

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA  
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Atividade eletromiográfica de músculos respiratórios  
em diferentes níveis de carga pressórica.

João Paulo Bomfim Cruz Vieira

2008

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

JOÃO PAULO BOMFIM CRUZ VIEIRA

ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE  
MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS EM  
DIFERENTES NÍVEIS DE CARGA  
PRESSÓRICA.

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  
2008

## Ficha Catalográfica

Vieira, João Paulo Bomfim Cruz

Atividade eletromiográfica de músculos respiratórios em diferentes níveis de carga pressórica. Piracicaba, 2008.

62 p.

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Costa

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

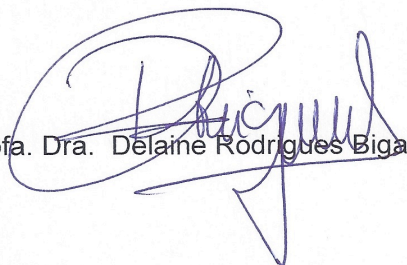
1. Eletromiografia. 2. Carga Pressórica. 3. Treinamento Muscular Respiratório. 4. Músculos Respiratórios I. Costa, Dirceu. II Universidade Metodista de Piracicaba, Programa de Pós Graduação em Fisioterapia. III Título.

Os membros da Banca Examinadora da Defesa de Dissertação de Mestrado de JOÃO PAULO BOMFIM CRUZ VIEIRA apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, em Sessão Pública realizada em Aos dezessete dias do mês de dezembro de 2008, consideraram o candidato aprovado.

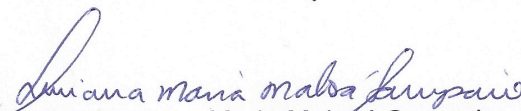
BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. Dirceu Costa



Profa. Dra. Delaine Rodrigues Bigaton - UNIMEP



Profa. Dra. Luciana Maria Malosá Sampaio - UNINOVE

Para a mulher mais linda, doce, bondosa que eu conheci! Não tenho dúvida de que, seja onde for, estás sempre conosco e que o seu Amor é, realmente, eterno!  
Te amo pra sempre, Mãe!

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, Pai Eterno, responsável por todas as coisas, por todo o caminho e tudo o que há nele. Em ti sempre confiei Pai, e em ti sempre me sustentei. Em todos os momentos difíceis da vida me mostraste que as dores são provas - ensinamentos e que a vida é um eterno aprendizado. Obrigado Senhor por ter permitido aprender com todas as dificuldades. Obrigado por nunca ter me deixado desistir. Obrigado pelo dom da Vida!

Ao Professor Dirceu Costa. Alguém que me ensinou que grandeza e humildade são características que andam lado a lado, que força não é sinônimo de imposição, que podemos dizer tudo, com o nível de seriedade que quisermos, com as palavras mais doces e serenas. Obrigado por tudo: pela compreensão, bondade e complacência! Sem dúvida o senhor é um exemplo que carregarei para sempre em minha vida.

Ao Programa de Pós Graduação em Fisioterapia da UNIMEP, a todos os Professores, Funcionários e o Conselho, em nome da Professora Rosana Teodori. Sou grato pelo aprendizado, pelos exemplos. Muito Obrigado por terem permitido que tudo chegasse ao fim.

A meu pai, o Grande João Vieira e os meus irmãos, os enormes Maurício e Guilherme César: sem vocês não sou nada. Amo vocês demais, saibam sempre disso!

A toda a minha grande e amada família!

Ao meu mestre e toda a nossa família de filósofos!

A todos os colegas do Mestrado: Márcio, Luciane, Rodrigo, Larissa, Clívia, Silvana, Sílvia, Viviane, Qúelen, Ana Cristina, Roberta, Vandeni, Karina, Érica, Giovana, Cecília, Daniela Ike, Luciano, Lílian, Fábio, Sibebe, Priscila, Áurea, Ana Flávia, Carol, Cristina, Zaia. Obrigado por tornarem muito mais agradáveis os momentos distantes de casa. Em especial aos novos irmãos: Mariana, Rommel, Marcela e Karina.

Muito obrigado aos Amigos. Mesmo de longe sempre muito presentes. Feliz aquele que para contar os amigos nos dedos precisa de duas mãos:

Os amados "Amigos do Bosque": Marcelo Vieira, Neto, Alexandre, Kelly, Evandro, Rafaela, Eraldo, Lívia, Adriano Teixeira, Louise, Adriano Lima;

Ao grande amigo Fabio Luciano: muito obrigado;

Aos mestres Paulo Henrique e Dayse Dantas: exemplos profissionais desde o início da minha carreira;

Aos “Djoblens” que tanto amo: Cristiano, Silmarla, Renato, Flávia, Pedro e João;

A Família FSBA: Marcus Fonseca, Murilo, Yana, Nildo, Cleber Luz;  
Aqueles que a vida me apresentou e com a amizade delas me presenteou: Marusa, Francine, Karla;

Aos antes alunos, hoje amigos: Ludmila, Taís Macedo, Rodrigo Vilas Boas, André Nascimento, José Gomes, André Cordeiro, Andréia Falcão.

A Faculdade Adventista de Fisioterapia por ter desde o início acreditado no projeto, pelo investimento e por tudo o que representam em minha vida profissional!

A todos os meus alunos, sejam como voluntários da pesquisa, integrantes dos grupos de pesquisa, os orientandos e todos aqueles da sala de aula. Em especial a Juliana Pimentel, Camila, Ludmila Reis, Alan Estevão, Érico e Elen por terem se apaixonado pela eletromiografia. Muito obrigado!

A todos aqueles colegas de profissão que, com simples palavras de força, conseguiram me transmitir uma energia positiva que foi fundamental.

A César e toda a equipe da EMG System do Brasil pelo apoio dado a todo e qualquer momento. Que esse seja apenas o primeiro.

A toda a “Família Moreira Pimentel”: Naiara, Vinha, Felício, Marquinhos, Fernanda, Misso, Paloma, Manuzinha, e aqueles que não citei: OBRIGADO! Em especial a Tia Silvinha, talvez “a mais” das muitas mães que dona Gislaine mandou pra cuidar de mim!

A minha amada esposa, minha dama, Carolinne.

*“Mais difícil que vencer  
a mil homens é vencer a si  
mesmo.”*

*Buda*



## RESUMO

A utilização de cargas pressóricas é comum na prática do fisioterapeuta respiratório. Entretanto, não é clara a relação da quantidade e forma de carga oferecida com a atividade eletromiográfica dos músculos respiratórios. O conhecimento aprofundado do comportamento destes músculos durante as diversas técnicas de fisioterapia cardiotorrespiratória pode ajudar na prescrição mais acurada dos exercícios respiratórios. Objetivou-se analisar, por meio da eletromiografia de superfície (EMGs), a atividade elétrica dos músculos esternocleidomastóideo (ECOM) intercostais externos (INTER) e do diafragma (DIAF) durante a respiração tranqüila em posição supina e sentada e em diferentes níveis de cargas pressóricas lineares - 30% , 60% e 90% da pressão inspiratória máxima (P<sub>Imáx</sub>) – e alineares, espirômetro de incentivo a volume (EIV) e a fluxo (EIF). As avaliações foram realizadas em 10 indivíduos jovens saudáveis do gênero masculino, com idade igual a  $23.30 \pm 2.05$  e IMC de  $21.93 \pm 3.61$  m/kg<sup>2</sup>. Os resultados foram submetidos inicialmente ao processo de remoção de artefatos de interferência do sinal elétrico cardíaco, e depois foram normalizados pelos valores de média do sinal retificado da P<sub>Imáx</sub> (RMS<sub>n</sub>). A análise estatística foi realizada com o teste *t de Student* pareado e a análise de variância (ANOVA). Constatou-se que, nas posições supina e sentada, os valores da atividade eletromiográfica dos músculos estudados não apresentaram diferença significativa; as cargas pressóricas lineares de até 30% da P<sub>Imáx</sub> não promovem alteração no RMS<sub>n</sub>, enquanto que as faixas de 60 e 90% da P<sub>Imáx</sub> e a EIF geraram maior ativação dos músculos ECOM e DIAF. Com base nestes resultados conclui-se que, com o aumento das cargas pressóricas impostas à respiração, há aumento nos níveis de contração muscular dos músculos respiratórios, particularmente nos músculos diafragma e esternocleidomastóideo, sobretudo a 60 e 90% da P<sub>Imáx</sub> e durante a utilização do espirômetros de incentivo a fluxo.

Palavras chave: eletromiografia; músculos respiratórios; modalidades de fisioterapia

## ABSTRACT

The use of pressure loads is common in the practice of respiratory physiotherapist. However, it is not clear regarding the amount and form of offered load with the electromyographic activity of the respiratory muscles. In-depth knowledge of the behavior of these muscles during the various cardiorespiratory physiotherapy can help in more accurate prescription of breathing exercises. The aim was to examine, throughout the surface electromyography (EMGs), the electrical activity of the sternocleidomastoid (ECOM), external intercostal (INTER) and diaphragm (DIAF) during quiet breathing in supine and sitting positions and at different linear pressure loads – 30%, 60% and 90% of maximal inspiratory pressure (MIP) – and not linear – volume oriented (EIV) and flow oriented (EIF) incentive spirometer. The evaluations were performed in 10 male healthy young subjects, aged to  $23.30 \pm 02.05$  years and BMI of  $21.93 \pm 3.61$  m/kg<sup>2</sup>. Results were initially submitted to the process of removing artifacts from cardiac electrical signal interference, and then submitted to a normalization process with the root mean square values of the rectified MIP signal (RMNn), A statistical analysis was performed with the paired Student t test and analysis of variance (ANOVA). It was found that, in the supine and sitting positions, the values of the electromyographic activity of the muscles studied showed no significant difference; linear pressure loads of up to 30 % of MIP does not promote change in RMSn, while tracks 60 and 90 % of MIP and EIF generated greater activation of muscles ECOM and DIAF. Based on these results, it appears that with increased pressure load imposed on breathing, there are increases in the levels of muscle contraction of the respiratory muscles, particularly the diaphragm, and sternocleidomastoid muscles, especially 60 to 90% of MIP and over the use of flow oriented incentive spirometers.

Key words: electromyography; respiratory muscles; physical therapy modalities.

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	REVISÃO DE LITERATURA	14
3	OBJETIVO	22
4	MATERIAL E MÉTODOS	23
	4.1 Tipo de Estudo	23
	4.2 Amostragem	23
	4.3 Avaliação Inicial	24
	4.4 Procedimento Experimental	27
	4.5 Análise Estatística	36
5	RESULTADOS	37
6	DISCUSSÃO	45
7	CONCLUSÃO	53
	REFERÊNCIAS	54
	ANEXO	59
	APÊNDICES	60

## 1 INTRODUÇÃO

Assim como quaisquer outros músculos esqueléticos, os músculos respiratórios podem apresentar situações de fadiga e enfraquecimento. Muitos podem ser os fatores causais tais como doenças, desuso e imobilização. As conseqüências danosas são inúmeras: restrições ao fluxo aéreo, diminuição da capacidade vital, capacidades pulmonar total e residual funcional, e alterações sistêmicas (Laghi e Tobin, 2003).

A fisioterapia respiratória objetiva a melhora da resistência muscular à fadiga e a redução dos gastos de energia durante a respiração. Tem papel fundamental na prevenção e solução de deficiências nos músculos respiratórios (Gosselink, 2006) e o seu principal foco de ação se dá por meio dos exercícios respiratórios (Gosselink et al. 2008).

Os exercícios respiratórios estimulam a ação dos músculos principais e acessórios da respiração e podem ser realizados com ou sem carga pressórica. Quando esta é empregada, os exercícios são definidos como treinamento muscular respiratório. As cargas pressóricas podem ser lineares ou alineares, dependendo da possibilidade ou não de se definir o valor exato da resistência oferecida (Costa, 2004).

A utilização dos exercícios respiratórios deve estar baseada, o máximo possível, em evidências científicas (Sampaio, Mancini e Fonseca 2002). Para o alcance mais preciso dos objetivos terapêuticos é preciso conhecer o funcionamento e os efeitos de cada técnica. Quando se trata dos exercícios respiratórios é necessário saber quais músculos estão sendo acionados, de que forma e com que intensidade. De acordo com Dornelas de Andrade et al. (2005),

poucos estudos relatam a atividade dos músculos inspiratórios com a utilização de cargas pressóricas.

Diversos são os dispositivos utilizados para ofertar cargas pressóricas e podem ser divididos de acordo com o tipo de carga (alinear ou linear) oferecida. Um exemplo de carga pressórica alinear é o espirômetro de incentivo, que oferece resistência e tem como principais objetivos a expansão pulmonar e a melhora do desempenho muscular respiratório (AARC, 1991; Tomich et al. 2007).

Os dispositivos comerciais de carga linear mais utilizados são o Threshold IMT® e o manovacuômetro (Valle e Costa, 2002; Costa e Garcia, 2002 e Weiner et al., 2003). A utilização de cargas pressóricas lineares para o treinamento muscular respiratório ocupa um grande espaço na prática clínica e na literatura científica, tendo sido alvo de revisões sistemáticas (Lotters et al. ,2002; Brooks et al., 2005; e Geddes et al., 2008).

Apesar do amplo uso na prática clínica do treinamento muscular respiratório, ainda não se conhece, ao certo, o efeito dos exercícios na ativação de grupos musculares, se ocorre atividade de músculos de forma específica ou se todos são recrutados em conjunto. Se faz necessário investigar os níveis e tipos de carga pressórica e sua relação com a atividade dos músculos respiratórios.

Além disso, existe uma grande variabilidade de metodologias empregadas nos estudos encontrados e, de acordo com Dornelas de Andrade et al. (2005), não existem evidências claras sobre qual tipo, quantidade de carga pressórica ou dispositivo utilizar.

Neste sentido, algumas investigações têm sido desenvolvidas acerca, utilizando a eletromiografia de superfície (EMGs).

Alguns trabalhos têm colaborado no esclarecimento de fatores que justifiquem claramente as escolhas na prescrição de carga pressórica, como os realizados por Costa et al.(1994), Dornelas de Andrade et al. (2005), Hawkes, Nowicky e McConnell (2007) e Tomich et al. (2007).

Diante do exposto, o estudo parte do seguinte problema: qual o padrão de atividade eletromiográfica dos músculos esternocleidomastóideo, intercostais externos e diafragma durante a respiração tranqüila e com a utilização de diferentes níveis de carga pressórica linear (30, 60 e 90% da P<sub>Imáx</sub>) e alinear (espirometria de incentivo a fluxo e a volume) por adultos jovens saudáveis?

Acredita-se, como hipótese, que os exercícios promovem níveis e padrões de ativação diferentes, e que maiores níveis de carga exigem mais participação dos músculos acessórios (representados pelo ECOM).

A busca por uma melhor compreensão da atuação da musculatura respiratória, durante a execução das técnicas de fisioterapia respiratória, possibilitará maior precisão na escolha do recurso terapêutico utilizado em relação ao objetivo terapêutico que se deseja alcançar.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Carga Pressórica

As cargas pressóricas podem ser lineares (quando se conhece a quantidade exata de pressão ofertada ao sistema respiratório) ou alineares, quando a magnitude varia com o fluxo e a ventilação (Costa, 2004). A utilização de cargas pressóricas, lineares ou não, nos exercícios respiratórios, é chamada de treinamento muscular respiratório (TMR).

Diversos autores estudaram o TMR com o objetivo de ganhar força muscular respiratória, nas mais variadas afecções. Enright et al. (2004) aplicaram um protocolo de treinamento em pacientes com fibrose cística; Brooks et al. (2005) revisaram a literatura buscando evidências do treinamento em pacientes com lesão medular alta; Lotters et al. (2002), Geddes et al. (2008) revisões sobre o TMR em pacientes com DPOC.

A literatura diverge bastante na metodologia de treinamento empregada. Apesar do conhecimento da necessidade de especificidade para o alcance de objetivos terapêuticos determinados, não existem diretrizes bem estabelecidas sobre as variáveis de treinamento (intensidade, duração, frequência, velocidade entre outras) e suas diversas combinações.

A intensidade de treinamento para os músculos respiratórios geralmente é calculada como percentual da Pressão Inspiratória Máxima (PI<sub>máx</sub>). Segundo Lotters et al. (2002) e Gosselink (2006) o treinamento muscular deve ser realizado com cargas de no mínimo 30% da PI<sub>máx</sub> da pressão inspiratória

máxima (P<sub>Imáx</sub>), valor que é o equivalente mínimo para recrutamento mecânico da musculatura.

Outros autores empregaram cargas maiores. Weiner et al. (2000, 2004) e Sanchez Riera et al. (2001) demonstraram em seus estudos aumentos significativos de pressão inspiratória máxima através da imposição de carga progressiva e homogêneas de 15- 60% da P<sub>Imáx</sub> e de 60-70% da P<sub>Imáx</sub>, respectivamente.

Outro fator não consensual na literatura é a forma de ofertar a carga pressórica. A carga pressórica linear é mais utilizada, devido ao seu baixo custo e a facilidade de aplicação (Wojciechowski, 1994; Lotters, 2002).

Diversos são os dispositivos utilizados. Com relação à carga pressórica linear o mais comum e mais utilizado é o Threshold IMT<sup>®</sup> (Dornelas de Andrade et al., 2005). A grande limitação do Threshold IMT<sup>®</sup> é que só oferece valores de resistência até - 41 cmH<sub>2</sub>O. O indivíduo adulto sadio entre 20 e 39 anos apresenta valores normais de P<sub>Imáx</sub> que variam de - 91,5 ± 10,1 cmH<sub>2</sub>O – em mulheres – a - 129,3 ± 17,6 cmH<sub>2</sub>O em homens (Neder et al., 1999).

Alguns autores construíram dispositivos artesanais. Segundo Johson et al. (1996) apud Nobre et al. (2007) avaliaram a válvula *spring – load* durante o treinamento muscular inspiratório e compararam com um método que utilizou pesos como resistência e não encontraram diferenças significativas entre os dois sistemas.

Weiner et al. (2003) e Sturdy et al. (2003) utilizaram aparelhos com resistência imposta por válvulas eletromagnéticas. Apesar de garantirem confiabilidade e conseguirem ofertar altos valores de carga pressórica, o custo diminui a possibilidade de amplo uso por fisioterapeutas.



No Laboratório de Espirometria e EMG da Universidade Federal de São Carlos foi desenvolvido um dispositivo baseado em uma coluna d'água em U, chamado de Nasomanômetro, com o objetivo de criar um incentivador respiratório com adaptador nasal, para o tratamento de crianças com síndrome do respirador bucal (Silva et al., 2007).

A coluna d'água surge então como alternativa para o emprego de altas cargas pressóricas no treinamento muscular respiratório. Utiliza um princípio da hidrostática, que afirma ser possível medir a pressão através do balanço ou equilíbrio das forças em colunas de líquidos, em um recipiente tipo U, conhecidos como manômetros diferenciais (De Vito, 2006).

O limite de carga depende da altura da coluna d'água, o fator desgaste é diminuído quando comparado ao manovacuômetro e é um dispositivo com baixo custo, que pode ser construído com mangueiras plásticas e uma base de madeira. Este instrumento foi escolhido para uso neste estudo.

As cargas pressóricas alineares são ofertadas por dois tipos de dispositivos: espirômetros de incentivo a fluxo e a volume. Ambos promovem maior trabalho aos músculos inspiratórios ao estimular por meio de *feedback* visual ou auditivo, uma inspiração com maior fluxo ou promovendo maior volume (Parreira et al., 2004).

Existem vários tipos de espirômetros de incentivo, orientados a fluxo e a volume. Os espirômetros orientados a fluxo são compostos por esferas encarceradas em três tubos de plástico, conectados. Quanto maior for o fluxo desenvolvido pelo paciente, mais esferas subirão os tubos e permanecerão elevadas por mais tempo (Scanlan et al., 2000). Os espirômetros a volume

encorajam o paciente a inspirar a maior quantidade de ar possível (Parreira et al., 2005).

## **2.2 Eletromiografia de Superfície**

Eletromiografia (EMG) é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo (Portney e Roy, 2004). Basmajian e De Luca (1985) classificam a eletromiografia como o estudo da função muscular através da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo.

A EMGs é um dos instrumentos mais utilizados no estudo da biomecânica e fisiologia muscular (De Luca, 1997). Diversos autores utilizaram a EMG na tentativa de elucidar a atuação dos músculos respiratórios, como: Gandevia, McKenzie e Plassman (1990), Butler, McKenzie e Gandevia (1999), Hodges e Gandevia (2000), Maarsingh et al. (2002), Dornelas de Andrade et al. (2005), Nobre et al. (2007), Dornelas de Andrade, Silva e Nobre (2007), Ratnovsky, Elad e Halpern (2008).

O registro do eletromiograma requer um sistema que compreende eletrodos que capturem os potenciais elétricos do músculo em contração; um amplificador (condicionador), que processa o pequeno sinal elétrico e um decodificador (conversor), que permite a visualização gráfica e/ou audição dos sons, o que permitirá a completa análise (software) dos dados (Portney e Roy, 2004).

A EMGs apresenta algumas vantagens em relação aos métodos invasivos. Por ser não-invasiva, a EMGs é um método seguro, que oferece um desconforto mínimo ao participante e que pode ser facilmente aplicado na prática clínica (Duiverman et al. 2004).

Os eletrodos de superfície são usualmente fixados com fitas adesivas e aplicados numa direção longitudinais e paralelos às fibras musculares (Basmajian e De Luca, 1985), ficando os sítios de detecção perpendiculares às fibras musculares. Sua principal vantagem é a facilidade e padronização da aplicação, por ser não invasivo, não causa desconforto no paciente. Suas limitações são a atenuação causada pelo tecido subcutâneo e a possível contaminação do registro por atividade elétrica oriunda de meios externos (ruídos) ou outros músculos - grupos musculares conhecidos como *crosstalk* (Turker, 1993; Soderberg e Knutson 2000).

Os ruídos podem ser gerados, pelos componentes eletrônicos dos equipamentos de coleta, radiação eletromagnética, rede elétrica (60 Hertz e harmônicas), o movimento dos cabos e eletrodos (0-20 Hz) (Forti, 2005). A impedância da pele também pode ocasionar ruído importante e recomenda-se a tricotomia do sitio de colocação do eletrodo, lixar a pele e limpá-la com álcool (Hermens et al. ,2000).

Também na tentativa de evitar a aquisição de ruídos e *crosstalk*, utilizam-se eletrodos diferenciais, seja de diferenciação simples ou dupla diferenciação. Esses eletrodos têm a vantagem de eliminar ou reduzir com maior eficiência os sinais originados distante dos eletrodos, e, portanto, parece ser uma alternativa para reduzir o *crosstalk* (De Luca, 1997).

Além dos eletrodos registradores, deve ser aplicado um eletrodo de referência, para permitir um mecanismo de cancelamento do efeito de interferência do ruído elétrico externo. Para a colocação do eletrodo de referência o *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) recomenda que sejam utilizados, dependendo dos músculos analisados, o osso esterno, punho, tornozelo ou processo espinhal de C7 (Freriks e Hermens, 1999). Já Basmajian e De Luca (1985), afirmam que o eletrodo de referência deve fazer contato com qualquer proeminência óssea do corpo humano.

Diversos estudos têm sido realizados com o intuito de analisar a atividade eletromiográfica dos músculos respiratórios. Os objetivos destes estudos são ligados a compreensão da ação destes músculos durante e após a execução de técnicas de fisioterapia respiratória (Tomich et al. 2007; Hawkes, Novick e McConnell, 2007) em situações de aumento de demanda da ventilação como, por exemplo, no broncoespasmo (Maarsingh et al., 2004) e até em ações posturais destes músculos (Hodges e Gandevia 2000; Hodges, Heijnen e Gandevia, 2001).

Costa et al. (1994) estudaram a participação do esternocleidomastóideo (ECOM) na inspiração profunda; Dornelas de Andrade et al. (2005) estudaram a participação do ECOM e do diafragma (DIAF) durante a utilização de carga pressórica linear com Threshold IMT ®; Tomich et al. (2007) verificaram a ativação do ECOM com o uso de espirômetros de incentivo a volume e a fluxo; Nobre et al. (2007) observaram aumento na ativação EMG dos músculos da caixa torácica inferior durante cargas respiratórias progressivas.

O emprego da EMG para análise do DIAF é bastante contestada devido à localização deste músculo. Maarshingh et al. (2000) e Duiverman et al. (2004) realizaram pesquisas com o intuito de verificar a reprodutibilidade e a sensibilidade desta técnica na avaliação da atividade elétrica tanto DIAF quanto dos intercostais externos (INTER). Estes mesmo autores classificam a técnica como eficaz e viável para a análise do desempenho muscular respiratório.

Um problema com a análise da atividade eletromiográfica dos músculos respiratórios principais (INTER e DIAF) é a contaminação do sinal de eletrocardiograma (ECG). Neste sentido, diversas iniciativas têm sido realizadas, com o objetivo de eliminar o componente ECG do sinal eletromiográfico.

Uma delas é a de Hawkes, Nowicky e McConnell (2007), que realizaram a coleta do sinal no lado direito do corpo e afirmaram ter minimizado a captação de sinal ECG.

Riedi (2006) desenvolveu uma rotina específica no *software Matlab* utilizando um filtro do tipo *Chebyshev* de ordem 9 em 50 Hz para eliminar a contaminação ECG. Um questionamento surge na utilização de filtros que cortam sinal por frequência, pois pode haver perdas no sinal eletromiográfico (Riedi, 2006).

Maarsingh et al. (2000, 2002, 2004) e Duiverman et al. (2004) utilizaram um sistema de eliminação on – line do componente cardíaco. Corne, Webster e Younes (2000) utilizaram uma rotina de remoção *post hoc*. Pesquisadores participantes destes estudos debateram em carta ao *Journal of Applied Physiology*, chegando à conclusão de que ambos os métodos são interessantes (Eykers, Maarsingh e van Aalderen, 2001).

### 3 OBJETIVO

Este estudo tem como objetivo geral analisar a atividade eletromiográfica dos músculos esternocleidomastóideo, intercostais externos e diafragma durante a utilização da carga pressórica linear e alinear e durante a respiração tranqüila nas posições sentada e deitada em adultos jovens saudáveis.

Apresenta como objetivos específicos:

- Verificar a existência de diferenças entre os valores de RMSn nas posições sentada e deitada e entre os músculos em cada posição durante a respiração tranqüila;
- Verificar comparativamente a atividade muscular de cada um dos músculos de forma isolada, por meio dos valores de RMSn das fases respiração tranqüila (posição sentada) e as fases com a utilização de carga pressórica;
- Comparar os valores, dentro de cada fase de coleta, dos sinais dos músculos esternocleidomastóideo, intercostais externos e diafragma;

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Tipo de Estudo

O estudo possui caráter observacional transversal. Foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade Adventista da Bahia, registrado na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa e aprovado com o parecer de número 132/07 (ANEXO A)

Todos os indivíduos foram informados e esclarecidos acerca da participação na pesquisa. Aqueles que concordaram assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE.

### 4.2 Amostragem

Foi utilizada uma amostra não probabilística por conveniência, formada por 10 indivíduos do gênero masculino, alunos ou funcionários da Faculdade Adventista de Fisioterapia (FAFIS) que compareceram voluntariamente ao Laboratório de Eletroterapia da Faculdade Adventista de Fisioterapia, no distrito de Capoeiruçu, Cachoeira - BA.

Como critérios de inclusão foram considerados: idade entre 19 e 29 anos, IMC entre 18 e 25 kg/m<sup>2</sup> e função pulmonar normal.

Os critérios de exclusão foram: fumantes ou ex-fumantes, desconforto durante as avaliações ou não compreensão dos procedimentos a serem executados, presença e / ou história de doenças respiratórias, cardiovasculares, metabólicas e osteomioarticulares.

### 4.3 Avaliação Inicial

Os indivíduos foram convidados a comparecer ao laboratório, onde inicialmente responderam às questões da ficha de avaliação (APÊNDICE B). Foram pesados, tiveram altura medida e foi calculado o IMC. Logo após foram submetidos aos procedimentos de avaliação, em ordem: função pulmonar, força muscular inspiratória. Posteriormente foram submetidos ao procedimento experimental - avaliação eletromiográfica dos músculos respiratórios.

#### 4.3.1 Avaliação da função pulmonar

A avaliação da função pulmonar foi realizada por meio da espirometria. Utilizou-se o Espirômetro Micromedical® SuperSpiro que possibilitou a captação das medidas de Volumes, Capacidades e Fluxos Pulmonares diretamente: Capacidade Vital Lenta (CVL), Capacidade Vital Forçada (CVF), Volume Expiratório Forçado no primeiro segundo, Pico Máximo de Fluxo Expiratório. Todos os procedimentos atenderam às normas da ATS/ERS (2002) e segundo Pereira et al. (2007), com a realização das manobras de CVL e CVF.

Cada manobra foi repetida por três vezes, com pausa de um minuto entre as manobras, e o maior valor foi computado. Os valores obtidos foram comparados com os valores de normalidade fornecidos pelo aparelho e nenhuma alteração foi encontrada.



#### 4.3.2 Medida da força muscular inspiratória

A avaliação da força muscular inspiratória foi realizada por meio da mensuração da Pressão Inspiratória Máxima – P<sub>Imáx</sub> (Black e Hyatt, 1969). A P<sub>Imáx</sub> foi medida utilizando - se o deslocamento de água em um manômetro diferencial ou nasomanômetro adaptado para bocal.

Os manômetros diferenciais utilizam o princípio da hidrostática, medindo a pressão através do balanço ou equilíbrio das forças em colunas de líquidos, em um recipiente tipo “U” (De Vito, 2006). Esse é o tipo de manômetro mais simples e indica a diferença entre duas pressões (pressão diferencial) como ilustra a Figura 1.

Quando uma pressão negativa é aplicada em um dos lados (Figura 1), a água neste lado da coluna ascende enquanto no outro descende. A diferença de altura ‘h’, que é a soma das leituras, acima e abaixo do ponto médio, indica a pressão em centímetros de água.

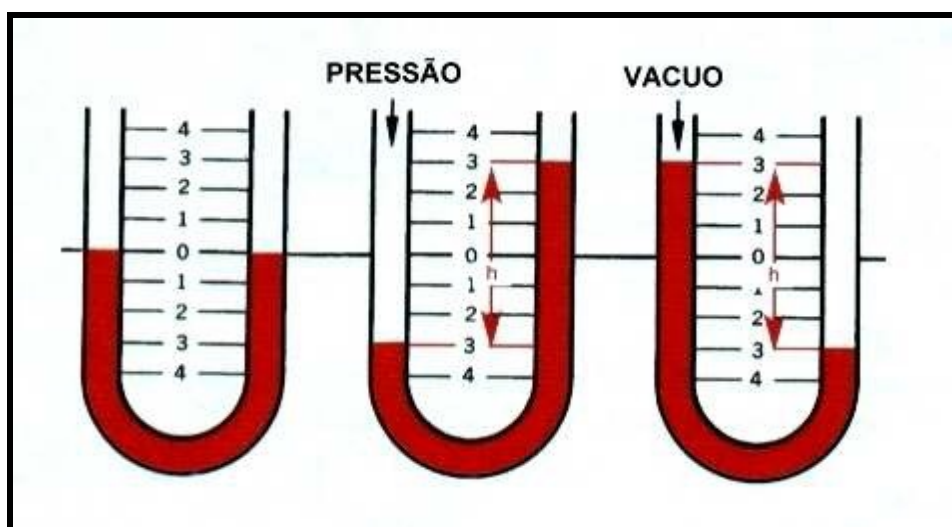


Figura 1 - Esquema do manômetro diferencial (medidas em cmH<sub>2</sub>O).

A coluna d'água foi construída de forma artesanal seguindo o modelo original desenvolvido pelo Laboratório de Espirometria e EMG da Universidade Federal de São Carlos (Silva et al., 2007). O bocal segue a determinação de Black e Hyatt (1969) e contém um orifício de aproximadamente 2 mm de diâmetro, para diminuição ou eliminação da influência das pressões bucais

O instrumento foi construído com uma mangueira transparente medindo 560 cm de comprimento com diâmetro interno de 4 mm e parede de 1 mm, que foi fixada em forma de "U" em uma base de madeira de 290 cm de comprimento, contendo uma escala analógica orientada por papel milimetrado A4, marcados de um em um centímetro. Cada lado possui 280 cm de altura.

A coluna foi preenchida com água até a altura de 130 cm a partir da curvatura inferior. Esta altura foi definida para tornar perceptível o deslocamento do volume de água a partir do ponto de nivelamento, que foi definido como zero manométrico (De Vito, 2006), sendo o ponto de equilíbrio das pressões dos dois lados da coluna.

Na abertura superior direita foi anexada e vedada uma outra mangueira de mesmo diâmetro com 180 cm de comprimento, mais flexível, que foi adaptada ao bocal.

Para a medida da P<sub>Imáx</sub>, os indivíduos foram orientados a expirar até o VR e inspirar lenta e profundamente através do manômetro. Foi anotada a pressão mantida após o 1º segundo. A medida foi realizada três vezes com um intervalo de 1 minuto entre cada mensuração e posteriormente era computado o maior valor.

A partir do valor de P<sub>Imáx</sub> encontrado foram calculados os percentuais desse valor (30% da P<sub>Imáx</sub>, 60% da P<sub>Imáx</sub> e 90% da P<sub>Imáx</sub>). Devido

a oscilação do nível de água durante a utilização do manômetro diferencial, foram calculado valores 5 pontos percentuais acima e abaixo destes três níveis, com o objetivo de limitar em faixas as cargas pressóricas lineares a serem utilizadas pelos voluntários.

#### 4.4 Procedimento Experimental: Avaliação eletromiográfica dos músculos respiratórios

A avaliação eletromiográfica dos músculos esternocleidomastóideo (ECOM), intercostais externos (INTER) e diafragma (DIAF) foi realizada com os indivíduos sentados confortavelmente em uma cadeira com encosto reclinado de aproximadamente 15° (Moraes et al., 2008). Durante a respiração tranqüila os indivíduos também foram avaliados em posição supina em uma maca com 0° de inclinação (Guedes et al.,2008). O sinal eletromiográfico foi coletado em oito fases distintas: P<sub>lmáx</sub>, respiração tranqüila sentado (SENT) e deitado (DEIT), 30% da P<sub>lmáx</sub>, 60% da P<sub>lmáx</sub> e 90% da P<sub>lmáx</sub>, espirometria de incentivo a volume (EIV) e a fluxo (EIF).

Para cada uma das fases foram feitas três coletas, com intervalos de 1 minuto entre as repetições. Entre as fases o intervalo foi de dois minutos. Foi realizado um sorteio para a ordenação das fases, para evitar a influência do cansaço, fadiga e aprendizado na obtenção dos dados. Oito envelopes pardos de mesmo tamanho e aspecto externo, contendo um pedaço de papel indicando uma das fases cada, foram colocados em cima de uma mesa e sorteados pelo indivíduo.

Para minimizar interferências, a experimentação foi realizada em sala devidamente iluminada com lâmpadas incandescentes. Todos os aparelhos celulares foram desligados.

### **Instrumentação**

Foi utilizado um sistema de aquisição de sinais modelo EMG 800C EMG System do Brasil®, conectado a uma bateria com 10A e 12 V. Possui oito canais de entrada, sendo quatro para sensores diversos e quatro para eletrodos ativos.

O módulo de aquisição de sinais possui impedância  $10^9$  Ohms, resolução de 16 bits e faixa de entrada de  $\pm 1V$ , ganho de amplificação total de 2000 vezes e rejeição de modo comum  $>100db$ . Filtros de hardware: passa alta de 20 Hz e passa baixa de 1000Hz, realizada por um filtro analógico do tipo *Butterworth* de dois pólos.

O módulo de aquisição de sinais foi conectado por meio de cabo do tipo *Universal Serial Bus* (USB) a um Notebook Centrino Duo 1.73 GHz, alimentado por bateria interna, com a finalidade de evitar a captação de ruídos e interferências da rede elétrica (Guirro, Forti e Bigaton, 2006).

A aquisição e o armazenamento dos dados foram realizados com o *software* EMG System V1.01 (EMG System do Brasil®), para Windows, com frequência de amostragem em 2000 Hz por canal (Dornelas de Andrade et al., 2005).

A captação do registro eletromiográfico foi realizada por meio de eletrodos de superfície do tipo ativo simples diferencial (EMG System do Brasil®), com cabo blindado e clipe de pressão na extremidade, que permite conexão com

eletrodo tipo eletrocardiograma (3M do Brasil®), que foram cortados e adaptados para a manutenção de uma distância de 20 mm (Hermens et al., 2000) , como mostra a Figura 2.

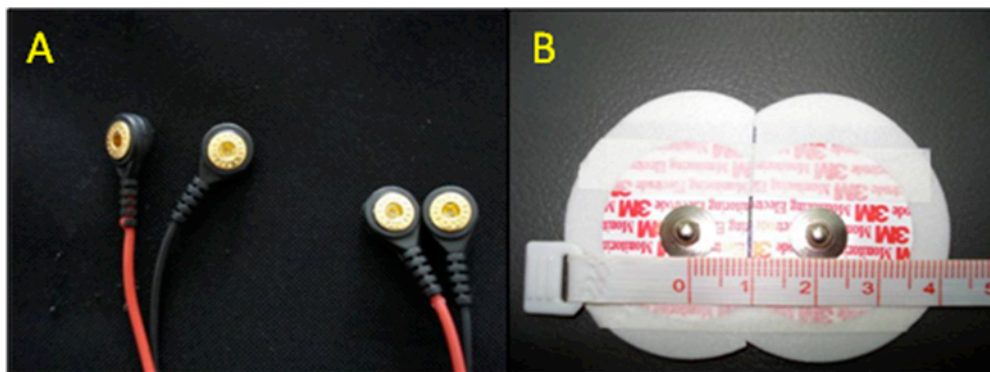


Figura 2 – Eletrodos tipo ativo simples diferencial (A) e eletrodos de eletrocardiograma adaptados (B).

Os eletrodos apresentam um circuito pré – amplificador com ganho de 20 vezes, rejeição de modo comum de 20dB, impedância de  $10^9$  Ohms e taxa de ruído do sinal  $< 3\mu\text{V RMS}$ .

Para a realização da avaliação eletromiográfica foram utilizados os músculos no hemisfério direito. A escolha foi baseada na afirmação de Ratnovsky et al. (2003), que não observaram alterações significativas nos sinais eletromiográficos entre os dois lados do tórax. Outros autores escolheram o lado direito para a captação do sinal com o intuito de minimizar a influência do sinal eletrocardiográfico (Hawkes, Nowicky e McConnell, 2007).

### **Posicionamento dos eletrodos**

Inicialmente a pele foi previamente tricotomizada e limpa com álcool 70% da Pimáx antes da colocação dos eletrodos (Hermens et al., 2000) , e só então os eletrodos foram posicionados.

#### A) Músculo Esternocleidomestóideo (ECOM)

Os eletrodos foram fixados no corpo do músculo, a 5 cm do processo mastóideo (Costa et al. 1994). Para confirmar o posicionamento, os participantes foram orientados e a realizar uma breve contração isométrica em flexão do pescoço. Estes procedimentos seguem os realizados por Dornelas de Andrade et al. (2005), Nobre et al. (2007) e Guedes et al. (2008).

#### B) Músculos Intercostais Externos (INTER)

Para a análise do INTER, utilizando a metodologia proposta por Duiverman et al. (2004) e Butler, McKenzie e Gandevia (2003), os eletrodos foram fixados no terceiro espaço intercostal, 3 cm paraesternal.

#### C) Músculo Diafragma (DIAF)

Os eletrodos foram colocados no 7º ou 8º espaço intercostal (de acordo com a melhor captação do sinal) entre as linhas axilar anterior e hemiclavicular (Dornelas de Andrade et al, 2005; Nobre et al., 2007).

#### D) Eletrodo de Referência

Com o objetivo de evitar interferências eletromagnéticas o eletrodo de referência foi colocado no processo estilóide da ulna direita (Tomich et al., 2007).

A figura 3 mostra o posicionamento dos eletrodos de captação utilizados.

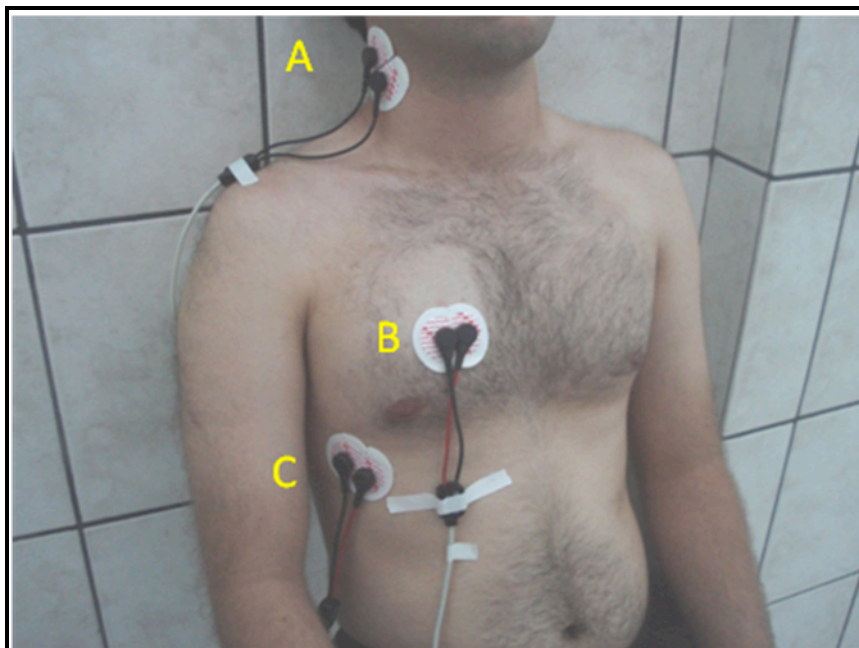


Figura 3 – Posicionamento dos eletrodos de captação: A) esternocleidomastóideo; B) intercostais externos e C) diafragma.

### **Coleta do sinal nas diferentes fases**

Após a colocação dos eletrodos e ordenação das fases, o indivíduo foi posicionado e foram iniciadas as coletas dos sinais eletromiográficos, nas diferentes fases. Todos os indivíduos foram treinados previamente para a realização dos procedimentos

Durante as fases de respiração tranqüila nas posições sentada (SENT) e deitada (DEIT), foi solicitado ao indivíduo que respirasse calma e tranquilamente. O sinal foi gravado durante 15 segundos.

Para a coleta das fases com carga pressórica, o indivíduo foi posicionado sentado e foi orientado a realizar uma inspiração máxima, após uma expiração até o nível do VR quando, numa curta pausa expiratória foram colocados o clipe nasal e o bucal. Este procedimento foi repetido previamente a todas as fases.

Para a P<sub>Imáx</sub>, como descrito anteriormente, o indivíduo inspirou lenta e profundamente a partir do VR até o máximo, mantendo o nível máximo por pelo menos 1 segundo. O sinal foi gravado a partir do início da inspiração.

Durante as fases pressóricas de 30% da P<sub>Imáx</sub>, 60% da P<sub>Imáx</sub> e 90% da P<sub>Imáx</sub>, os indivíduos inspiraram lenta e profundamente até a faixa estabelecida e marcada na coluna d'água, sendo orientados a manter o nível da água na faixa por pelo menos 4 segundos. O sinal foi gravado a partir do momento do alcance do nível estabelecido.

Nas fases de carga pressórica alinear foi seguida a metodologia proposta por Tomich et al. (2007). Durante a utilização do espirômetro de incentivo a volume Voldyne® (figura 4a), o indivíduo foi orientado a inspirar profundamente até o máximo possível, mantendo o nível de fluxo indicado pelo aparelho. Com o espirômetro de incentivo a fluxo Respirom® (Figura 4b), a orientação foi de manter as duas primeiras esferas do aparelho elevadas, mantendo um fluxo de 900ml/s, durante a inspiração. O sinal foi gravado a partir do início da inspiração.

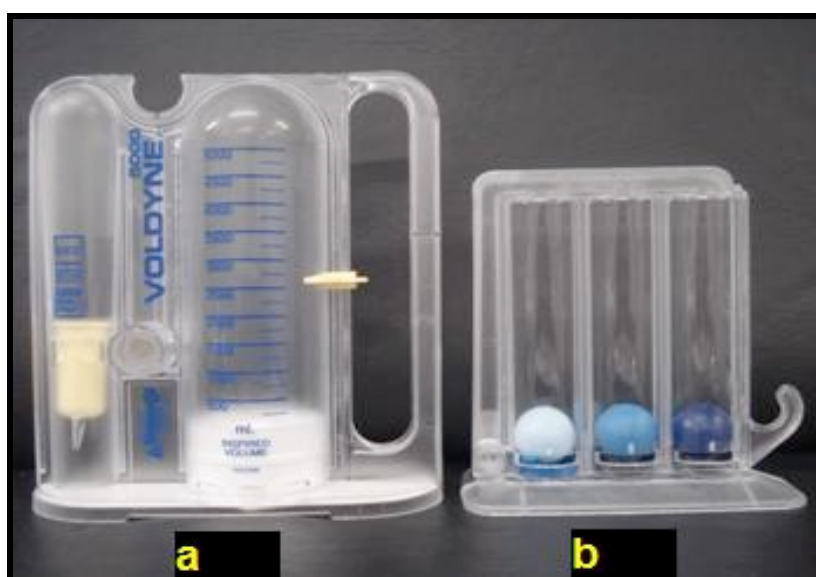


Figura 4 – Espirômetros de Incentivo: a) Voldyne e b)Respirom.



### **Análise do sinal eletromiográfico**

Primeiramente foi realizada a seleção dos trechos de 4 segundos para análise. Para as fases de respiração tranqüila foram selecionados trechos aleatórios. Para as fases com carga pressórica os trechos foram marcados a partir do início.

Após a coleta e seleção do trecho a ser analisado, o sinal foi importado para o *software Matlab 7.0.1*®, onde foi processado no *Digital Signal Processing Tool Box BR – v 1.0 – EMG System do Brasil*®.

### **Processamento do sinal EMG**

A) Remoção de artefatos de eletrocardiograma do sinal eletromiográfico

Inicialmente, foi realizada a remoção dos artefatos de eletrocardiograma (ECG) do registro do sinal eletromiográfico do INTER e DIAF utilizando a metodologia descrita por Corne, Webster e Younes (2000) e por van Eykern, Maarsingh e van Aalderen (2001).

Os sinais foram processados para cálculo do *Root Mean Square* (RMS) em janelas móveis de 100ms no *Matlab*® utilizando o *Digital Signal Processing Tool Box BR – v 1.0 – EMG System do Brasil*®, produzindo um gráfico do sinal bruto. Para os músculos INTER e DIAF foi realizada a identificação do, no eixo cartesiano do tempo, os complexos QRS (que tipicamente possuem duração de 100ms).

Os valores de cada sinal do DIAF e do INTER processados foram copiados e retificados em uma planilha específica, que permitiu identificar, agora numericamente com base na análise gráfica anterior, os segmento de 100ms que

continham os complexos QRS, que foram apagados para a realização de substituição dos valores por valores médios anteriores e posteriores ao trecho.

Os espaços de 100 ms vazios foram então substituídos um valor para cada metade ou trecho de 50 ms. Os valores do primeiro trecho foram substituídos pela média dos 40 ms anteriores ao segmento, e os valores do segundo trecho foram substituídos pela média dos 40 ms posteriores ao segmento. Esse novo conjunto de valores foi copiado e novamente plotado no *toolbox* Matlab ®.

Após este procedimento, foi calculado novamente o RMS (RMS filtrado) em janelas móveis de 100ms e gerados gráficos para confirmar que os trechos que continham os artefatos de complexos QRS foram substituídos por linhas (correspondentes à substituição dos valores).

A figura 5 a seguir mostra os sinais dos músculos DIAF e INTER, brutos e após remoção do sinal cardíaco, e os sinais do músculo ECOM durante todas as fases de coleta de um voluntário, como exemplo. Observa-se claramente o aparecimento de complexos QRS nos sinais brutos dos músculos INTER e DIAF em todas as fases de coleta substituídos por linhas (no sinal filtrado).

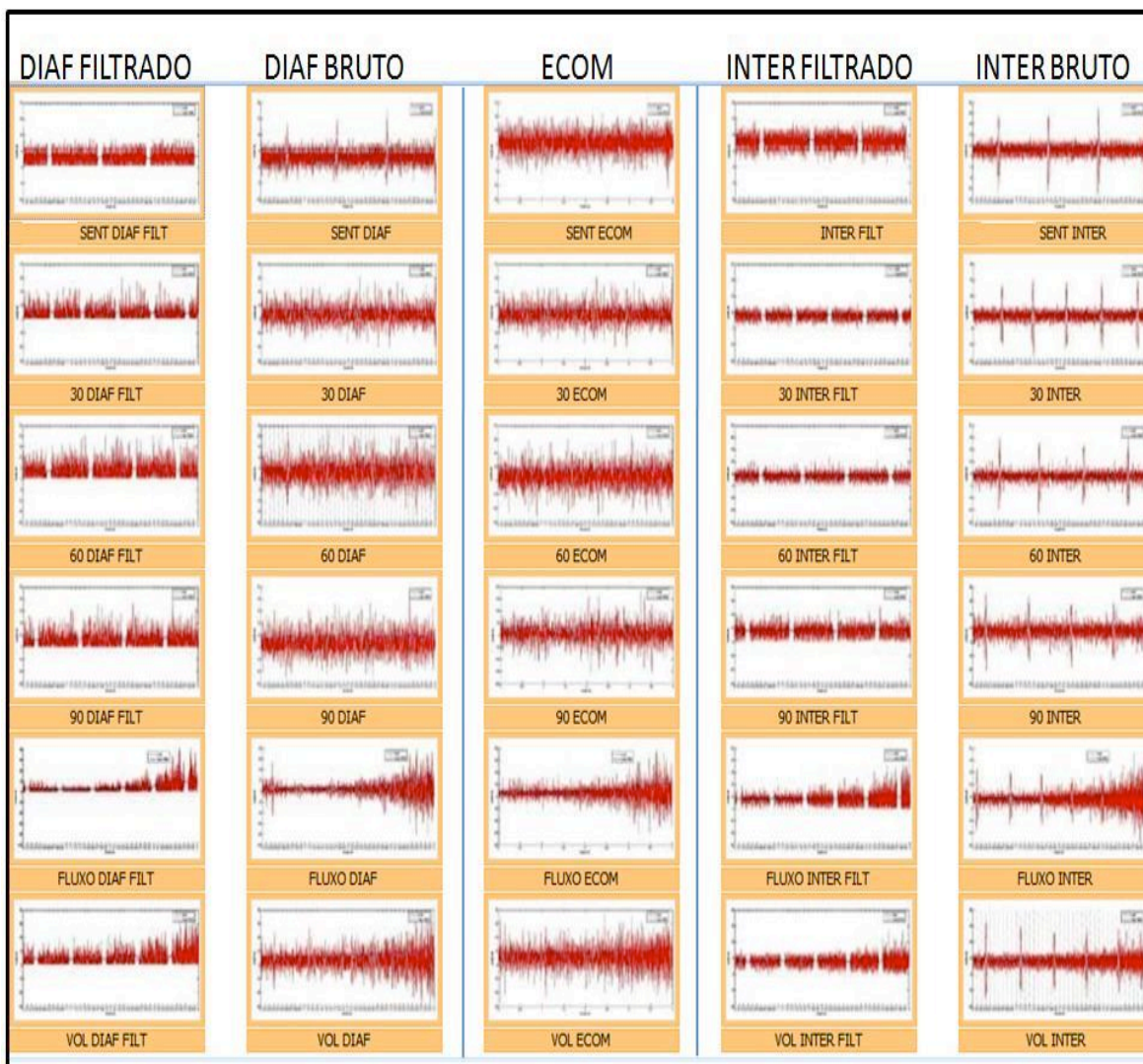


Figura 5: Sinais eletromiográficos durante as fases de coleta de um voluntário. Em ordem, partindo da esquerda: sinal do diafragma com remoção do sinal cardíaco, sinal bruto do diafragma, sinal bruto do ECOM, sinal dos intercostais externos com remoção do sinal cardíaco e por último sinal bruto dos intercostais externos. As fases estão ordenadas de cima para baixo: sentado, 30% da P1máx, 60% da P1máx, 90% da P1máx, fluxo e volume.

### Normalização do sinal eletromiográfico

Os valores de RMS do sinal do ECOM e de RMS filtrado do INTER e DIAF foram submetidos a um processo de normalização dividindo-se esses valores pelo RMS do sinal da fase P1máx (Guedes et al., 2008; Moraes et al., 2008) gerando os valores de RMS normalizado (RMSn), como mostra a fórmula a seguir:

$$\text{RMSn (fase)} = \text{RMS} / \text{RMS P1máx}$$

#### 4.5 Análise Estatística

Todas as análises foram realizadas com o *software GraphPad InStat 3.0*. Os gráficos foram plotados com o *software GraphPad Prism 4.03*.

Os dados, após remoção de artefatos, normalização e análise descritos anteriormente, foram plotados em planilhas específicas. Foram submetidos ao teste de normalidade de *Kolmogorov – Smirnov* e apresentaram distribuição normal.

Foram realizados três blocos de análises:

Análise da RESPIRAÇÃO TRANQUÍLA – comparação entre os valores de RMSn entre a fase SENT e DEIT.

Análise INTRAMÚSCULOS - comparações entre os valores de RMSn alcançados em cada fase por cada um dos músculos, separadamente.

Análise INTRAFASES- comparações entre os valores de RMSn do ECOM, INTER E DIAF dentro das fases: SENT, 30, 60, 90, EIV e EIF.

Foram utilizados os seguintes testes estatísticos:

Para a análise da RESPIRAÇÃO TRANQUÍLA foi utilizado o Teste *t de Student* pareado e ANOVA.

As análises INTRAFASES e INTRAMÚSCULOS foram realizadas utilizando a Análise de Variância (ANOVA) com o *post hoc* de *Tukey*.

O nível de significância estatística estabelecido foi de 5%.

## 5 RESULTADOS

A tabela 1 abaixo mostra as características dos 10 voluntários.

Tabela 01: Média e desvio padrão das características dos voluntários

características	média ± desvio padrão
Idade (anos)	23.30 ± 2.05
Peso (kg)	67.94 ± 8.53
Altura (m)	1.71 ± 0.09
Índice de Massa Corpórea – IMC (kg/m <sup>2</sup> )	21.93 ± 3.61
Capacidade Vital Forçada (L)	4.20 ± 0.65
Volume Expiratório Forçado no 1o Segundo (L)	3.60 ± 0.58
Pico de Fluxo Espiratório (L/s)	10.80 ± 1.85

Os resultados das comparações da Respiração Tranqüila e INTRAFASES são mostrados em tabelas, que apresentam o RMSn de cada músculo em médias, desvios padrão e os valores do nível de significância estatística (p) obtido entre as comparações.

Devido ao maior número de comparações para cada um dos músculos, foram utilizados gráficos em colunas com as médias e os desvios padrão para apresentar os resultados do bloco INTRAMÚSCULOS.

### 5.1 Respiração Tranqüila

Com o objetivo de verificar a existência de diferenças ou não entre os valores de RMSn nas posições sentada e deitada durante a respiração tranqüila foi realizada a comparação entre os valores de RMSn das fases SENT e DEIT de cada um dos músculos. Os resultados com (p>0,05) mostra que o posicionamento não influenciou a amplitude do sinal eletromiográfico entre as posições, durante a respiração tranqüila.

A tabela 2 mostra os valores de RMSn nas fases SENT e DEIT dos músculos ECOM, INTER e DIAF bem como os valores de “*p*” encontrados.

Tabela 02: Valores de RMSn das fases SENT e DEIT de cada músculo e resultados (*p*)

	<b>ECOM</b>	<b>INTER</b>	<b>DIAF</b>
<b>SENT</b>	0.13 ± 0.02	0.58 ± 0.06	0.31 ± 0.05
<b>DEIT</b>	0.12 ± 0.02	0.58 ± 0.06	0.31 ± 0.04
<b><i>p</i></b>	0.6460 (ns)	0.8289 (ns)	0.8523 (ns)

Para verificar a existência de diferença entre os músculos ECOM, DIAF e INTER nas fases SENT e DEIT, foram realizadas comparações entre os músculos dentro de cada uma das fases de respiração tranquila, por meio da ANOVA. Novamente os resultados SENT e DEIT foram semelhantes, tendo os indivíduos apresentado uma maior ativação dos intercostais, seguidos pelo diafragma e esternocleidomastóideo, com  $p < 0.001$  em todas as comparações.

## 5.2 Análises INTRAMÚSCULOS

Foram realizadas comparações dos valores de RMSn dos músculos ECOM, INTER E DIAF, isoladamente, durante a respiração tranquila e nos diferentes níveis de carga pressórica

### 5.2.1 Músculo ECOM

Após a análise do músculo ECOM foi verificado que a fase 90 % da P<sub>lmáx</sub> foi a que promoveu maior ativação, sendo superior a todas as outras fases.

Os valores de RMSn alcançados pelo ECOM nas diversas fases foram: SENT:  $0.13 \pm 0.02$  ; 30% da PImáx:  $0.18 \pm 0.03$  ; 60% da PImáx:  $0.69 \pm 0.10$  ; 90% da PImáx:  $0.91 \pm 0.15$ ; EIV:  $0.17 \pm 0.03$ ; EIF:  $0.60 \pm 0.07$ . A figura 6 abaixo mostra esses valores e as comparações entre as fases.

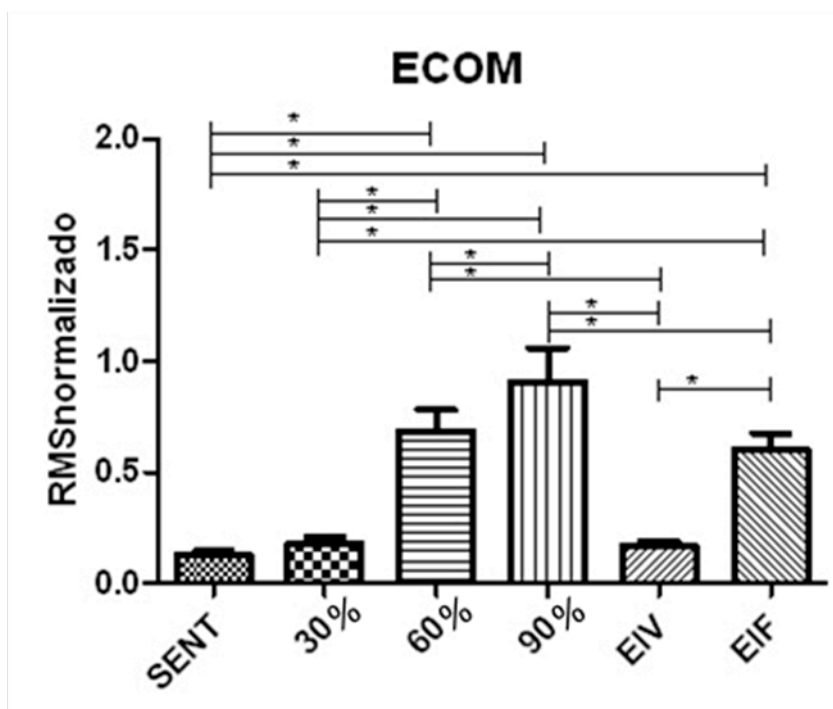


Figura 6 – Valores de RMSn do ECOM expressos em média  $\pm$  desvio padrão durante as fases de coleta: SENT – respiração tranqüila sentado; 30% da PImáx; 60% da PImáx; 90% da PImáx; EIV – espirometria de incentivo a fluxo e EIF – espirometria de incentivo a volume. \* -  $p < 0,01$ .

A carga pressórica linear aumentou sua ativação neste grupo muscular com a progressão da carga pressórica. Contudo, este aumento só é significativo a partir da fase 60% da PImáx, já que a 30% da PImáx não apresentou valores significativamente superiores à respiração tranqüila. A fase 60% da PImáx alcançou o segundo maior valor de RMSn, sendo superior às fases EIV e 30% da PImáx.

Dos dispositivos de carga pressórica alinear somente o EIF promoveu aumento da ativação quando comparado à respiração tranqüila. Entre a fase EIF e a fase 60% da P<sub>Imáx</sub> não foi encontrada diferença significativa.

### 5.2.2 Músculo INTER

Os valores de RMSn obtidos por meio da avaliação do INTER nas diversas fases foram: SENT:  $0.58 \pm 0.06$  ; 30% da P<sub>Imáx</sub>:  $0.58 \pm 0.06$  ; 60% da P<sub>Imáx</sub>:  $0.60 \pm 0.07$  ; 90% da P<sub>Imáx</sub>:  $0.63 \pm 0.08$ ; EIV:  $0.59 \pm 0.06$ ; EIF:  $0.60 \pm 0.07$ .

A figura 7 abaixo mostra que não houve diferenças entre os valores de RMSn nas seis fases de coleta.

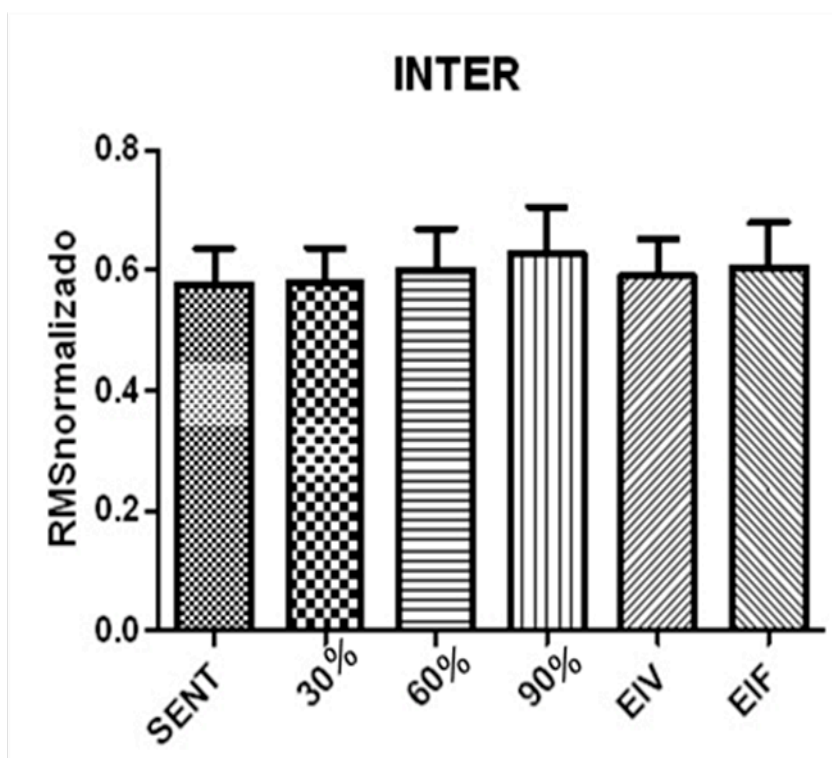


Figura 7 – Valores de RMSn do INTER expressos em média  $\pm$  desvio padrão durante as fases de coleta: SENT – respiração tranqüila sentado; 30% da P<sub>Imáx</sub>; 60% da P<sub>Imáx</sub>; 90% da P<sub>Imáx</sub>; EIV – espirometria de incentivo a fluxo e EIF – espirometria de incentivo a volume.



### 5.2.3 Músculo DIAF

A análise do músculo DIAF representada na figura 8 mostra que, também para este músculo, a fase 90% da PImáx foi a que promoveu maior ativação e, juntamente com a EIF foi superior a todas as outras fases.

Os valores de RMSn alcançados pelo DIAF nas diversas fases foram: SENT:  $0.31 \pm 0.05$  ; 30% da PImáx:  $0.44 \pm 0.05$  ; 60% da PImáx:  $0.59 \pm 0.11$  ; 90% da PImáx:  $0.85 \pm 0.13$ ; EIV:  $0.65 \pm 0.11$ ; EIF:  $0.74 \pm 0.14$ .

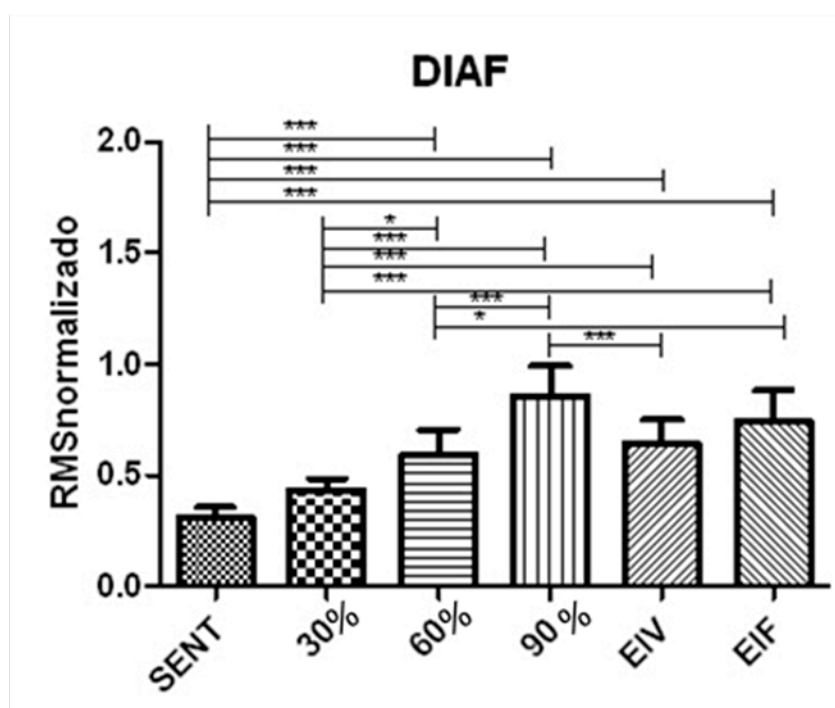


Figura 8 – Valores de RMSn do ECOM expressos em média  $\pm$  desvio padrão durante as fases de coleta: SENT – respiração tranqüila sentado; 30% da PImáx; 60% da PImáx; 90% da PImáx; EIV – espirometria de incentivo a fluxo e EIF – espirometria de incentivo a volume. \* -  $p < 0,05$ ; \*\*\* -  $p < 0,01$ .

A amplitude do sinal EMG foi semelhante durante as fases SENT e 30% da PImáx, que apresentaram valores menores que os de todas as outras fases. O valor cresceu da fase 30% da PImáx para a fase 60% da PImáx e desta para a fase 90% da PImáx.

O comportamento do DIAF durante a utilização dos *Voldyne*® e do *Respiron*® mostrou que o EIF e o EIV promoveram ativações semelhantes. A EIF foi superior a quase todas as outras fases e a EIV teve resultados semelhantes aos da fase 60% da PImáx.

### 5.3 Análises INTRAFASES

Foram realizadas comparações entre os valores de RMSn dos músculos ECOM, INTER e DIAF nas fases de carga pressórica (30, 60 e 90% da PImáx, EIV e EIF). A fase SENT não foi incluída nesta fase, pois objetivaram verificar, em cada fase, se o uso de carga pressórica prioriza a atuação de um grupamento muscular sobre os outros.

A tabela 3 apresenta os dados em RMSn dos músculos nas fases de coleta 30, 60 e 90 % da PImáx, EIV e EIF.

Tabela 03: Valores de RMSn dos três músculos nas 5 fases de coleta com cargas lineares e alineares.

FASE	ECOM	INTER	DIAF
30% PImáx	0.18 ± 0.03	0.58 ± 0.06	0.44 ± 0.05
60% PImáx	0.69 ± 0.10	0.60 ± 0.07	0.59 ± 0.11
90% PImáx	0.91 ± 0.15	0.63 ± 0.08	0.85 ± 0.13
EIV	0.17 ± 0.03	0.59 ± 0.06	0.65 ± 0.11
EIF	0.60 ± 0.07	0.60 ± 0.07	0.74 ± 0.14

### 5.3.1 Fase 30% da P<sub>Imáx</sub>

Os músculos INTER e DIAF tiveram valores superiores ao do ECOM e o INTER mostrou maior participação que o DIAF, com  $p < 0.001$ .

### 5.3.2 Fase 60% da P<sub>Imáx</sub>

Houve semelhança entre os valores de RMSn dos músculos principais (INTER e DIAF) e acessório (ECOM).

### 5.3.3 Fase 90% da P<sub>Imáx</sub>

Durante a utilização do maior nível de carga pressórica linear oferecida, foram observados valores superiores do ECOM e do DIAF sobre a musculatura do gradil costal (INTER), com  $p < 0.05$ . Não houve diferença entre os valores de RMSn entre o ECOM e o DIAF.

### 5.3.4 Fase EIV

Com a utilização do espirômetro de incentivo a volume pôde-se observar uma maior participação dos músculos INTER e DIAF quando comparados ao ECOM ( $p < 0.001$ ), entretanto não houve diferença entre os dois primeiros.

### 5.3.5 Fase EIF

Durante a fase EIF ocorre maior ativação do DIAF quando comparado aos outros dois grupos musculares estudados, com  $p < 0.05$ . O INTER e o ECOM mostraram valores de RMSn semelhantes.

## 6 DISCUSSÃO

Os dados relativos às análises da respiração tranqüila serão discutidos primeiramente. Por terem sido encontrados resultados não esperados com relação ao INTER, a discussão do comportamento deste músculo será feita isoladamente. Por último, as comparações INTRAMÚSCULOS e INTRAFASES do ECOM e DIAF serão discutidas.

### 6.1 Respiração Tranqüila

Durante a respiração tranqüila, não houve diferença significativa entre atividade elétrica dos três músculos estudados nas posições sentada e deitada. Esse resultado sugere que o posicionamento sentado provavelmente conseguiu diminuir ou eliminar a ação postural do ECOM, cujo sinal se mostraria superior caso estivesse exercendo ação de estabilização da cabeça. A literatura mostra que a postura sentada para avaliação eletromiográfica do ECOM foi utilizada por outros autores como Moraes et al. (2008) e Nobre et al. (2007), para análise da sua função respiratória

Na análise INTRAFASE nas posições sentada e deitada, o músculo INTER apresentou valores de RMSn superiores ao DIAF e ao ECOM. Os músculos intercostais externos e diafragma são considerados músculos principais da inspiração (Reid e Dechman, 1995), mas o diafragma é o principal responsável pela atividade inspiratória (Polla et al., 2004) e, segundo Ratnovsky et al. (2003), é responsável por 60 a 80% da  $PI_{máx}$  do trabalho muscular respiratório, independentemente do esforço respiratório.

A contração isolada do diafragma gera a expansão da porção caudal do gradil costal e a compressão com deslocamento para frente do conteúdo abdominal. A expansão normal da caixa torácica durante a inspiração é primariamente produzida pela contração dos músculos intercostais (Ratnovsky e Elad, 2005).

Uma justificativa para a maior atividade do músculo INTER encontrada pode ser a adoção, por parte dos indivíduos avaliados, de um padrão respiratório costal. Costa et al. (1994) e De Mayo et al. (2005) definem os padrões respiratórios costal e diafragmático de acordo com o predomínio da expansão dos compartimentos torácico ou abdominal (respectivamente) durante a inspiração. O padrão respiratório costal, portanto, é indicativo de uma maior participação dos músculos intercostais na inspiração.

Silva et al. (2006) observaram a predominância do padrão respiratório costal em um estudo que objetivou avaliar a amplitude torácica e abdominal durante a respiração tranqüila na posição supina em 100 indivíduos adultos.

Os resultados sugerem uma adequação com o afirmado por Verschakelen e Demedts (1995). Estes autores compararam o efeito do posicionamento na mobilidade torácica e abdominal em 120 indivíduos e observaram padrões diferentes entre a postura supina e sentada. Na posição sentada, encontraram uma maior participação da caixa torácica que sugere maior participação dos intercostais.

Na respiração tranqüila em ambas as fases, foi encontrada uma menor participação do ECOM (comparado ao INTER e DIAF). De acordo com Mananas et al. (2001) e Legrand et al. (2003) o ECOM está ativo apenas em níveis ventilatórios elevados. Duiverman et al. (2004) e Hudson, Gandevia e Butler

(2007) afirmaram que o ECOM não é ativado durante a respiração tranqüila de indivíduos saudáveis.

## 6.2 Análises INTRAMÚSCULOS e INTRAFASES

Os resultados das análises INTRAMÚSCULOS e INTRAFASES serão discutidas em conjunto, proporcionando um melhor compreensão dos resultados.

### 6.2.1 Análise INTRAMÚSCULO e INTRAFASE: INTER

A análise INTRAMÚSCULO indica que não houve diferença significativa entre as fases de coleta. Os valores de RMSn mantiveram-se semelhantes em todas as fases, sempre próximos a 0,6, o equivalente a 60% da P<sub>lmáx</sub> da ativação elétrica durante a P<sub>lmáx</sub>. Valores semelhantes foram encontrados por Nishii et al. (2008) durante a respiração tranqüila, porém, não foram encontrados resultados semelhantes a esses na literatura, especialmente quando cargas pressóricas foram impostas à respiração

Diferentemente de nossos resultados, Duiverman et al. (2004) verificaram valores de atividade eletromiográfica baixos deste grupo muscular durante a respiração tranqüila, porém esses autores constataram que ocorreram aumentos com a imposição de carga de 7, 14 e 21 cmH<sub>2</sub>O. Apesar desses resultados, sabe-se que a função inspiratória do INTER é importante tanto na respiração tranqüila como em respirações forçadas e, segundo Hudson, Gandevia e Butler (2007), seu recrutamento aumenta com a necessidade de gerar mais força.

As comparações realizadas para as análises INTRAFASES mostram que os valores de RMSn do INTER, de maneira geral, foram elevados. Comparado relação ao DIAF, na fase 30% da P<sub>l</sub>máx há superioridade e não houve diferença significativa nas fases 60% da P<sub>l</sub>máx e EIV. Os resultados discordam do predomínio da atividade diafragmática mostrado por Ratnovsky e Elad (2005). Estes autores afirmaram que os intercostais externos são responsáveis por 20 a 35% da P<sub>l</sub>máx do trabalho muscular inspiratório, 10% da P<sub>l</sub>máx é desempenhado pelo ECOM e demais músculos acessórios e os 55% da P<sub>l</sub>máx restantes pelo diafragma.

Conforme afirmado anteriormente, esse fato pode ter ocorrido devido a utilização, por parte destes voluntários, de um padrão respiratório costal.

#### 6.2.2 Análise INTRAMÚSCULOS e INTRAFASES: ECOM e DIAF

Analisando o comportamento dos músculos ECOM e DIAF, os seguintes resultados foram encontrados:

a) Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores de RMSn entre as fases SENT e 30% da P<sub>l</sub>máx nos dois músculos, sendo que nas fases 60% da P<sub>l</sub>máx e 90% da P<sub>l</sub>máx os valores foram maiores; na fase 90, o ECOM e o DIAF alcançaram valores de RMSn superiores a todas as outras fases de carga pressórica linear

b) Em cargas pressóricas alineares o músculo ECOM apresentou maior atividade elétrica, especialmente com a EIF, e o músculo DIAF apresentou valores semelhantes comparando a EIF com a EIV. O músculo DIAF apresentou atividade elétrica superior ao músculo ECOM nessas duas fases, entretanto na

EIV não se diferenciou do músculo INTER. Outro resultado que chamou atenção foi a grande intensidade da atividade do músculo do DIAF na EIF, com valores em igualdade à fase 90.

A ausência de diferença significativa entre as fases SENT e 30% da P<sub>lmáx</sub> nos músculos ECOM e no DIAF pode sugerir que a carga pressórica empregada, até 30% da P<sub>lmáx</sub>, não foi suficiente para promover aumento no recrutamento dos músculos inspiratórios estudados nesta amostra.

Dornelas de Andrade et al. (2005) encontraram resultados coincidentes, em idosos saudáveis. Estes autores estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos ECOM e DIAF durante a utilização de carga pressórica linear ofertada com *Threshold*® a 30% da P<sub>lmáx</sub>. Não foram encontradas diferenças na ativação destes músculos entre a respiração tranqüila e a fase de utilização da aplicação de carga pressórica linear de 30% da P<sub>lmáx</sub> em nenhum dos músculos.

O ECOM só é ativado em níveis ventilatórios elevados (Mananas et al., 2001). Segundo Legrand et al. (2003), que estudaram a ativação dos músculos escalenos do ECOM durante manobras inspiratórias, este músculo não é ativado antes dos 34,3% da P<sub>lmáx</sub>. O DIAF, segundo Polla et al. (2004), pode ser auxiliado por outros músculos somente durante a necessidade de ventilação aumentada.

Com base nessas afirmações, nossos resultados sugerem que na fase de 30% da P<sub>lmáx</sub> ainda não são alcançados níveis aumentados de exigência dos músculos respiratórios, ainda que tão somente sob o ponto de vista da eletromiografia.



Sobre essa questão, alguns autores, como Lisboa et al. (1994), Reid e Dechman (1995), Lotters et al. (2002) e Gosselink (2006), afirmaram que a carga pressórica linear mínimas para TMR está em torno de 30% da P<sub>Imáx</sub>. Os resultados sugerem, entretanto, que a carga pressórica linear de 30% da P<sub>Imáx</sub> não é suficiente para aumentar a atividade elétrica dos músculos respiratórios em indivíduos saudáveis.

Com a progressão da ativação é esperado um aumento no desempenho dos músculos respiratórios (Yokoba et al, 2003). O aumento da dos valores de RMS<sub>n</sub> com o incremento de carga de 30% da P<sub>Imáx</sub> para 60% da P<sub>Imáx</sub> mostrou um maior recrutamento dos músculos ECOM e DIAF. Com o incremento da carga para 90% da P<sub>Imáx</sub>, os valores de RMS<sub>n</sub> do ECOM e DIAF aumentaram ainda mais, sendo superiores aos da fase 60% da P<sub>Imáx</sub>. Não houve, nas fases 60 e 90% da P<sub>Imáx</sub>, diferença entre os valores de RMS<sub>n</sub> destes dois músculos.

Yokoba et al. (2003) afirmaram que esta resposta é esperada tanto no músculo diafragma quanto nos chamados extra – diafragmáticos. Nobre et al. (2007) e Dornelas de Andrade, Silva e Nobre (2007) observam o mesmo para o DIAF.

Com relação ao ECOM, Guedes et al. (2008) afirmam que a atividade elétrica deste músculo aumenta com o trabalho respiratório. Yokoba et al. (2003) mostraram que existe uma correlação forte entre a diminuição da pressão bucal e o aumento da atividade elétrica deste músculo.

Os resultados, portanto, sugerem que cargas pressóricas lineares de 60 e 90% da P<sub>Imáx</sub> provavelmente são capazes de promover TMR dos músculos

ECOM e DIAF em indivíduos jovens saudáveis, já que promovem aumento da atividade eletromiográfica.

A utilização de cargas pressóricas alineares mostrou que o ECOM foi mais ativado durante a utilização do EIF enquanto que os valores durante a EIV foram comparáveis à respiração tranqüila. Esses resultados concordam com o Tomich et al. (2007). Em um estudo comparando a utilização do *Triflo II*® (espirômetro de incentivo orientado a fluxo) com o *Voldyne*® (orientado a volume) encontraram valores maiores de ativação do ECOM durante a utilização do primeiro.

Como já discutido, o ECOM só é ativado quando em situações de demanda ventilatória aumentada (Mananas et al., 2001, Legrand et al., 2003). Segundo Weindler e Kiefer (2001), valores elevados de atividade eletromiográfica são relacionados com aumento do trabalho respiratório. Outros estudos mostraram que um maior trabalho respiratório é relacionado a uma maior atividade elétrica do ECOM (Yokoba et al., 2003, Hudson, Gandevia e Butler, 2007). Costa et al. (1994) afirmaram que a ativação do ECOM foi maior quando as inspirações profundas foram realizadas de forma rápida e abrupta.

Com base nessas afirmações, nossos resultados sugerem que o trabalho respiratório do ECOM é maior durante a utilização do EIF. Para o TMR objetivando a ativação do ECOM, portanto, esse dispositivo parece ser uma escolha aceitável.

Como esperado, os valores de atividade muscular do DIAF com a utilização da EIV foram superiores à respiração tranqüila. Os valores de RMSn são comparados ao da fase 60% da PImáx. A EIF também promoveu aumento da

atividade elétrica do DIAF, em magnitude comparada à EIV e à fase 90% da P<sub>Imáx</sub>.

Não foram encontrados estudos que avaliaram a atividade eletromiográfica do diafragma com a utilização de espirômetros de incentivo. Estudos utilizando a plestismografia por indutância comprovam uma maior mobilidade abdominal durante a utilização da EIV (Parreira et al., 2004, 2005) e é sabido que a expansão abdominal durante a inspiração é realizada pela contração do diafragma (Ratnovsky e Elad, 2005).

Os resultados sugerem que a utilização da EIV para TMR quando o objetivo for o aumento isolado da atividade diafragmática. Quando for desejado um aumento conjunto da atividade do ECOM e DIAF a escolha poderá ser do EIF. Os dispositivos e cargas pressóricas analisadas geram níveis de atividade eletromiográfica diferentes que devem ser levados em consideração na prescrição do treinamento muscular respiratório.

## 7 CONCLUSÃO

Após a análise da atividade eletromiográfica dos músculos esternocleidomastóideo, intercostais externos e diafragma, pode-se afirmar que o padrão de atividade destes músculos varia em função do tipo e magnitude de carga pressórica utilizada. Os resultados mostram que existe a necessidade do conhecimento das alterações da mecânica respiratória promovidas pelos dispositivos utilizados para a determinação da escolha em função do objetivo terapêutico.

Pode-se afirmar que, em indivíduos jovens saudáveis:

- As cargas pressóricas lineares e alineares estudadas não promoveram alteração na atividade eletromiográfica dos músculos intercostais externos;
- A utilização de carga pressórica linear a 30% da  $PI_{máx}$  não traz alterações na atividade eletromiográfica dos músculos esternocleidomastóideo, intercostais externos e diafragma;
- As cargas pressóricas de 60% da  $PI_{máx}$  e 90% da  $PI_{máx}$  são suficientes para a aumentar a atividade elétrica dos músculos esternocleidomastóideo e diafragma;
- O espirômetro de incentivo a volume promove aumento da atividade elétrica do diafragma de forma isolada;
- O espirômetro de incentivo FLUXO gera aumento da atividade elétrica dos músculos diafragma e esternocleidomastóideo em conjunto;

## REFERÊNCIAS\*

AARC. AARC (American Association for Respiratory Care) clinical practice guideline. Incentive spirometry. *Respir Care*. 1991 Dec;36(12):1402-5.

ATS/ERS. ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002 Aug 15;166(4):518-624.

Black LF, Hyatt RE. Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and sex. *Am Rev Respir Dis*. 1969 May;99(5):696-702.

Brooks D, O'Brien K, Geddes EL, Crowe J, Reid WD. Is inspiratory muscle training effective for individuals with cervical spinal cord injury? A qualitative systematic review. *Clin Rehabil*. 2005 May;19(3):237-46.

Butler JE, McKenzie DK, Gandevia SC. Reflex inhibition of human inspiratory muscles in response to contralateral phrenic nerve stimulation. *Respir Physiol Neurobiol*. 2003 Oct 16;138(1):87-96.

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

Corne S, Webster K, Younes M. Effects of inspiratory flow on diaphragmatic motor output in normal subjects. *J Appl Physiol*. 2000 Aug;89(2):481-92.

Costa D, Vitti M, de Oliveira Tosello D, Costa RP. Participation of the sternocleidomastoid muscle on deep inspiration in man. An electromyographic study. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1994 Jul-Aug;34(5):315-20.

Costa D, Garcia RCP. Treinamento muscular respiratório e pós-operatório de cirurgia cardíaca eletiva. *Rev Bras de Fisioter*. 2002; 6 (3): 21-42

Costa, D. Fisioterapia Respiratória Básica. São Paulo: Atheneu, 2004.

De Luca, Carlo J. The Use Of Surface Electromyography In Biomechanics. *Journal Of Appl Biomech*; 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. *J Oral Rehabil*. 2005 Jul;32(7):487-94.

De Vito EL. Principios del funcionamiento de los equipos del laboratorio pulmonar. Transductores de presión. *Rev. argent. med. respir*. 2006; 4: 106 – 119.

---

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

Deng Y, Wolf W, Schnell R, Appel U. New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference: an application of the method in diaphragmatic EMG signals. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2000 Sep;47(9):1177-84.

Dornelas de Andrade A, Silva TN, Vasconcelos H, Marcelino M, Rodrigues-Machado MG, Filho VC, et al. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005 Dec;15(6):631-9.

Dornelas de Andrade A, Silva TS, Nobre E. Electromyographic activity of respiratory muscles: The possibility of considering diaphragmatic EMG as an isolated signal. *Respiratory Physiology & Neurobiology.* 2007;158(1):3-4.

Duiverman ML, van Eykern LA, Vennik PW, Koeter GH, Maarsingh EJ, Wijkstra PJ. Reproducibility and responsiveness of a noninvasive EMG technique of the respiratory muscles in COPD patients and in healthy subjects. *J Appl Physiol.* 2004 May;96(5):1723-9.

Enright S, Chatham K, Ionescu AA, Unnithan VB, Shale DJ. Inspiratory muscle training improves lung function and exercise capacity in adults with cystic fibrosis. *Chest.* 2004 Aug;126(2):405-11.

Freriks B, Hermens, HJ. SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography [CD-Rom]. Roessingh Research and Development ; 1999.

Gandevia SC, McKenzie DK, Plassman BL. Activation of human respiratory muscles during different voluntary manoeuvres. *J Physiol.* 1990 Sep;428:387-403.

Geddes EL, O'Brien K, Reid WD, Brooks D, Crowe J. Inspiratory muscle training in adults with chronic obstructive pulmonary disease: An update of a systematic review. *Respir Med.* 2008 Aug 15.

Gosselink R. Physical therapy in adults with respiratory disorders: where are we? *Revista Brasileira de Fisioterapia.* 2006;10:361-72.

Gosselink R, Bott J, Johnson M, Dean E, Nava S, Norrenberg M, et al. Physiotherapy for adult patients with critical illness: recommendations of the European Respiratory Society and European Society of Intensive Care Medicine Task Force on Physiotherapy for Critically Ill Patients. *Intensive Care Med.* 2008 Jul;34(7):1188-99.

Guedes LU, Parreira VF, Diorio AC, Goulart F, Andrade AD, Britto RR. Electromyographic activity of sternocleidomastoid muscle in patients with Parkinson's disease. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008 Mar 7.

Guiro RR, Forti F, Bigaton DR. Proposal for electrical insulation of the electromyographic signal acquisition module. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2006 Nov;46(6):355-63.

Hawkes EZ, Nowicky AV, McConnell AK. Diaphragm and intercostal surface EMG and muscle performance after acute inspiratory muscle loading. *Respir Physiol Neurobiol.* 2007 Mar 15;155(3):213-9.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000 Oct;10(5):361-74.

Hodges PW, Gandevia SC. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *J Physiol.* 2000 Jan 1;522 Pt 1:165-75.

Hodges PW, Heijnen I, Gandevia SC. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J Physiol.* 2001 Dec 15;537(Pt 3):999-1008.

Hudson AL, Gandevia SC, Butler JE. The effect of lung volume on the coordinated recruitment of scalene and sternomastoid muscles in humans. *J Physiol.* 2007 Oct 1;584(Pt 1):261-70.

Laghi F, Tobin MJ. Disorders of the respiratory muscles. *Am J Respir Crit Care Med.* 2003 Jul 1;168(1):10-48.

Legrand A, Schneider E, Gevenois PA, De Troyer A. Respiratory effects of the scalene and sternomastoid muscles in humans. *J Appl Physiol.* 2003 Apr;94(4):1467-72.

Lisboa C, Munoz V, Beroiza T, Leiva A, Cruz E. Inspiratory muscle training in chronic airflow limitation: comparison of two different training loads with a threshold device. *Eur Respir J.* 1994 Jul;7(7):1266-74.

Lotters F, van Tol B, Kwakkel G, Gosselink R. Effects of controlled inspiratory muscle training in patients with COPD: a meta-analysis. *Eur Respir J.* 2002 Sep;20(3):570-6.

Maarsingh EJ, van Eykern LA, Sprickelman AB, Hoekstra MO, van Aalderen WM. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *J Appl Physiol.* 2000 Jun;88(6):1955-61.

Maarsingh EJ, van Eykern LA, de Haan RJ, Griffioen RW, Hoekstra MO, van Aalderen WM. Airflow limitation in asthmatic children assessed with a non-invasive EMG technique. *Respir Physiol Neurobiol.* 2002 Oct 23;133(1-2):89-97.

Maarsingh EJ, van Eykern LA, Sprickelman AB, van Aalderen WM. Histamine induced airway response in pre-school children assessed by a non-invasive EMG technique. *Respir Med.* 2004 Apr;98(4):363-72.

Mananas MA, Fiz JA, Morera J, Caminal P. Analyzing dynamic EMG and VMG signals of respiratory muscles. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2001 Nov-Dec;20(6):125-32.

Marque C, Bisch C, Dantas R, Elayoubi S, Brosse V, Perot C. Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005 Jun;15(3):310-5.

Moraes KS, Rodrigues LA, Teles dos Santos TR, Parreira VF, Pereira NC, Kirkwood RN, Britto RR. Normalização eletromiográfica do músculo

esternocleidomastóideo:avaliação de três métodos. In: Anais do XIV Simpósio Internacional de Fisioterapia Respiratória; 2008. Recife. São Carlos: Rev Bras Fisioter; 2008. v.12 (Supl), p. 129.

Neder JA, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE. Reference values for lung function tests. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz J Med Biol Res.* 1999 Jun;32(6):719-27.

Nishii Y, Okada Y, Yokoba M, Katagiri M, Yanaihara T, Masuda N, et al. Aminophylline increases parasternal intercostal muscle activity during hypoxia in humans. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008 Mar 20;161(1):69-75.

Nobre ME, Lopes F, Cordeiro L, Marinho PE, Silva TN, Amorim C, et al. Inspiratory muscle endurance testing: pulmonary ventilation and electromyographic analysis. *Respir Physiol Neurobiol.* 2007 Jan 15;155(1):41-8.

Pardy RL, Reid WD, Belman MJ. Respiratory muscle training. *Clin Chest Med.* 1988 Jun;9(2):287-96.

Parreira VF, Coelho EM, Tomich GM, Alvim AMA, Sampaio RF, Britto RR. Avaliação do volume corrente da configuração toracoabdominal durante o uso de espirometros de incentivo a volume e a fluxo, em sujeitos saudáveis: influencia da posição corporal. *Rev bras fisioter.* 2004;8(1):45-51

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. *Braz J Med Biol Res.* 2005 Jul;38(7):1105-12.

PEREIRA, Carlos Alberto de Castro; SATO, Taeko; RODRIGUES, Sílvia Carla. Novos valores de referência para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca. *J. Bras. Pneumol.* 2007;33(4): 397-406.

Polla B, D'Antona G, Bottinelli R, Reggiani C. Respiratory muscle fibres: specialisation and plasticity. *Thorax.* 2004 Sep;59(9):808-17.

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

Ratnovsky A, Elad D. Anatomical model of the human trunk for analysis of respiratory muscles mechanics. *Respir Physiol Neurobiol.* 2005 Oct 12;148(3):245-62.

Ratnovsky A, Elad D, Halpern P. Mechanics of respiratory muscles. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008 May 15.

Reid WD, Dechman G. Considerations when testing and training the respiratory muscles. *Phys Ther.* 1995 Nov;75(11):971-82.

Riedi, C. Avaliação eletromiografica do desempenho muscular respiratorio e



periferico.[dissertação]. Piracicaba: UNIMEP, 2006.

Sampaio RF, Mancini MC, Fonseca ST. Produção científica e atuação profissional: aspectos que limitam essa integração na fisioterapia e na terapia ocupacional. *Rev bras fisioter.* 2002;6(3):113-8.

Sanchez Riera H, Montemayor Rubio T, Ortega Ruiz F, Cejudo Ramos P, Del Castillo Otero D, Elias Hernandez T, et al. Inspiratory muscle training in patients with COPD: effect on dyspnea, exercise performance, and quality of life. *Chest.* 2001 Sep;120(3):748-56.

Scanlan CL, Wilkins RL, Stoller JK. Fundamentos da terapia respiratória de Egan. Barueri: Manole 2000. 879p.

Silva AB, Mendes RG, Silva ES, Picchi PC, Di Lorenzo VAP, Paulucci HL. Medida da amplitude tóraco-abdominal como método de avaliação dos movimentos do tórax e abdome em indivíduos jovens saudáveis. *Fisioter Bras.* 2006;7(1):25-9.

Silva TLP, Held PA, Sampaio LMM, Di Lorenzo VAP, Costa D. Síndrome do respirador bucal: uma abordagem fisioterapêutica. *Rev Biociên.* 2007; 13 (12): 97-104.

Sturdy G, Hillman D, Green D, Jenkins S, Cecins N, Eastwood P. Feasibility of high-intensity, interval-based respiratory muscle training in COPD. *Chest.* 2003 Jan;123(1):142-50.

Tomich GM, Franca DC, Diorio AC, Britto RR, Sampaio RF, Parreira VF. Breathing pattern, thoracoabdominal motion and muscular activity during three breathing exercises. *Braz J Med Biol Res.* 2007 Oct;40(10):1409-17.

Valle PHC; Costa D. Efeitos do Treinamento e Destreinamento da Força Muscular Respiratória em Soldados. *Rev. Bras. At. Fis. e Saúde.* 2002;7(1):46-54.

van Eykern LA, Maarsingh EJ, van Aalderen WM. Two similar averages for respiratory muscle activity. *J Appl Physiol.* 2001 May;90(5):2014-5.

Verschakelen JA, Demedts MG. Normal thoracoabdominal motions. Influence of sex, age, posture, and breath size. *Am J Respir Crit Care Med.* 1995 Feb;151(2 Pt 1):399-405.

Weindler J, Kiefer RT. The efficacy of postoperative incentive spirometry is influenced by the device-specific imposed work of breathing. *Chest.* 2001 Jun;119(6):1858-64.

Weiner P, Berar-Yanay N, Davidovich A, Magadle R, Weiner M. Specific inspiratory muscle training in patients with mild asthma with high consumption of inhaled beta(2)-agonists. *Chest.* 2000 Mar;117(3):722-7.

Weiner P, Magadle R, Beckerman M, Weiner M, Berar-Yanay N. Comparison of specific expiratory, inspiratory, and combined muscle training programs in COPD. *Chest.* 2003 Oct;124(4):1357-64.

Weiner P, Magadle R, Beckerman M, Weiner M, Berar-Yanay N. Maintenance of inspiratory muscle training in COPD patients: one year follow-up. *Eur Respir J*. 2004 Jan;23(1):61-5.

Wojceichowski, W. V. Incentive Spirometers, Secretion Evacuation Devices, And Inspiratory Muscle Training Devices. In:\_\_\_\_\_. Barnes, G. *Core Text Book*, New York: Mcgraw Hill, 1994. Cap. 17, P. 499-522.

Yokoba M, Hawes HG & Easton PA. Geniohyoid muscle function in awake canines. *J Appl Physiol*. 2003; 95, 810–817.

**ANEXO****Parecer nº 132/2007 – CEP Faculdade Adventista de Fisioterapia****FAFIS – FACULDADE ADVENTISTA DE FISIOTERAPIA****FACULDADE ADVENTISTA DA BAHIA**

Mantida pela Instituição Adventista Nordeste Brasileira de Educação e Assistência Social  
 Reconhecida pela Portaria nº 1.858 de 14/07/2003  
 Publicado no diário Oficial em 16/07/2003

**PARECER Nº 132/2007****CAAE:** 0018.0.070.000-07**Projeto de Pesquisa:** *Avaliação eletromiográfica dos músculos respiratórios durante técnicas de Fisioterapia Respiratória***Pesquisador Responsável:** João Paulo Bomfim Cruz Vieira**Instituição Sediadora:** Faculdade Adventista de Fisioterapia**Sumário Geral do Protocolo**

Este projeto pretende analisar o padrão eletromiográfico de ativação muscular respiratória durante a utilização das técnicas de fisioterapia respiratória: EPAP, PEP, EIF, EIV, CPL E PV's em adultos saudáveis. A amostra será composta por 60 alunos da FAFIS com idade entre 20 e 30 anos, sendo 30 homens e 30 mulheres não portadores de qualquer tipo de patologias respiratórias, não fumantes e nem ex-fumantes e que não tenham apresentado algum problema respiratório nos últimos 30 dias. Os voluntários após esclarecimento terão os sinais eletromiográficos coletados durante três respirações espontâneas, 3 respirações com cada uma das técnicas a serem analisadas, havendo uma pausa de 2 minutos entre cada três respirações.

**Apresentação do protocolo**

Todos os documentos necessários (FR, projeto, TCLE) foram apresentados devidamente de acordo com a resolução 196/96.

O projeto apresenta-se fundamentado teoricamente com descrição clara da metodologia a ser empregada, não havendo nem um comprometimento de aspectos éticos.

O currículo do pesquisador o qualifica para a execução da pesquisa.

O TCLE contempla os aspectos recomendados pela resolução 196/96.

**Considerações**

Em função de o projeto apresentado encontrar-se de acordo com as orientações da resolução 196/96 não contendo nenhum comprometimento dos aspectos éticos o CEP considera o presente projeto **APROVADO.**

  
**Claudir Silva Sousa**  
 COORDENADOR CEP-FAFIS

Cachoeira, 05 de Setembro de 2007

**APÊNDICE A**

## Ficha de Avaliação

Identificação:

NOME:

DATA DE NASCIMENTO:

IDADE:

ENDEREÇO:

TELEFONE:

PESO:

ALTURA:

IMC:

Apresenta alguma patologia respiratória, cardíaca, metabólica ou acometimento osteomioarticular? S ( ) N ( )

Pratica atividade física regularmente? S ( ) N ( )

Fumante: S ( ) N ( )

ESPIROMETRIA: Normal S ( ) N ( )

CVF \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ (L)

VEF1 \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ (L)

PFE \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ (L/s)

FORÇA MUSCULAR RESPIRATÓRIA

Plmáx: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ cm H<sub>2</sub>O

Nível 30% da Plmáx (25% da Plmáx-\_\_\_\_ / 35% da Plmáx-\_\_\_\_)

Nível 60% da Plmáx (55% da Plmáx-\_\_\_\_ / 65% da Plmáx-\_\_\_\_)

Nível 90% da Plmáx (85% da Plmáx-\_\_\_\_ / 95% da Plmáx-\_\_\_\_)