletromiográfica do desempenho muscular respiratório e periférico [dissertação]. Piracicaba: UNIMEP; 2006.

Ringel ER, Loring SH, Mcfadden ER, Ingram RH. Chest wall configuration changes before and during acute obstructive episodes in asthma. *Am Rev Respir Dis.* 1983; 128: 607-610.

Romer LM, McConnell AK. Inter-test reliability for non-invasive measures of respiratory muscles function in healthy humans. *Eur J Appl Physiol.* 2004; 91: 167-176.

Sackner MA, Gonzalez H, Rodrigues M, Belsito Anne, Sackner DR, Grenvik S. Assessment of asynchronous and paradoxical motion between rib cage and abdomen in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis.* 1984; 130: 588-593.

Sadhukhan AK, Goswami A, Kumar A, Gupta S. Effect of sampling frequency on EMG power spectral characteristics. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 1994; 34: 159-163.

Sanna A, Bertoli F, Misuri G, Gigliotti F, Landelli I, Mancini M, et al. Chest wall kinematics and respiratory muscle action in walking healthy humans. *J Appl Physiol.* 1999; 87(3): 938-946.

Sartene R, Martinot-Lagard P, Matthieu M, Vincent A, Goldman M, Durand G. Respiratory cross-sectional area flux measurements of the human chest wall. *J Appl Physiol.* 1990; 68: 1605-1614.

Saumarez RC. An analysis of possible movements of human upper rib cage. *J Appl Physiol.* 1986; 60(2): 678-689.

Saunders SW, Rath D, Hodges PW. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait and Posture.* 2004; 20: 280-290.

Scanlan CL, Wilkins RL, Stoller JK. Fundamentos da terapia respiratória de Egan. 7ed. São Paulo: Ed. Manole; 2000.

Sharp JT, Goldberg NB, Druz WS, Fishman HC, Danon J. Thoracoabdominal motion in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis.* 1977; 115: 47-56.

Sharp JT, Goldberg NB, Druz WS, Danon J. Relative contributions of rib cage and abdomen to breathing in normal subjects. *J Appl Physiol.* 1975; 39(4): 608-618.

Sinderby C, Friberg S, Comtois N, Grassino A. Chest wall muscle cross talk in canine costal diaphragm electromiogram. *J Appl Physiol.* 1996; 81: 2312-2327.

Sinderby C, Beck J, Spahija J, Weinberg J, Grassino A. Voluntary activation of the diaphragm in healthy and disease. *J Appl Physiol.* 1998; 85: 2146-2158.

Soderberg G, Knutson L. A guide for use and interpretation of kinesiology electromyography data. *Physical Therapy.* 2000; 80: 485-498.

Spence AP. *Anatomia humana básica.* 2ed. São Paulo: Ed. Manole Ltda; 1991. 713p.

Straddling JR, Chadwick GA, Quirk C, Phylips T. Respiratory inductance plethysmography: calibration techniques, their validation and the effects of posture. *Bull Eur Physiopathol.Respir.* 1985; 21(4): 317-24.

Strimpakos N, Georgios G, Eleni K, Vasilios K, Jacqueline O. Issues in relation to the repeatability of and correlation between EMG and Borg scale assessments of neck muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005; 15(5):452-465.

Tabachnik E, Muller N, Teye B, Levison H. Measurement of ventilation in children using the respiratory inductive plethysmograph. *The Journal of Pediatrics.* 1981; 99(6):895-899.

Taylor A. The contribution of the intercostal muscles to the effort respiration in man. *J Physiol.* 1960; 151: 390-402.

Tobin MJ, Jenouri G, Lind B, Watson H, Schneider A, Sackner MA. Validation of respiratory inductive plethysmography in patients with pulmonary diseases. *Chest.* 1983; 83(4): 615-20.

Tokizane T, Kawamata K, Tokizane H. Electromyographic studies on the human respiratory muscles; studies on the activity pattern of neuromuscular units. *Jpn J Physiol.* 1952; 2(3): 232-247.

Torres JP, Talamo C, Aguirre-Jaime A, Rassulo J, Celli B. Electromyographic validation of the mouth pressure-time index: a noninvasive assessment of inspiratory muscle load. *Respiratory Medicine*. 2003; 97: 1006-1013.

Turker KS. Electromyography: Some Methodological problems and Issues. *Phys Ther*. 1993; 73: 698-710.

Van Baal PHM, Hoogenveen RT, Wit GA, Boshuizen HC. Estimating health-adjusted life expectancy conditional on risk factors: result for smoking and obesity. *Population Health Metrics*. 2006; 4(14): 1-13.

Vitti M, Fujiwara M, Iida M, Basmajian JV. The integrated roles of longus colli and sternocleidomastoid muscles: an electromyographic study. *Anat Rec*. 1973; 117 (4): 471-484.

Wade OL. Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration. *J. Physiol*. 1954; 124: 193-212.

Ward ME, Ward JW, Macklen PT. Analysis of human chest wall motion using a two compartment rib-cage model. *J Appl Physiol*. 1992; 72(4): 1338-1347.

Watson HL, Poole DA, Sackner MA. Accuracy of respiratory inductive plethysmography cross-sectional areas. *J Appl Physiol*. 1988; 65: 306-08.

Weese-Mayer DE, Corwin MJ, Peucker MR, Di Fiore J, Hufford DR, Tinsley LR, et al. Comparison of apnea identified by respiratory inductance plethysmography with that detected by end-tidal CO₂ or thermistor. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000; 162: 471-480.

West JB. *Fisiologia respiratória moderna*. 6ed. São Paulo: Ed. Manole; 2002.

Whyte KF, Gugger M, Gould GA, Molloy J, Wraith PK, Doulgas NJ. Accuracy of respiratory inductive plethysmography in measuring tidal volume during sleep. *J Appl Physiol*. 1991; 71(5): 1866-1871.

Wilson SJ, O'Brien C, Harris MA, Masters IB. Measuring tidal volume and functional residual capacity change in sleeping infants using a volume displacement plethysmograph. *Eur Respir J*. 1998; 12: 1186-1190.

Wilson TA, De Troyer A. The two mechanisms of intercostal muscle action on the lung. *J Appl Physiol*. 2004; 96: 483-488.

Wolf GK, Arnold JH. Noninvasive assessment of lung volume: Respiratory inductance plethysmography and electrical impedance tomography. *Crit Care Med*. 2005; 33: Suppl (163-169).

Verschakelen JA, Demedts MG. Normal thoracoabdominal motions: influence of sex, age, posture and breath size. *Am J Respir Crit Care Med*. 1995; 151: 399-405.

Zambon FS, Silva MP, Kunikoshita LN, Jamami M, Costa D. Alterações da força muscular respiratória e da mobilidade tóraco-abdominal em pneumopatas submetidos à Fisioterapia Respiratória. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2004; Supl (104).

Anexo 1**TERMO DE CONSENTIMENTO
UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA-UNIMEP**

PPG Mestrado em Fisioterapia/ Laboratório de Recursos Terapêuticos

Consentimento formal de participação no trabalho de mestrado “**Avaliação da mobilidade tóraco-abdominal e da função muscular respiratória de indivíduos saudáveis submetidos a diferentes posturas**”.

Nome _____

Endereço _____

Cidade _____ Cep _____ Fone _____

Objetivo do estudo:

A presente pesquisa tem como objetivo avaliar a mobilidade tóraco-abdominal conjuntamente com a força da musculatura respiratória geral, seus sinais eletromiográficos e o desempenho da ventilação pulmonar em indivíduos normais.

Procedimentos**Explicação dos Procedimentos:**

O experimento terá duração de aproximadamente 60 minutos, onde o voluntário será submetido a análise da mobilidade toraco-abdominal através de duas faixas fixadas no torax e no abdomen, da atividade elétrica dos músculos respiratórios através de 4 eletrodos fixados a pele por uma fita dupla-face, sendo um eletrodo posicionado na região lateral do pescoço, dois eletrodos posicionados no tórax, todos os eletrodos do lado direito. Será analisado também o desempenho do voluntario nos testes de funcao pulmonar(espironetria), a saber VVM, CVL e CVF, bem como a força dos musculos respiratorios através da manovacuumetria.

Possíveis Benefícios:

Contribuição na análise da mobilidade toraco-abdominal frente a diferentes posturas e esforços da musculatura respiratoria

Das informações:

- Os voluntarios nao serao expostos a qualquer exame invasivo pois a colocacao da faixa e percutanea e a mesma possui velcro.

- Os voluntários não serão submetidos a riscos durante a fase do exame eletromiográfico, sendo necessário somente à colocação de eletrodos percutâneos na região do pescoço e tórax. O procedimento em questão não causa qualquer desconforto ou sensação dolorosa
- Para a realização da espirometria e manovacuometria serão utilizados bucais esterelizados e abertos na frente do voluntário, evitando qualquer risco de contaminação
- O voluntário tem a garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento quanto aos procedimentos, riscos ou benefícios da pesquisa;
- Em qualquer fase do estudo, os voluntários poderão retirar o termo de consentimento e com isso deixar de fazer parte do estudo, sem que isto leve a penalidade;
- Os procedimentos desta pesquisa estão de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde – Brasília/DF;
- Os pesquisadores asseguram a privacidade da voluntária quanto a sua identidade e aos dados envolvidos com o estudo. Os resultados obtidos neste estudo serão divulgados exclusivamente para fins acadêmicos;
- O local dos exames será o Laboratório de Recursos Terapêuticos do Programa de pós-graduação em Fisioterapia- campus Taquaral;
- Os pesquisadores asseguram o custo com transporte necessário para que o voluntário participe da pesquisa, sendo assim, este não terá nenhum custo financeiro adicional com a pesquisa
- Na eventualidade de qualquer dano, os pesquisadores asseguram o tratamento integral da voluntária sem nenhum custo financeiro às mesmas;
- Uma cópia do projeto “**Avaliação da mobilidade toraco-abdominal e da função muscular respiratória de indivíduos saudáveis submetidos a diferentes posturas**” estará a disposição das voluntárias para consulta e/ou esclarecimentos de dúvidas no laboratório de recursos terapêuticos.

Eu _____, RGnº _____ CPFnº _____,
abaixo assinado, concordo em participar do estudo “**Avaliação da mobilidade toraco-abdominal e da função muscular respiratória de indivíduos saudáveis**”

submetidos a diferentes posturas”, proposto pelo Prof. Dr Dirceu Costa e pela aluna Cecilia Bueno Tesch.

Tenho pleno conhecimento da justificativa, objetivos e benefícios esperados e dos procedimentos a serem executados, bem como da possibilidade de receber esclarecimentos sempre que considerar necessário. Será mantido sigilo quanto a identificação de minha pessoa e zelo de minha privacidade. Ao mesmo tempo assumo o compromisso de retornar nos períodos que me forem solicitado e seguir as recomendações estabelecidas pelos pesquisadores. Também concordo que os dados obtidos ou quaisquer informações permaneçam como propriedade exclusiva dos pesquisadores. Dou pleno direito da utilização desses dados e informações para uso no ensino, pesquisa e divulgação em periódicos científicos.

Eu li e entendi todas as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Aluna Responsável: Cecilia Bueno Tesch – Mestranda em Fisioterapia contato: cebtesch@unimep.br

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Costa- Professor do PPG Mestrado em Fisioterapia contato: dcosta@unimep.br

Piracicaba, _____ de _____ de 2005.

Assinatura do Voluntário

Anexo 2

Comitê de Ética em Pesquisa  **UNIMEP**

Piracicaba, 31 de janeiro de 2006.

Para: Prof. Dr. Dirceu Costa.

De: Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP-UNIMEP

Ref.: Aprovação do protocolo de pesquisa nº 76/05 e indicação de formas de acompanhamento do mesmo pelo CEP-UNIMEP

Vimos através desta informar que o Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, após análise, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 76/05, com o título **“Avaliação da mobilidade tóraco-abdominal e da função muscular respiratória de indivíduos saudáveis submetidos a diferentes posturas.”** sob sua responsabilidade.

O CEP-UNIMEP, conforme as resoluções do Conselho Nacional de Saúde é responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humanos promovidas nesta Universidade.

Portanto, conforme a Resolução do CNS 196/96, é atribuição do CEP “acompanhar o desenvolvimento dos projetos através de relatórios anuais dos pesquisadores” (VII.13.d). Por isso o/a pesquisador/a responsável deverá encaminhar para o CEP-UNIMEP um relatório anual de seu projeto, até 30 dias após completar 12 meses de atividade, acompanhado de uma declaração de identidade de conteúdo do mesmo com o relatório encaminhado à agência de fomento correspondente.

Agradecemos a atenção e colocamo-nos à disposição para outros esclarecimentos.

Atenciosamente,

Gabriele Cornelli
COORDENADOR

Ceccotti HM, Souza DD. Manual para normalização de dissertações e teses do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, UNIMEP; 2006. Disponível em <http://www.unimep.br/ppgft>