

Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

ERIC DA SILVA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS EM
INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS SUBMETIDOS A DIFERENTES CARGAS DE
TREINAMENTO MUSCULAR INSPIRATÓRIO**

São José dos Campos, SP

2011

ERIC DA SILVA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS EM
INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS SUBMETIDOS A DIFERENTES CARGAS DE
TREINAMENTO MUSCULAR INSPIRATÓRIO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadora: Cláudia Barbosa L. de Campos

Co-orientador: Alderico Rodrigues de Paula Júnior

São José dos Campos, SP

2011

S579a

Silva, Eric da

Análise eletromiográfica dos músculos respiratórios em indivíduos saudáveis submetidos a diferentes cargas de treinamento muscular inspiratório. / Eric da Silva. Orientadores Profs. Das. Cláudia Barbosa L. de Campos; Alderico Rodrigues de Paula Junior . São José dos Campos: 2011.

1 Disco laser: color

Dissertação apresentada ao Programa de Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2010.

1. Eletromiografia 2. Força muscular 3 Músculos respiratórios 4. Fisioterapia I. Campos, Claudia Barbosa L. de Orient..II Paula Junior, Alderico Rodrigues de , Orient. III. Título

CDU:615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos foto copiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.

Assinatura do aluno:



Data:

29 / 07 / 2011

ERIC DA SILVA

**“ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS EM
INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS SUBMETIDOS A DIFERENTES CARGAS DE
TREINAMENTO MUSCULAR INSPIRATÓRIO”**

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, pela seguinte banca examinadora:

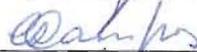
Prof^ª. Dra. **FERNANDA PUIPIO SILVA LIMA** (UNIVAP)



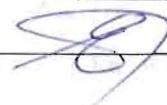
Prof^ª. Dra. **ALDERICO RODRIGUES DE PAULA JUNIOR** (UNIVAP)



Prof^ª. Dra. **CLAUDIA BARBOSA LADEIRA DE CAMPOS** (UNIFESP)



Prof. Dr. **EUCÁRIO LEITE MONTEIRO ALVES** (NOVAFAPI)



Prof^ª. Dra. Sandra Maria Fonseca da Costa

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 29 de julho de 2011.

AGRADECIMENTOS

Ao nosso Deus, zeloso guardador, por me mostrar sempre que é possível reverter situações consideradas perdidas, onde mesmo com as dificuldades e perdas existem boas lições a serem tiradas. Obrigado Senhor por me premiar todos os dias com a luz do sol, com saúde, por me possibilitar ter tantos amigos e uma vida feliz, fazendo aquilo que gosto e cercado por irmãos. Obrigado Senhor por essa família;

Àqueles que são a minha inspiração, meus pais Donato Amadeu e Francisca Juliêta, por possibilitarem a formação de um cidadão, baseado nos princípios da humildade, perseverança e respeito ao próximo. Obrigado pela educação e desculpa pelas ausências nesta etapa da minha vida;

Ao meu irmão e amigo Sérgio Murilo, por compartilhar tantos momentos felizes nestes 30 anos de vida, sempre prestativo e pelo qual agradeço ao restante da minha família;

A minha esposa Moema Taís, por seu amor, atenção e compreensão nesses momentos críticos de final de Mestrado. A pessoa com quem pretendo construir uma linda família;

Ao “Seu” Barradas e Conceição pela receptividade e acolhimento;

Ao grande amigo e padrinho Saulo Carvalho com o qual dividimos além dos 5 anos de graduação em Fisioterapia mais 2 anos e meio de Mestrado. E que venha o Doutorado! ;

A toda turma de Mestrado em Bioengenharia UNIVAP 2009, em especial a Janaina e Wagner, pelo incentivo e por suas ajudas decisivas para a conclusão desse trabalho;

Aos meus queridos alunos da Faculdade NOVAFAPI Joelson, Manoel, Letícia, Flávia, Yara e Dayla pela ajuda imensurável na coleta dos dados da pesquisa. Foram fundamentais;

A minha orientadora Cláudia Campos e co-orientador Alderico Júnior, pela receptividade e idéias importantes para execução da dissertação. Muito obrigado;

Ao amigo Adeno por suas análises estatísticas;

A UNIVAP por proporcionar uma formação embasada na cientificidade;

A NOVAFAPI pelo incentivo e recursos para esta capacitação. Por nos ceder seu laboratório de Eletromiografia e possibilitar nossas viagens mensais a São José dos Campos (SP).

*“Se subo ao céu, lá estás;
se eu desço ao abismo, aí te encontro”
(Salmo 138, 8)*

SILVA, E. da. **Análise eletromiográfica dos músculos respiratórios em indivíduos saudáveis submetidos a diferentes cargas de treinamento muscular inspiratório.** 2011, 99fls. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia). Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos – SP, 2011.

RESUMO

O treinamento da musculatura inspiratória, utilizando percentuais de P_{Imáx}, habilita músculos específicos a realizarem com maior facilidade a função que são destinados, objetivando força muscular e endurance. O objetivo do estudo é avaliar a ativação elétrica do músculo escaleno e esternocleidooccipitomastóideo (ECOM) através da razão ou ganho de Pico de RMS obtido pela eletromiografia (EMG) de superfície, em indivíduos saudáveis durante o treinamento muscular inspiratório com cargas máximas de resistor linear e alinear. Trata-se de um estudo prospectivo com delineamento transversal, experimental, comparativo realizado na Clínica Escola de Fisioterapia da Faculdade de Saúde, Ciências Humanas e Tecnológicas do Piauí, Faculdade NOVAFAPI, em Teresina – PI, com 24 indivíduos saudáveis, sendo 12 incluídos no grupo linear (Grupo L) e 12 no grupo alinear (Grupo A). Foi utilizado o intervalo de confiança de 95% (nível de significância de 0,05). Para análise estatística empregou-se o teste de Shapiro-Wilk para avaliação da normalidade dos dados, teste de Spearman e Pearson para avaliação de correlação entre as variáveis. Os resultados foram apresentados em tabelas e figuras. Os resultados revelaram que houve boa correlação, estatisticamente significativa ($r_s=0,62$; $p<0,05$) entre o Ganho de Carga Máxima de ECOM e Ganho de Carga Máxima de ESC usando o resistor linear (Threshold® IMT). Da mesma forma, uma boa correlação ($r_s=0,78$; $p<0,01$) entre o Ganho de Carga Máxima de ECOM e Ganho de Carga Máxima de ESC foi encontrada quando usado o resistor alinear (PFlex). O ganho de Pico Carga Máx e ganho de Pico P_{Imáx} do músculo ECOM no Grupo A teve coeficiente de determinação (R^2) de 87,15%. Correlacionando a P_{Imáx} e Picos de RMS de Escaleno e ECOM, isoladamente, nos sujeitos do Grupo Linear e Alinear tivemos relação significativa ($p<0,01$) da P_{Imáx} com Pico de RMS apenas do músculo ECOM de um dos grupos (L). Esta pesquisa demonstrou a não existência da relação entre o Pico de RMS e nível de ativação motora detectável pela eletromiografia do músculo escaleno e esternocleidooccipitomastóideo em jovens saudáveis. Para treinamento muscular mais específico do esternocleidooccipitomastóideo o estudo sugere a aplicação de carga alinear (P-Flex).

Palavras-chave: Eletromiografia. Força muscular. Músculos respiratórios. Treinamento muscular.

SILVA, E. da. **Electromyographic analysis of respiratory muscles in healthy individuals subjected to different load inspiratory muscle training.** 2011, 99fls. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia). Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos – SP, 2011.

ABSTRACT

The inspiratory muscle training, using percentages of maximal inspiratory pressure (MIP), enables specific muscles to perform more easily the role which they are intended objective muscle strength and endurance. The objective is to evaluate the electrical activation of the scalene muscle and sternocleidomastoid (SCOM) by reason or gain peak RMS obtained by electromyography (EMG) surface in healthy subjects during inspiratory muscle training with maximum loads and linear resistor divest. This is a prospective study with a cross-experimental comparison conducted at the School of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences and Technology of Piauí, Nova Fapi School, Teresina - PI, with 24 healthy subjects, 12 in Group Linear (Group L) and 12 alinear group (Group A). We used the range of 95% (significance level 0.05). For statistical analysis is the Shapiro-Wilk test to assess normality of the data, Pearson and Spearman test to evaluate correlation between variables. The results were presented in tables and figures. The results revealed that there was good correlation, statistically significant ($r_s=0,62$, $p < 0.05$) between the gain maximum load of SCOM Gain and Maximum Load of ESC using the linear resistor (Threshold @ IMT). Likewise, a good correlation ($r_s=0,78$, $p < 0.01$) between the gain maximum load of SCOM Gain and Maximum Load of ESC was found when using the resistor alinear (PFLEX). Gain Max Load Peak and Peak MIP gain muscle SCOM in Group A had a coefficient of determination (R^2) of 87.15%. Correlating the MIP and RMS peaks of scalene and SCOM, alone, in subjects of Group Linear and Alina had a significant relationship ($p < 0.01$) of MIP with peak RMS muscle SCOM only one of the groups (L). This research demonstrated the inexistence of relationship between the peak of RMS and level of motor activation detectable by electromyography of the scalene muscle and sternocleidomastoid in healthy young. For more specific muscle training sternocleidomastoid the study suggests the application of load alinear (P-Flex).

Key-words: Electromyography. Muscle strength. Respiratory muscles. Muscle training.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Movimentos de “Alça de Balde” (a) e “Braço de bomba” (b) executados pelos músculos inspiratórios, sobretudo escalenos e esternocleidomastóideos	23
Figura 2	Músculos respiratórios inspiratórios (Diafragma, Intercostais Externos, escalenos e Esternocleidomastóideos) e expiratórios (Oblíquos internos e externos, transverso do abdômen, reto adominal e intercostais internos)	25
Figura 3	Os ventres musculares do músculo escaleno (anterior, médio e posterior)	26
Figura 4	Disposição anatômica dos ventres musculares do músculo ECOM – Visão lateral	28
Figura 5	Características da pressão gerada (<i>pressure</i>) no aparelho de resistência alinear a partir de diferentes taxas de fluxo (<i>Flow</i>). As linhas da esquerda para direita, representam, sequencialmente, o orifício 6 (diâmetro de 1,7 mm) até o orifício 1 (diâmetro de 5,4 mm)	36
Figura 6	Manovacuômetro	48
Figura 7	Eletromiógrafo	49
Figura 8	Carga Linear Treschold®IMT	50
Figura 9	Carga Alinear PFlex	51
Figura 10	Análise simultânea do Pico de RMS em escaleno direito (acima) e ECOM Direito (abaixo)	58
Figura 11	Valores de Pico de RMS não normalizados da EMG do músculo ESC nos Momentos Controle (EscCA e EscCL), Carga Máxima Linear (EscCML) e Alinear (EscCMA). Valores apresentados em média, \pm dois erros padrões, valores máximo e mínimo ($p>0,05$).	62

Figura 12	Valores de Pico de RMS não normalizados da EMG do músculo ECOM nos Momentos Controle (EcomCA e EcomCL), Carga Máxima Linear (EcomCML) e Alinear (EcomCMA). Valores apresentados em média, \pm dois erros padrões, valores máximo e mínimo ($p>0,05$).....	63
Figura 13	Valores de Ganho de Pico de RMS normalizados da EMG do músculo ESC e ECOM na Carga Máxima Linear (EscLN e EcomLN) e Alinear (EscAN e EcomAN). p valor do Teste de Mann-Withney-Wilcoxon.....	64
Figura 14	Valores de Ganho de Pico de RMS normalizados da EMG do músculo ESC e ECOM na PImáx Linear (EscPmL e EcomPmL) e Alinear (EscPmA e EcomPmA). p valor do Teste de Mann-Withney-Wilcoxon...	65
Figura 15	Análise de Correlação de Spearman entre Ganho de Pico de RMS de ESC e ECOM na Carga Máxima Linear	66
Figura 16	Análise de Correlação de Spearman entre Ganho de Pico de RMS de ESC e ECOM na Carga Máxima Alinear	67
Figura 17	Análise de Correlação entre Ganho de Pico de RMS Carga Máxima do ECOM e Ganho de Pico RMS PImáx ECOM nos sujeitos do grupo carga alinear	68
Figura 18	Análise de Correlação entre Ganho de Pico de RMS Carga Máxima do ESC e Ganho de Pico RMS PImáx do ESC nos sujeitos do grupo carga alinear	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Faixas de valores normais para as pressões respiratórias máximas por sexo e grupo etário	33
Tabela 2	Medidas de Tendência Central das Variáveis do Estudo	61
Tabela 3	Valores das Médias em percentual (%) dos Ganhos de Pico de RMS na Carga Máxima dos músculos inspiratórios em relação ao controle	64
Tabela 4	Análise de Correlação entre Ganho de Pico RMS na Carga Máxima e Ganho de Pico de RMS na PImáx no Grupo Linear	68
Tabela 5	Correlação de Spearman entre PImáx e Picos de RMS durante a PImáx...	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Ag/AgCl	Prata/ Cloreto de prata
ANOVA	<i>ANalysis Of VAriance</i>
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
cm	centímetro
cmH ₂ O	centímetros de água
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
CPT	Capacidade Pulmonar Total
CRF	Capacidade Residual Funcional
DP	Desvio Padrão
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
ECOM	Esternocleidooccipitomastóideo
EMG	Eletromiografia
ESC	Escaleno
IMC	Índice de Massa Corpórea
IMT	<i>Inspiratory Muscle Trainer</i>
MA-II	Momento Carga Máxima Alinear (PFlex)
MC	Momento Controle
ML-II	Momento Carga Máxima Linear (Threshold®)
m	metro
mm	milímetro
mV	Milivolt
NOVAFAP	Faculdade de Saúde, Ciências Humanas e Tecnológicas do Piauí
PR _{máx}	Pressão Respiratória Máxima

PI _{máx}	Pressão Inspiratória Máxima
PE _{máx}	Pressão Expiratória Máxima
PI	Pressão Inspiratória Basal
p- Valor	nível crítico amostral; “significância” entre estatística de um teste
RMS	<i>Root Mean Square</i> - Raiz Quadrada da Média
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscle</i>
TI	Tecnologia de Informação
TMI	Treinamento Muscular Inspiratório
μV	Microvolt
V	Volt
VAS	Via Aérea Superior
VR	Volume Residual

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 JUSTIFICATIVA	20
3 OBJETIVO DO ESTUDO	22
3.1 OBJETIVO GERAL	22
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	22
4 REVISÃO DE LITERATURA	23
4.1 MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS	23
4.1.1 ESCALENO.....	25
4.1.2 ESTERNOCLEIDOOCIPITOMASTÓIDEO.....	27
4.2 FORÇA MUSCULAR RESPIRATÓRIA.....	29
4.2.1 AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR RESPIRATÓRIA	29
4.2.1.1 AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR INSPIRATÓRIA	31
4.2.1.2 AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR EXPIRATÓRIA	32
4.2.2 FORÇA MUSCULAR PREDITA	32
4.3 TREINAMENTO MUSCULAR RESPIRATÓRIO	33
4.3.1 TIPOS DE TREINAMENTO MUSCULAR RESPIRATÓRIO	33
4.3.1.1 HIPEPERPNÉIA ISOCÁPNICA VOLUNTÁRIA	34
4.3.1.2 CARGA LINEAR PRESSÓRICA	34
4.3.1.3 CARGA ALINEAR PRESSÓRICA	35
4.3.2 EFEITOS DO TREINAMENTO MUSCULAR	37
4.4 ELETROMIOGRAFIA	38
4.4.1 DEFINIÇÃO	38
4.4.2 O ELETROMIÓGRAFO	39
4.4.3 TIPOS DE ELETRODOS	41
4.4.4 COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS	42
4.4.5 NORMALIZAÇÃO	43
5 MATERIAL E MÉTODOS	45
5.1 ASPECTOS ÉTICOS.....	45
5.2 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO	45
5.3 PERFIL DOS SUJEITOS	45
5.4 LOCALIZAÇÃO E DATA DA REALIZAÇÃO DA PESQUISA	47

5.5 INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO E INTERVENÇÃO.....	47
5.5.1 MANOVACUÔMETRO.....	47
5.5.2 ELETROMIÓGRAFO	48
5.5.3 CARGA LINEAR PRESSÓRICA (THRESHOLD®IMT)	49
5.5.4 CARGA ALINEAR PRESSÓRICA (PFLEX)	50
5.5.5 DEMAIS MATERIAIS UTILIZADOS	51
5.6 PROTOCOLO DE PESQUISA	52
5.6.1 REGISTRO ELETROMIOGRÁFICO E COLOCAÇÃO DE ELETRODOS	55
5.6.2 DETECÇÃO DO PICO DE RMS	57
6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	59
7 RESULTADOS	61
8 DISCUSSÃO.....	71
9 CONSIDERAÇÕES FINAIS	83
REFERÊNCIAS	85
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	90
APÊNDICE B – FICHA DE AVALIAÇÃO.....	94
APÊNDICE C – CARACTERIZAÇÃO DOS SUJEITOS DA PESQUISA	96
APÊNDICE D – DADOS DE PIMÁX E PICOS DE RMS DO ESTUDO	97
ANEXO A – INDICAÇÕES E CONTRA-INDICAÇÕES DA MANOVACUOMETRIA	98
ANEXO B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA.....	99

1 INTRODUÇÃO

A avaliação da força muscular respiratória é importante dentro da prática clínica fisioterapêutica, pois além de evidenciar alterações funcionais e o progresso de diversas doenças pulmonares e neuromusculares, pode ser usada para acompanhamento das respostas terapêuticas, sendo a mensuração das Pressões Respiratórias Máximas – PR_{máx}, a forma mais praticada atualmente (FIORE, et al, 2004).

As medidas das duas PR_{máx}- Pressão Inspiratória Máxima (PI_{máx}) e Pressão Expiratória Máxima (PE_{máx}) - são realizadas através de um equipamento denominado Manovacuômetro. A PI_{máx} avalia, de forma conjunta, a força dos músculos inspiratórios - diafragma, escalenos, esternocleidooccipitomastóideo, intercostais externos- enquanto a PE_{máx} avalia a força dos músculos expiratórios- abdominais e intercostais internos. Os dois valores são amplamente empregados como indicadores para o treinamento dos músculos respiratórios (COSTA et al., 2003).

O Treinamento Muscular Inspiratório (TMI), utilizando percentuais de PI_{máx}, tem como objetivo habilitar músculos específicos a realizarem com maior facilidade a função para qual são destinados, objetivando tanto força muscular quanto resistência. Para tanto, é necessário que estes músculos apresentem mínimas condições fisiológicas, como condução nervosa íntegra e circulação adequada (SOUZA et al., 2008).

Existem várias possibilidades para realização do TMI, tanto em saudáveis como em indivíduos portadores de limitação funcional ventilatória, que pode ser obtido por meio de inspiração contra-resistida com dispositivos de carga alinear ou linear. No primeiro, a carga resistiva aplicada não é pré-determinada, mas dependente do fluxo inspiratório gerado pelo indivíduo. Nos dispositivos de carga linear, a resistência pode ser fixada e, portanto, independe do fluxo aéreo inspiratório. Dessa forma, dentre os métodos de TMI mais

empregados e pesquisados estão a aplicação de carga linear através do resistor Threshold® IMT e de carga alinear através do resistor PFlex (LEAL, 2000).

Os protocolos de Treinamento Muscular Inspiratório (TMI) descritos na literatura não são baseados em estudos com indivíduos saudáveis (sem pneumopatias), mas em pesquisas com portadores de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) e utilizam carga de 30% a 50% da P_{Imáx}. No entanto, não se sabe exatamente o comportamento muscular (ativação muscular) durante a aplicação dessas cargas, embora alguns estudos tenham mostrado uma importante participação da musculatura acessória dependente da carga utilizada (MACHADO, 2008).

O reconhecimento de possíveis diferenças do padrão de ativação dos músculos inspiratórios primários e secundários em jovens saudáveis, durante aplicação de carga máxima dos resistores linear e alinear (Threshold® IMT e PFlex®, respectivamente), possibilitaria avaliar o comportamento padrão (normal) de ativação muscular respiratória e, em caso de diferença entre os padrões, um direcionamento para um treinamento mais específico.

Estudos apontam para a não existência de diferença significativa no recrutamento dos músculos inspiratórios esternocleidooccipitomastóideo (ECOM) e escaleno (ESC) sob diferentes níveis de cargas de Threshold®IMT, em indivíduos sem pneumopatias (SOUZA et al., 2008).

O recurso mais comumente empregado para avaliação da ativação muscular de forma não invasiva é a Eletromiografia (EMG) de superfície, que consiste em 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. É um recurso diagnóstico e terapêutico desprovido de efeitos colaterais, indolor, extremamente seguro e o paciente têm a possibilidade de acompanhar a evolução da terapia (ENOKA, 2000).

A EMG tem como base a captação de sinais elétricos gerados no músculo durante o fenômeno de contração muscular e possibilitam o registro dos padrões de potenciais de ação em tempo real (STARKEY, 2001). Dentre os métodos de avaliação do desempenho muscular, através da EMG, destaca-se o monitoramento dos valores da Raiz Quadrada da Média (RMS – do inglês *Root Mean Square*) da EMG. Por meio deste, temos informações relacionadas com a amplitude do sinal e informa a potência média deste, no intervalo de tempo analisado, sendo possível inferir sobre a quantidade de unidades motoras disparando. No entanto, por não se tratar de valores absolutos, deve-se usar uma padronização ou normalização prévia a sua interpretação para facilitar a avaliação do ganho do sinal em relação ao basal (DE LUCA, 2002).

Sendo os músculos inspiratórios os alvos das técnicas de treinamento muscular com Threshold® IMT e PFlex, pretende-se, através da eletromiografia de superfície, avaliar e comparar o comportamento elétrico de um músculo primário (músculo escaleno direito) e um músculo secundário (esternocleidooccipitomastóideo direito) da inspiração em indivíduos jovens saudáveis, sem pneumopatias, antes e durante o treinamento com carga máxima de resistor linear (Threshold® IMT ajustado em -41 cmH₂O) e resistor alinear (PFlex com peça de orifício 2mm de diâmetro-cor vermelha). Partindo do princípio que a utilização prioritária de músculos acessórios pode diminuir a força exercida pelo diafragma, pretende-se investigar as possíveis diferenças de recrutamento muscular inspiratório durante o treinamento com cargas distintas, tomando como base os ganhos de picos de RMS.

2 JUSTIFICATIVA

As alterações funcionais musculares respiratórias são rotineiramente abordadas na prática clínica fisioterapêutica. Pacientes com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC), asmáticos, doenças neuromusculares e pós-operatórios de cirurgias torácicas e abdominais são algumas indicações do Treinamento Muscular Inspiratório (TMI). Embora extremamente difundido, o TMI tem sido aplicado, geralmente, usando carga resistiva linear (Threshold® IMT), ou seja, um dispositivo que oferece resistência que independe do fluxo, com valores preestabelecidos de carga e usando protocolos baseados, sobretudo, em estudos com pacientes DPOC.

Estudos sobre a ativação dos músculos inspiratórios durante o TMI, avaliado pelo RMS na EMG e usando dispositivo linear (Threshold® IMT) com diferentes percentagens de P_{Imáx}, não tem demonstrado diferenças estatisticamente significativas em relação ao repouso na população de jovens saudáveis (MARTINS, 2009). No entanto, a maioria dos estudos utilizou o RMS bruto para comparação entre os momentos de carga e repouso, e não, o Ganho de Pico de RMS, ou seja, o ganho na ativação muscular durante a aplicação de carga máxima relacionada ao controle, podendo ser expressa em porcentagem (MARTINS, 2009; SOUZA et al., 2008). Além disso, o grupo ou momento controle nos trabalhos que avaliaram diferenças entre as ativações musculares pré e pós-carga, tiveram suas coletas de RMS durante a respiração tranqüila, o que vai de encontro às recomendações da *American Thoracic Society/European Respiratory Society* (ATS/ERS, 2002).

A maioria dos trabalhos encontrados na literatura é feita com resistor linear (Threshold® IMT). Por esse motivo tem-se preferido o uso desse recurso no tratamento das alterações de força muscular respiratória. Porém, estudos comparativos entre o padrão de ativação muscular inspiratório de pacientes submetidos à carga linear e a linear pressórica são

escassos na literatura, repercutindo numa subutilização do PFlex em relação ao Threshold® IMT.

Embora se pretenda priorizar o fortalecimento/resistência do diafragma durante o treino, o escaleno, por também ser considerado músculo primário respiratório, e o esternocleidooccipitomastóideo, sabidamente secundário respiratório, os dois últimos têm a vantagem de serem mais superficiais e, conseqüentemente, permitem a melhor captação da ativação muscular pela EMG de superfície. Portanto, a possibilidade de analisar, em jovens saudáveis submetidos à TMI com Threshold e PFlex, diferenças de ativação dos músculos (grupo muscular com maior ganho), poderá permitir o conhecimento sobre qual a ativação muscular principal em cada resistor ou qual o recurso que promove maior recrutamento de fibras em cada músculo.

Dessa forma, têm-se o interesse em observar as possíveis variações de ativação muscular na inspiração durante a aplicação de carga máxima linear (Threshold® IMT) e alinear (PFlex) no momento da execução do exercício respiratório, através das leituras eletromiográficas dos músculos escaleno e esternocleidooccipitomastóideo de sujeitos hígidos, com a justificativa de que o conhecimento do padrão de recrutamento muscular em saudáveis, durante a aplicação de cargas distintas máximas, possibilitariam o estabelecimento de protocolos de treinamento respiratório mais específicos para aplicações clínicas.

3 OBJETIVO DO ESTUDO

3.1 Objetivo Geral

Avaliar a ativação elétrica muscular respiratória, através da razão ou ganho de RMS obtido pela eletromiografia (EMG) de superfície, em indivíduos saudáveis durante o treinamento muscular inspiratório com cargas máximas de resistor linear e alinear.

3.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a atividade eletromiográfica, através do Ganho de Pico de RMS do músculo escaleno (respiratório primário) e esternocleidooccipitomastóideo (respiratório secundário), durante aplicação de carga máxima de resistor linear Threshold® IMT em jovens saudáveis;
- Avaliar a atividade eletromiográfica, através do Ganho de Pico de RMS do músculo escaleno (respiratório primário) e esternocleidooccipitomastóideo (respiratório secundário), durante aplicação de carga máxima de resistor alinear P-Flex em jovens saudáveis;
- Verificar a possível correlação entre o Ganho de Pico de RMS na carga máxima com o Ganho de Pico de RMS na P_{Imáx} do músculo escaleno nos grupos submetidos a Threshold e PFlex;
- Verificar a possível correlação entre o Ganho de Pico de RMS na carga máxima com o Ganho de Pico de RMS na P_{Imáx} do músculo esternocleidooccipitomastóideo nos grupos submetidos a Threshold e PFlex.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Músculos Respiratórios

Os músculos esqueléticos inspiratórios têm a função nobre de promover e garantir as adequadas trocas gasosas através do deslocamento rítmico da parede torácica, ampliando-a tanto no sentido crânio-caudal como látero-lateral, através dos movimentos de “braço de bomba” e “alça de balde”, respectivamente, gerando as condições necessárias para uma boa ventilação pulmonar (Figura 1). Estes, por apresentarem um trabalho contínuo durante 24 horas, possuem uma rede capilar significativa que visa prover o metabolismo de suas miofibrilas e, conseqüentemente, manter a capacidade oxidativa que lhe é peculiar (MACHADO, 2008).

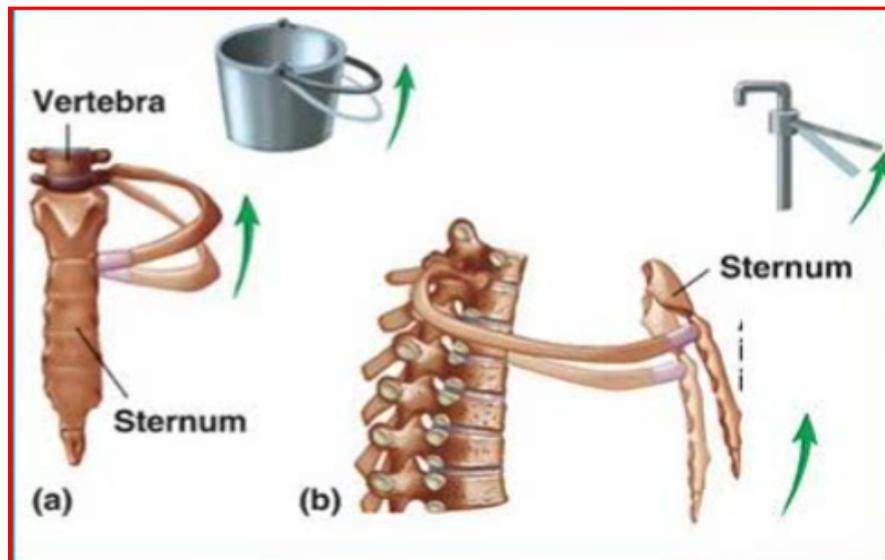


Figura 1: Movimentos de “Alça de Balde” (a) e “Braço de bomba” (b) executados pelos músculos inspiratórios, sobretudo escalenos e esternocleidomastoídeos.

Fonte: Netter (2000)

Em contrapartida, a fase expiratória do ciclo respiratório, em condições de repouso, se realiza de forma passiva e é resultante das forças de retração elástica após distensão do parênquima pulmonar (GUYTON; HALL, 2006).

No entanto, existem dois tipos principais de fibras musculares respiratórias que são classificadas de acordo com o tipo de metabolismo e suas características contráteis: as fibras do tipo I e tipo II. A primeira possui metabolismo predominantemente aeróbio, além de apresentarem um padrão lento de contração e serem resistentes à fadiga. Na segunda, predomina o metabolismo anaeróbio, são pouco resistentes à fadiga e o padrão de contração é rápido (ATS/ERS, 2002).

A força gerada pelos músculos respiratórios (Figura 2) depende de uma série de fatores: frequência de estimulação, vantagem mecânica, comprimento em repouso, da velocidade de contração e da massa muscular. Cabe lembrar a relação direta entre o comprimento da fibra muscular em repouso e a capacidade de gerar torque. Isto justifica a avaliação da força muscular respiratória através de volumes pulmonares máximos – Capacidade Pulmonar Total (CPT) e mínimos – Volume Residual (VR). A força é aumentada pelo recrutamento adicional de unidades motoras ou por aumento da taxa de disparo de unidades individuais, promovidas por contração de baixa e alta intensidade, respectivamente (RATNOVSKY et al. 2003).

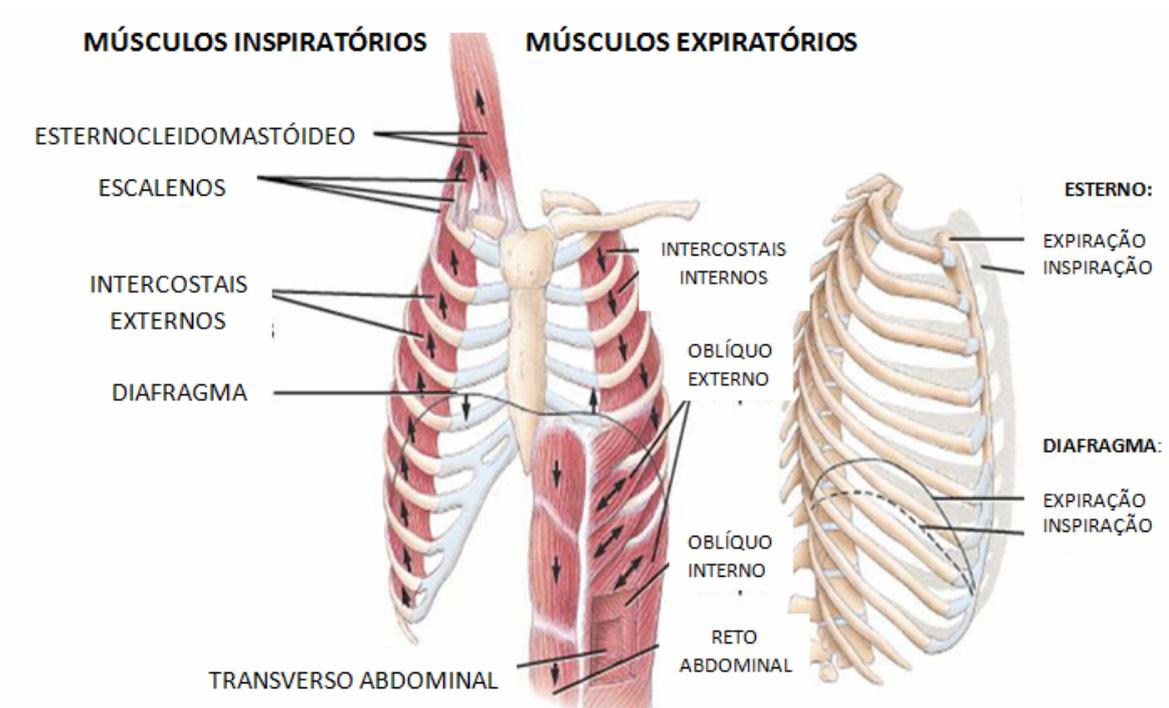


Figura 2: Músculos respiratórios inspiratórios (Diafragma, Intercostais Externos, Escalenos e Esternocleidooccipitomastóideos) e expiratórios (Oblíquos internos e externos, transverso do abdômen, reto adominal e intercostais internos).

Fonte: <http://www.medicinageriatrica.com.br/wp-content/uploads/2007/09/musculosresp>

4.1.1 Escaleno

Anatomicamente, o músculo escaleno (ESC) recebe inervação das raízes C4 a C8 e tem inserção proximal nos processos transversos de C3 a C7 e inserção distal na primeira costela (escaleno anterior) e na sétima costela (escaleno posterior). Dessa forma, estes músculos ao se contraírem, elevam a caixa torácica e aumentam o diâmetro do tórax no sentido longitudinal ou crânio-caudal (HISLOP; MONTGOMERY 2008). É composto de maior quantidade de fibras do tipo I (59%) em relação ao tipo II (39%) sendo, portanto, um músculo resistente a fadiga, com metabolismo predominantemente oxidativo e de contração

lenta (MACHADO, 2008). Este fato deve ser considerado nos estudos em que o músculo precise vencer cargas resistivas maiores, pois, fisiologicamente, não apresentam capacidade de fibras geradoras de potência, e sim, de suportar pouca carga por mais tempo (resistência à fadiga).

A presença de atividade elétrica nos músculos escalenos durante inspiração basal nas posições supina e ortostática, evidenciada por alguns estudos eletromiográficos, tem feito com que alguns pesquisadores o considerem como motor primário da inspiração (MACHADO, 2008). Dessa forma, esta pesquisa também o considerou como músculo primário inspiratório.

Os três ventres musculares do escaleno - escaleno anterior, médio e posterior são muito delgados e, por este motivo é difícil selecionar algum ventre especificamente, sobretudo quando se pretende fazer análise eletromiográfica (Figura 3).

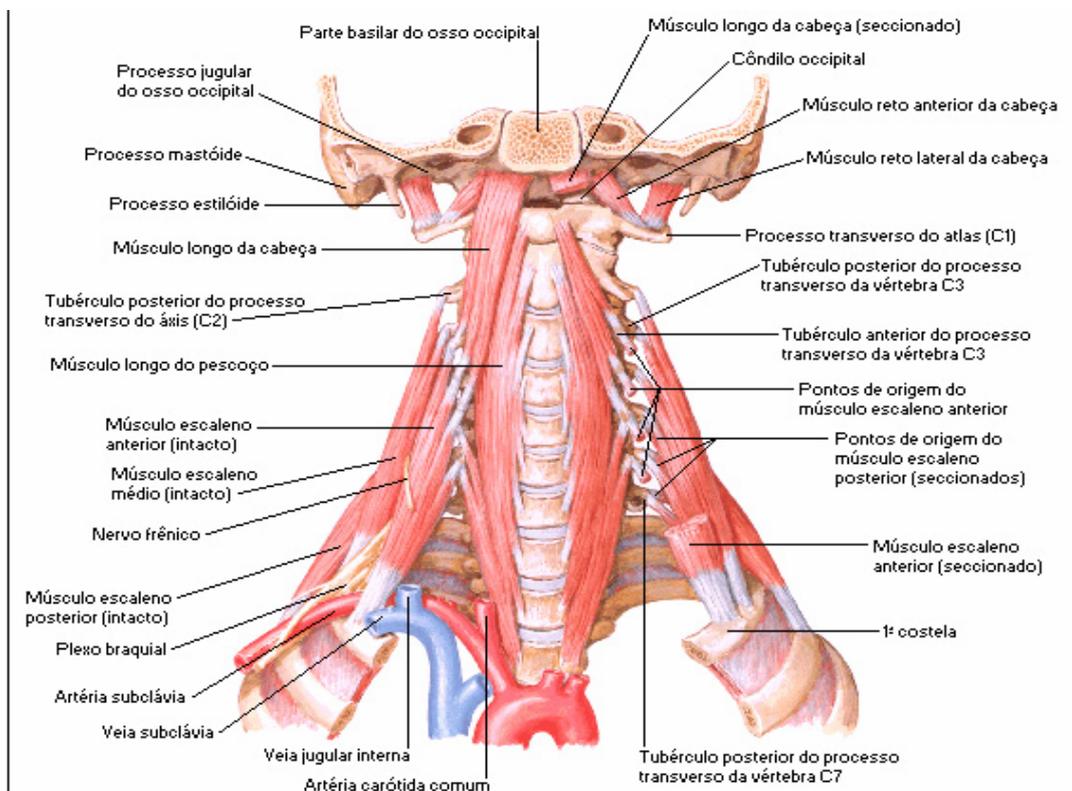


Figura 3: Os ventres musculares do músculo escaleno (anterior, médio e posterior).
Visão anterior.

Fonte: Netter (2000)

Quando contraído unilateralmente, ele determina inclinação e rotação da coluna para o lado da contração. A contração simétrica dos escalenos determina flexão da coluna cervical sobre a coluna dorsal e uma hiperlordose se o músculo longo do pescoço, músculo pré-vertebral, não estiver contraído (HISLOP; MONTGOMERY, 2008).

Além de cruzar posteriormente, o escaleno anterior é um músculo muito delgado e pela proximidade com os outros escalenos (médio e posterior) dificulta o isolamento para captura do sinal e, por isso, não foi pesquisado ventres isolados, mas o músculo como um todo (Figura 3).

4.1.2 Esternocleidomastóideo

O músculo é innervado pelo 11º par de nervo craniano (nervo acessório), além da raiz C2 e C3. Possui duas cabeças ou partes: a cabeça esternal com inserção distal no manúbrio esternal e a cabeça clavicular com inserção distal no terço medial da clavícula (NETTER, 2000). As inserções proximais das duas cabeças estão localizadas no processo mastóide e osso occipital, de onde advém a nomenclatura ECOM (Esternocleidomastóideo) empregada por muitos autores e nesta pesquisa (Figura 4).

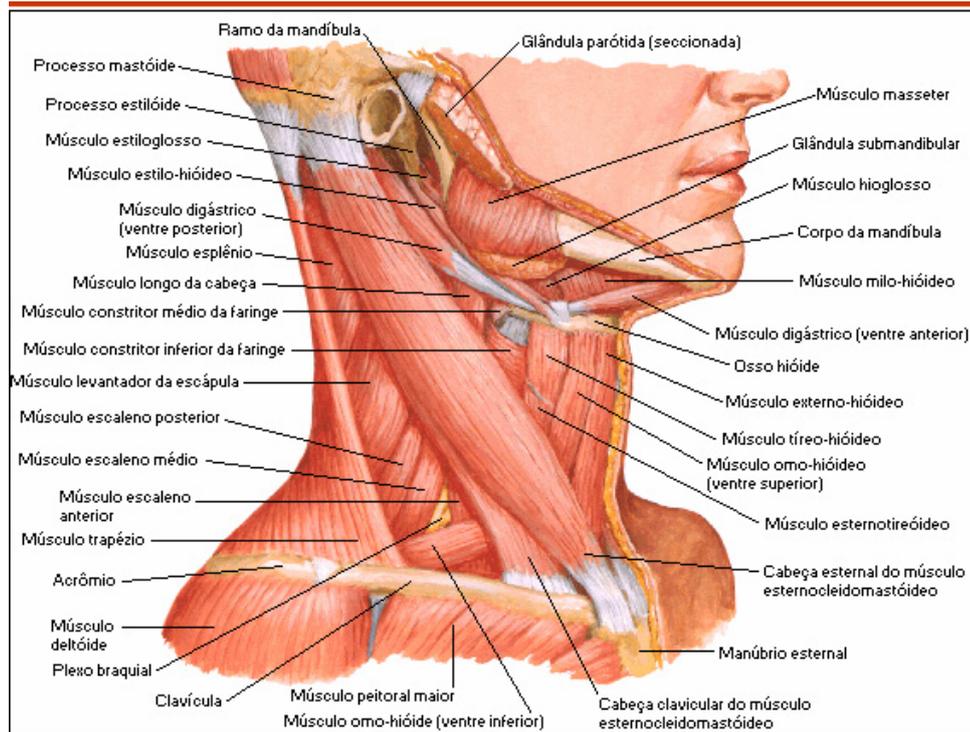


Figura 4: Disposição anatômica dos ventres musculares do músculo ECOM-Visão lateral.
Fonte: Netter (2000).

Ele é considerado um músculo inspiratório acessório da respiração e, quando contraído, eleva o esterno e amplia o diâmetro torácico superior (movimento de “braço de bomba”). É ativado quando são insuflados grandes volumes pulmonares ou quando aumenta a demanda ventilatória (MACHADO, 2008).

Quando contraído unilateralmente, determina um movimento triplo de rotação da cabeça para o lado oposto à sua contração, inclinação para o lado da contração e extensão. Com essa análise biomecânica, durante a pesquisa, a solicitação da execução do movimento de rotação da cabeça pro lado oposto foi realizado, isometricamente, com os eletrodos já posicionados visando aperfeiçoar a localização dos mesmos, prévio ao início das coletas de dados. Quando contraído bilateralmente e mantido a coluna cervical não-rígida, irá promover hiperlordose da coluna cervical com extensão da cabeça. Contrariamente, com a cervical

rígida e retilínea, a contração bilateral acarreta flexão da cabeça para frente (HISLOP; MONTGOMERY, 2008).

4.2 Força Muscular Respiratória

Os músculos respiratórios são os responsáveis diretos pela ventilação pulmonar. O adequado funcionamento desses músculos possibilita os movimentos de entrada e saída de ar do sistema respiratório. Em inúmeras situações clínicas podem ocorrer alterações na função contrátil dessas estruturas levando a um quadro de perda da força muscular que podem ser classificadas como fraqueza, fadiga ou falência muscular (MACHADO, 2008).

A avaliação dos valores das pressões inspiratória e expiratória máximas (PImáx e PEmáx) visa diagnosticar e prognosticar desordens neuromusculares e pulmonares (NEDER et al., 1999) permitindo a identificação de insuficiência respiratória resultante de falência muscular, detecção precoce da fraqueza dos músculos respiratórios, auxiliando na avaliação da mecânica respiratória e na indicação de intubação, desmame do ventilador mecânico e extubação de pacientes que apresentem força muscular inspiratória para ventilação espontânea (KNOBEL, 2004).

4.2.1 Avaliação da Força Muscular Respiratória

As medidas das Pressões Respiratórias Máximas (PRmáx) - Pressão Inspiratória Máxima (PImáx) e Pressão Expiratória Máxima (PEmáx) - são realizadas através de um equipamento denominado Manovacuômetro e avaliam a força muscular respiratória (COSTA, 2003). As indicações e contra-indicações para as medidas de manovacuometria estão apresentadas no Anexo A.

A P_{Imáx} e a P_{Emáx} consistem, respectivamente, na medida da máxima pressão inspiratória e expiratória que o indivíduo pode gerar na boca. Por se tratar de uma manobra estática, com a via aérea ocluída, a pressão bucal consegue refletir a pressão gerada pela ação dos músculos respiratórios. A P_{Imáx} pensa-se refletir a força do diafragma, enquanto a P_{Emáx} acredita-se refletir a força dos músculos abdominais e intercostais (FIORE, 2004).

A P_{Imáx} é um método simples, não invasivo e reprodutível. No entanto sofre influências da idade, sexo, volume pulmonar, comprimento de repouso dos músculos inspiratórios, cooperação do indivíduo, padronização da técnica empregada e das variáveis da mecânica respiratória como Complacência respiratória e Resistência das Vias Aéreas (PARREIRA et al, 2007).

A avaliação da P_{Imáx} possibilita estabelecer a carga de treinamento específico dos músculos inspiratórios, além de avaliar a sobrecarga desses músculos através da relação entre PI (pressão gerada durante a inspiração basal) e a P_{Imáx} (SOUZA, 2002). Isso pode ser feito estabelecendo-se uma razão entre estes valores (P_{Imáx}/PI), ou seja avaliando o ganho de ativação ou estresse sobre a musculatura em relação ao repouso.

A avaliação das PRM (Pressões Respiratórias Máximas) geralmente é realizada com uma peça bucal rígida achatada, que fica acoplada entre os lábios do paciente e conectada ao manovacuômetro através de um intermediário de aproximadamente 25 cm. Para o sucesso da realização da técnica, a cooperação e o desempenho do paciente é fundamental, interferindo diretamente nos valores das medidas (TRUWIT; MARINI, 1992). Embora possa ser feita com uma máscara facial para reduzir o escape aéreo durante a manovacuetria, a utilização do bocal ainda tem sido preferida por grande maioria das pesquisas.

A manovacuetria para determinação da P_{Imáx} e P_{Emáx} deve ser realizada a partir do volume residual e capacidade pulmonar total, respectivamente. No entanto, estudos evidenciaram que poderão ser minimizados, ao máximo, os fatores que influenciam nas

propriedades mecânicas do sistema respiratório se o ponto de partida para mensuração da $P_{Imáx}$ e $P_{Emáx}$ for a Capacidade Residual Funcional – CRF, considerada o ponto de equilíbrio estático entre as propriedades elásticas do pulmão e da parede torácica (ATS/ERS, 2002). Dessa forma, quando se mensura a $P_{Emáx}$ a partir de CRF, exclui-se a participação das forças de recolhimento elástico pulmonar e da caixa torácica o que poderia traduzir em valores mais reais da força muscular expiratória (SOUZA, 2002).

A postura adotada para a realização dos testes e a oclusão de clipe nasal deve ser padronizada, pois pode influenciar nos resultados das mensurações. O intervalo de repouso entre as manobras para avaliação de $PRMáx$ variam de 30 segundos até vários minutos. No entanto, a utilização de intervalos de 1 a 2 minutos têm sido recomendado em saudáveis (MACHADO, 2008).

4.2.1.1 Avaliação da Força Muscular Inspiratória ($P_{Imáx}$)

Para mensuração da força muscular inspiratória em cmH_2O (negativa) é realizada expiração total até VR e, imediatamente após, pede-se que o indivíduo realize um esforço inspiratório máximo contra a via aérea ocluída (manobra de Müller) através de um bocal. No entanto, esta manobra deverá ser repetida, no mínimo, três vezes e, no máximo, nove vezes para evitar interferência do aprendizado e da fadiga na avaliação, aceitando as manobras reprodutíveis – diferença inferior a 10% entre as duas superiores, sem vazamentos e com sustentação de dois segundos (BRUNETTO; ALVES, 2003; SOUZA et al., 2008).

Não existe consenso sobre o valor selecionado para determinação da $P_{Imáx}$: se o ponto de maior valor alcançado em qualquer momento da manobra ou o ponto de estabilização do ponteiro por, no mínimo, 2 segundos durante a manovacuometria. (NEDER et al, 1999).

4.2.1.2 Avaliação da Força Muscular Expiratória (PE_{máx})

A PE_{máx} (positiva) é o único teste amplamente disponível para a avaliação da força dos músculos expiratórios. A mensuração da PE_{máx} é feita com o indivíduo expirando forte e breve após uma inspiração máxima até CPT com a válvula ocluída, simulando a manobra de Valsalva (SOUZA, 2002).

A redução da PE_{máx} traduz a perda da força muscular expiratória, aumento do Volume Residual (VR) e redução da efetividade da tosse, resultando na incapacidade de eliminar secreções (MACHADO, 2008).

4.2.2 Força Muscular Predita

Vários estudos propõem valores preditos de PImáx de acordo com idade, sexo e altura, porém falhas metodológicas de coletas dos dados como o não uso de clipe nasal e utilização amostras muito diferenciadas antropometricamente (dimensões do aparelho respiratório) ou não separação entre fumantes e não fumantes, dificultam a aplicação dos valores da PImáx preditos para muitas pesquisas populacionais (WILSON et al.,1984; BLACK; HYATT, 1969). Os valores de PImáx preditos para população brasileira de indivíduos saudáveis distribuídos por faixa etária e sexo foram propostos pelo clássico estudo de Nedder et al (1999) como mostra a Tabela 1.

Tabela 1: Faixas de valores normais para as pressões respiratórias máximas, por sexo e grupo etário.

MIP = Maximal inspiratory pressure; MEP = maximal expiratory pressure; MVV = maximal voluntary ventilation. Data are reported as mean \pm SD. *Significant effect among age groups within sex ($P < 0.05$); 20-29 age group vs 40-49, 60-69 and 70-80 groups. †Significant effect between sex groups ($P < 0.05$); males vs females by age-group.

Age (years)	Males (N = 50)			Females (N = 50)		
	MIP (cmH ₂ O)	MEP (cmH ₂ O)	MVV (l)	MIP (cmH ₂ O)	MEP (cmH ₂ O)	MVV (l)
20-29	129.3 \pm 17.6**	147.3 \pm 11.0**	166.9 \pm 20.2**	101.6 \pm 13.1*	114.1 \pm 14.8*	125.5 \pm 13.3*
30-39	136.1 \pm 22.0*	140.3 \pm 21.7*	170.2 \pm 29.7*	91.5 \pm 10.1	100.6 \pm 12.1	123.6 \pm 11.2
40-49	115.8 \pm 87.0*	126.3 \pm 18.0*	151.2 \pm 34.4*	87.0 \pm 9.1	85.4 \pm 13.6	115.5 \pm 8.4
50-59	118.1 \pm 17.6*	114.7 \pm 6.9*	132.4 \pm 27.4*	79.3 \pm 9.5	83.0 \pm 6.2	105.9 \pm 20.8
60-69	100.0 \pm 10.6*	111.2 \pm 10.9*	138.8 \pm 22.0*	85.3 \pm 5.5	75.6 \pm 10.7	95.7 \pm 19.3
70-80	92.8 \pm 72.8*	111.5 \pm 21.0*	108.0 \pm 25.6	72.7 \pm 3.9	69.6 \pm 6.7	93.5 \pm 18.9

Nota: Os valores apresentados de P_{Imáx} são em cmH₂O
 Fonte: Neder et al. (1999)

4.3 Treinamento Muscular Respiratório

O treinamento da musculatura respiratória tem como função habilitar músculos específicos a realizarem com maior facilidade a função para qual são destinados, objetivando tanto força muscular quanto resistência (SASAKI et al., 2005). Para isso, é necessário que os músculos apresentem mínimas condições fisiológicas, como condução nervosa íntegra e circulação adequada (KNOBEL, 2004; SOUZA, 2002).

4.3.1 Tipos de Treinamento Muscular Respiratório

Diversas são as técnicas utilizadas para o treinamento da musculatura respiratória; entre elas, as três mais praticadas são a hiperpnéia isocápnica voluntária e o treinamento com cargas alineares e lineares pressóricas. Com destaque da literatura para as duas últimas formas de treinamento.

4.3.1.1 Hiperpnéia Isocápnica Voluntária

É um método alternativo de treinamento em que o paciente hiperventila em condições isocápnicas, objetivando alcançar um volume minuto predeterminado durante 15 a 30 minutos/dia. Essa técnica parece ser apropriada para o treinamento dos músculos inspiratórios, pois a hiperpnéia também ocorre durante o exercício (MACHADO, 2008). Entretanto, o equipamento para esse tipo de treinamento é caro, pesado, e geralmente pode ser utilizado apenas em nível laboratorial, não sendo viável para tratamento domiciliar, o que gera uma grande dificuldade para sua aplicação (BRITO, 2009).

4.3.1.2 Carga Linear Pressórica

Provavelmente, é a estratégia mais utilizada para treinar músculos inspiratórios. O método de treinamento muscular com carga linear inspiratória, ou seja, carga independente do fluxo inspiratório do indivíduo foi primeiramente descrito por Nickerson e Keens (1982) em seu estudo clássico. Atualmente, o aparelho mais utilizado para o treinamento da musculatura inspiratória é o Threshold® IMT, pois além de apresentar baixo custo, esse aparelho se mostrou eficiente, exceto para pacientes que apresentam um fluxo inspiratório muito diminuído (MACHADO, 2008).

A sobrecarga é do tipo *spring-load* (mola), que impõe uma carga de trabalho aos músculos inspiratórios mensurada em centímetros de água (BRITO, 2009). Os métodos utilizados para a mensuração da resistência respiratória também são uteis para o treinamento dessa musculatura. O protocolo pode variar de acordo com a doença. Entretanto, geralmente o teste se inicia com carga de 15cmH₂O, e a cada dois minutos aumenta-se a carga imposta em

5cmH₂O. A carga máxima sustentada por dois minutos completos do teste de resistência é utilizada para o treinamento diário do paciente até que este seja capaz de sustentá-la por 30 minutos/dia. A partir daí, novos testes são realizados e novas cargas são impostas para o treinamento (MACHADO, 2008).

Para ganho de força, a maioria dos estudos científicos descreve esse treinamento sendo realizado de três a sete vezes por semana, com duração de 10 a 30 minutos (uma ou duas vezes ao dia) e intensidade de 30 a 70% da PI máx. Os resultados geralmente são observados entre 5 e 12 semanas (BRITO, 2009).

4.3.1.3 Carga Alinear Pressórica

Durante o treinamento inspiratório com carga alinear pressórica o paciente inspira por um bocal com uma válvula bidirecional e uma resistência inspiratória. Essa resistência é usualmente fluxo dependente, e um dos exemplos utilizados na prática clínica é o P-Flex (Health Scan Products, Inc).

Para alguns autores, o treinamento de intensidade adequada para obter os efeitos do treinamento somente é alcançado se uma pressão pré-determinada é obtida e se os exercícios são repetidos de 15 a 30 minutos por dia, cinco vezes por semana, durante um período mínimo de 4 a 6 semanas (MACHADO, 2008).

Neste tipo específico de carga, o indivíduo inspira por meio de um orifício cujo diâmetro é predeterminado através de seis peças de cores diferentes. Os diâmetros dos orifícios variam, dependendo do fabricante, entre 2 e 7mm em alguns resistores e entre 1,7 mm a 5,4 mm em outros. Ambos impõem um aumento do esforço inspiratório inversamente proporcional ao diâmetro do orifício da peça. A expiração é realizada de forma fisiológica. Neste tipo de treinador quanto menor o fluxo gerado, menor é o esforço necessário. Portanto,

faz-se necessário encorajar a manutenção de um padrão respiratório constante, mesmo com a variação do tamanho do orifício. (BRITO, 2009)

No uso desse equipamento a carga a ser utilizada pode variar de 30 a 80% da P_{Imáx} e pressupõe-se que quanto maior a carga, maior a força gerada e, conseqüentemente, maior a hipertrofia obtida pelo treinamento (SARMENTO, 2009)

A Figura 5 mostra a relação da taxa de fluxo inspiratório com a geração de pressão durante o treinamento com os aparelhos que usam carga alinear. Observe que quanto maior o fluxo inspiratório do paciente, maior será a pressão imposta aos músculos inspiratórios. Da mesma forma, quanto menor o orifício da peça, maior a pressão gerada. Ainda é observado que mantendo baixos fluxos inspiratórios pode-se obter uma alta pressão inspiratória nas peças com menores orifícios. (BELMAN; THOMAS; LEWIS, 1986; MACHADO, 2008).

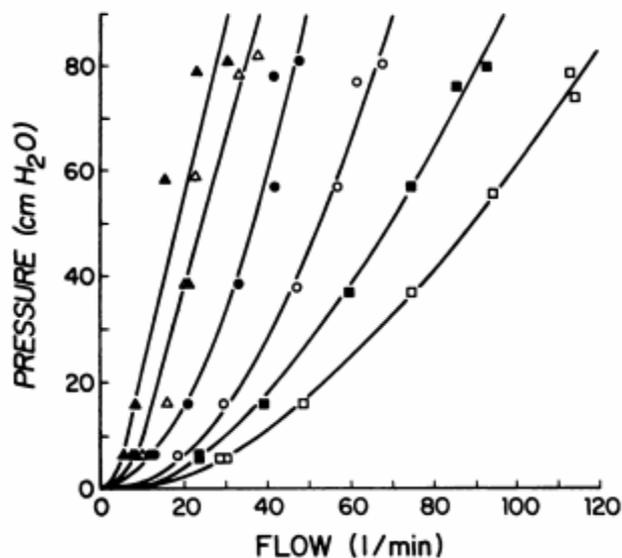


Figura 5: Características da pressão gerada (*pressure*) no aparelho de resistência alinear a partir de diferentes taxas de fluxo (*Flow*). As linhas da esquerda para direita, representam, sequencialmente, o orifício 6 (diâmetro de 1,7 mm) até o orifício 1 (diâmetro de 5,4 mm).

Fonte: Belman, Thomas e Lewis, (1986).

Cabe ressaltar que nesse trabalho foi utilizado apenas a peça com orifício que impõe maior resistência (2mm) e, conseqüentemente, maior geração de pressão. Portanto, sua curva de geração de pressão relacionada à taxa de fluxo guarda semelhança com a obtida com o menor orifício, ou seja, primeira curva da esquerda para direita. Percebe-se, portanto, que embora com fluxos inspiratórios baixos a pressão gerada com essa peça (2mm) tende sempre a ser elevada chegando a valores próximos de 80cmH₂O com fluxo de 30l/min.

4.3.2 Efeitos do Treinamento Muscular

Os músculos respiratórios, assim como todos os outros músculos esqueléticos, podem melhorar sua função em resposta ao treinamento, aumentando a força e resistência. O treinamento de força utiliza sobrecarga dos músculos para obtenção de hipertrofia, e o de resistência envolve aumento da capacidade oxidativa para que as fibras se tornem mais resistentes à fadiga. Portanto, o treinamento de resistência desses músculos possui uma aplicação clínica maior que o treinamento de força (MACHADO, 2008).

As respostas ao treinamento dos músculos esqueléticos, ou seja, as adaptações musculares são obtidas quando estímulos apropriados são empregados. Existem três princípios básicos de treinamento, que são: sobrecarga, especificidade e reversibilidade. Para ocorrerem mudanças nas estruturas e melhora da função das fibras musculares, elas devem ser exigidas em níveis considerados críticos, e estímulos diferentes determinam adaptações também diferentes, devido à ação específica dos músculos esqueléticos (ENOKA, 2000).

Os músculos esqueléticos respondem bem ao treinamento de força e resistência. Mudanças adaptativas em resposta ao treinamento consistem em: aumento da densidade capilar e do conteúdo de mioglobina; aumento do número e tamanho da mitocôndria muscular; aumento de enzimas mitocondriais do ciclo de Krebs e das enzimas responsáveis

pela oxidação da cadeia longa dos ácidos graxos. Ocorre, também, aumento da concentração de glicogênio no músculo treinado, e durante o exercício há uma utilização preferencial de gordura como fonte de carbono para o ciclo de Krebs (MACHADO, 2008).

Mudanças na composição do tipo de fibras, em resposta ao treinamento, já foram demonstradas. As fibras glicolíticas de contração rápida produzem grande nível de força, elevado limiar de recrutamento e são muito suscetíveis à fadiga. Quando ativadas com o treinamento de resistência e força, estas sofrem metaplasia e convertem-se em fibras oxidativas (contração lenta), ou seja, resistentes à fadiga (ENOKA, 2000).

No diafragma, as adaptações na composição das fibras musculares e na atividade enzimática ocorrem em resposta ao aumento de carga. Assim como nos outros músculos esqueléticos, o diafragma adapta-se à sobrecarga fisiológica em níveis celulares e subcelulares. Essas adaptações resultam no aumento da resistência à fadiga e melhora do comportamento funcional do músculo (MACHADO, 2008).

4.4 Eletromiografia

4.4.1 Definição

A 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. O sinal eletromiográfico é a soma algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição de sinais (ENOKA, 2000).

A EMG é uma ferramenta importante na análise da respiração, fornecendo dados relevantes sobre a ativação da musculatura envolvida no movimento, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo (MARTINS, 2009).

EMG de superfície é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração através de eletrodos colocados sobre a pele próximo ao ventre muscular a ser analisado, e tem variada aplicabilidade clínica, tanto na análise e determinação de disfunções como na reabilitação como forma de propiciar uma reeducação muscular - *biofeedback* eletromiográfico (DE LUCA, 1997).

O recurso é utilizado em várias áreas da Fisioterapia, Odontologia, Educação Física e em pesquisas aplicadas à biomecânica. A pesquisa aplicada necessita de instrumentos de medição e registros, visando a um melhor entendimento da ação muscular durante o movimento. O registro automático de informações torna a coleta de dados rápida e confiável (MACHADO, 2008).

Ainda possui grande vantagem por ser um recurso diagnóstico e terapêutico sem efeitos colaterais, não invasivo, indolor, extremamente seguro, e o paciente tem a possibilidade de acompanhar a evolução da terapia (SOUZA et al., 2008).

4.4.2 O Eletromiógrafo

De acordo com Machado (2008), é um equipamento eletrônico com a função de amplificação, isolamento, filtragem, digitalização e armazenamento dos sinais elétricos dos músculos que surgem durante a contração muscular. O sinal de EMG possui amplitude da ordem de microvolts (μV) e a média é dada em RMS (*Root Mean Square*).

Um bom amplificador diferencial é aquele que possui uma boa rejeição do modo comum (*Common Mode Rejection Ratio-CMRR*). A medida dessa capacidade é adimensional

e expressa em decibéis (dB). O valor do CMRR dos amplificadores diferenciais utilizados em EMG é da ordem de 80 a 100dB (ou seja, artefato de ruído comum deverá ser atenuado de 10.000 a 100.000 vezes) (MACHADO, 2008).

O equipamento de EMG é composto por: (1) Eletrodos de superfície de diferentes formas e tamanhos, colocados geralmente em paralelo às fibras musculares; (2) Cabos sensores protegidos e selados; (3) Sensores pré-amplificadores que amplificam localmente a atividade elétrica e envia o sinal amplificado a unidade de processamento através dos cabos; (4) Unidade de processamento de diferentes tipos e complexidades. A maioria tem interface com os computadores mostrando dados numéricos e gráficos (CARDOSO; OLIVEIRA; ALMEIDA, 2003). De acordo com Potney e Roy (1996 apud O`SULLIVAN; SCHMITZ, 2010, p.296), os computadores coletam os dados da EMG para a visualização e análise após terem sido armazenados de forma analógica ou digital.

A validade e a precisão de qualquer medida eletromiográfica são dependentes do processo de detecção dos sinais. Este processo inclui a distância entre os eletrodos, seu tamanho, suas localizações e preparação da pele para minimização da impedância. Esses parâmetros devem ser controlados em todos os estudos que utilizam a eletromiografia de superfície como técnica de mensuração da atividade muscular (FONSECA et al., 2001). Além do eletrodo de registro, um eletrodo de referência precisa ser aplicado, para fornecer um mecanismo que cancele o efeito de interferência dos ruídos elétricos e externos, como os causados por luzes fluorescentes, aparelhos de rádio, ar condicionados e outros aparelhos elétricos. O eletrodo terra (referência) é um eletrodo de superfície que é preso à pele perto dos eletrodos de registro, de preferência sobre tecidos inativos, por exemplo, as proeminências ósseas (DE LUCA, 1997).

A resposta neuromuscular dos métodos neurofisiológicos, como a contração dos músculos inspiratórios durante o ciclo respiratório, é obtida por registro eletromiográfico de

eletrodos de superfície (DORNELAS; SILVA; NOBRE, 2007; STARSKY et al., 2005; JASKÓLSKA et al., 2006).

Dentre os parâmetros eletromiográficos, a raiz quadrada do valor médio quadrático (RMS – do inglês *Root Mean Square*) é comumente usada na avaliação do sinal de EMG. São utilizados para inferir sobre os comandos fisiológicos do SNC ao músculo e sobre a relação entre o nível de ativação muscular e o desenvolvimento de fadiga (HU et al., 2009).

4.4.3 Tipos de Eletrodos

Os eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico. O eletrodo é o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição, devendo ser colocado próximo o bastante do músculo para que este possa captar sua corrente iônica. A área de interface eletrodo-tecido é chamada de superfície de detecção, comportando-se como um filtro passa-baixa cujas características dependem do tipo de eletrodo e do eletrólito utilizado (DE LUCA, 1997).

Existem vários tipos de eletrodos destinados a diferentes tipos de natureza de pesquisa e músculo específico. Em se tratando de músculos profundos ou pequenos, utilizam-se eletrodos de fio ou de agulha, pois possuem menor área de detecção, embora sejam críticos em atividades de contração forçada ou por influência da dor (HERMENS et al., 2000).

Os eletrodos de “malha” (*array*) são utilizados para aquisição das características de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares.

O sinal EMG pode ser adquirido não necessariamente por um simples eletrodo, mas pode resultar de uma combinação dos sinais advindos de vários detectores podendo, deste modo, ser classificado como monopolar, bipolar e sistema multipolar. A configuração monopolar é grandemente utilizada quando se adquire um sinal simples e, associada a este, se

faz necessária a utilização de um eletrodo de referência, longe o bastante do eletrodo ativo para evitar perturbações no campo elétrico das vizinhanças do local de aquisição. É frequentemente utilizado em análises gerais do sinal EMG, quando o objetivo é comparar a morfologia interna e sinais externos ou mesmo, quando o músculo é muito pequeno ou estreito para configurações bipolares (DELSYS, 2011).

Eletrodos com configuração bipolar são os mais utilizados em estudos que envolvem exercícios de contração voluntária, ou sob condições de estimulação elétrica. O principal interesse em tal configuração está relacionado aos benefícios de uma alta taxa de rejeição de modo comum, para um moderno sistema de amplificação diferencial (DE LUCA, 1997).

Normalmente são utilizados eletrodos superficiais passivos, isto é, que não possuem amplificação no próprio eletrodo. Este apenas detecta o sinal e o envia ao condicionador (amplificador associado ao filtro analógico). Entretanto, em atividades dinâmicas, onde se adiciona o ruído advindo do movimento dos cabos, faz-se interessante o uso de eletrodos ativos, que realizam a amplificação do sinal detectado antes de ser enviado ao condicionador. Eles possuem um pré amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal EMG tornando, desta forma, o movimento dos cabos menos significativo (DE LUCA, 1997).

4.4.4 Colocação dos Eletrodos

O posicionamento dos eletrodos é um fator importante para uma precisa coleta de sinais. Os eletrodos devem ser colocados no sentido das fibras dos músculos que se deseja analisar. Outro ponto importante é garantir que os eletrodos estejam próximos do ponto de maior atividade elétrica e mantendo constantes as distâncias entre pólos do eletrodo (MACHADO, 2008).

Os eletrodos superficiais são aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eletrodo. São geralmente compostos por um sistema Ag-AgCL associado a um gel condutor (eletrólito). Contudo, qualquer combinação metal/gel que permita reação eletrolítica pode servir (DE LUCA, 1997).

As três principais formas de interferência da captação do sinal eletromiográfico estão relacionadas:

- Ao batimento cardíaco, por isso a escolha dos músculos do lado direito para aquisição dos sinais;
- Captação indesejável do sinal eletromiográfico de músculos vizinhos (*cross-talk*) e
- Artefatos eletromecânicos como movimentos do equipamento/cabo e influência da rede elétrica (MERLETTI, 1999).

4.4.5 Normalização

As características da amplitude e frequência do sinal EMG de superfície têm se mostrado sensíveis a fatores intrínsecos (tipo de fibra muscular, profundidade, diâmetro, localização dos eletrodos, quantidade de tecido entre o músculo e eletrodo) e extrínsecos (localização, orientação da área e forma dos eletrodos, assim como a distância entre eles). Portanto, a amplitude do sinal EMG não pode ser analisada diretamente (DE LUCA, 1997).

Para se analisar e comparar sinais EMGs de diferentes indivíduos, músculos ou aquisições, faz-se necessário a utilização de técnicas de normalização, sendo esta uma forma de transformação dos valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizada como 100%. Entretanto, fatores como posição do membro, envolvimento de músculos sinérgicos e esforço voluntário podem interferir (MERLETTI, 1999).

As formas conhecidas de se normalizar a amplitude do sinal EMG são (ROBERTSON, 2004; BURDEN; BARLETT, 1999):

- Contração Voluntária Máxima Isométrica (CVMI), onde a referência para normalização é o maior valor encontrado em uma contração isométrica máxima, para o músculo pesquisado;
- Pelo Pico Máximo do Sinal EMG encontrado no movimento ou ciclo estudado (método do pico dinâmico). A este atribui-se 100%, então, todo os sinal EMG é normalizado por esse valor. Estudos citam que esta seria a melhor forma para se normalizar contrações dinâmicas;
- Valor Médio do Sinal EMG, onde a referência é o valor médio do sinal EMG da contração (método da média dinâmica);
- Valor Fixo do Sinal EMG onde o valor de referência é uma contração submáxima ou uma contração isométrica submáxima

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Aspectos Éticos

Os sujeitos da amostra participaram voluntariamente da pesquisa e receberam orientações a respeito do experimento, incluindo seus objetivos, e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A), de acordo com os critérios estabelecidos pela Resolução nº.196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (ANEXO B) da Faculdade NOVAFAPI em Teresina-Piauí, com número do processo CAAE nº 0510.0.043.000-10.

5.2 Caracterização do Estudo

Trata-se de um estudo prospectivo com delineamento transversal, experimental, comparativo (LUNA, 2002; DULCE, 2008).

5.3 Perfil dos Sujeitos

Para o estudo utilizou-se a seleção dos sujeitos através de uma amostra aleatória simples composta por indivíduos saudáveis, estudantes de graduação em Fisioterapia da Faculdade NOVAFAPI que estavam cursando entre o quarto e décimo semestre. O recrutamento foi feito por sorteio, após busca do nome dos alunos entre quarto e décimo semestre do Curso de Fisioterapia com idade entre 20 e 30 anos no setor de TI - Tecnologia de Informação. Foi selecionada uma amostra de vinte e quatro (24) indivíduos usando a

ferramenta sorteio do Microsoft Office Excel 2007 sendo distribuídos em dois grupos iguais de doze sujeitos.

Os sujeitos que concordaram em participar da pesquisa assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A) e foram informados a respeito da pesquisa, inclusive sobre possíveis riscos e benefícios.

Para inclusão no estudo, os sujeitos deveriam obedecer aos seguintes critérios:

- Adultos jovens, com idade entre 20 e 30 anos, sem distinção de gênero e raça;
- Sem doença sistêmica, cardiopatia ou pneumopatia atual ou pregressa;
- IMC entre 18,5-29,9 kg/m², ou seja, normal ou com sobrepeso;
- Sem doenças infecciosas, metabólicas, neurológicas, ortopédicas;
- Realizam ou não exercícios físicos regularmente;
- Não ter realizado atividade física extenuante num período inferior a 12 horas e não ter realizado refeição completa num período inferior a três horas anteriormente aos procedimentos do estudo.

Como critérios de exclusão estabeleceram-se:

- Indivíduos que apresentam estado febril (Temperatura axilar > 37,5°C);
- Arritmias não controladas, alterações cognitivas ou físicas que impossibilitam a realização dos testes;
- Tabagistas ou indivíduos em uso de substâncias estimulantes, esteróides ou hormônios de crescimento ou anabolizantes;
- Com tosse ou expectoração ou sinais de gripe sete dias antes da coleta de dados e incapacidade de compreender ou executar os exercícios com o limiar de carga inspiratória.

- Indivíduos com indicio de obstrução de via aérea superior (VAS) e processos inflamatórios crônicos de seios de face (rinosinusite ou desvio de septo);
- Indivíduos com contra-indicações para as medidas de Pressões respiratórias máximas (ANEXO A).

5.4 Localização e Data da Realização da Pesquisa

A pesquisa foi realizada na Clínica Escola de Fisioterapia da NOVAFAPI, a qual se situa no Centro Integrado de Saúde (CIS) da Faculdade NOVAFAPI localizada à Rua Vitorino Orthiges Fernandes, nº 6123, Bairro do Uruguai, na cidade de Teresina, Estado do Piauí, no período compreendido entre Abril e Maio de 2011.

5.5 Instrumentos de Avaliação e Intervenção

Todos os equipamentos foram devidamente averiguados e calibrados previamente à coleta dos dados.

5.5.1 Manovacuômetro

O Manovacuômetro (Figura 6) utilizado na pesquisa para mensuração da força muscular respiratória (P_{Imáx} e P_{Emáx}) tem as seguintes especificações técnicas:

- Marca: WICA®, São Paulo, Brasil;
- Modelo: Analógico;
- Bocal confeccionado em tubo flexível (PVC CRISTAL PABOVI) com 8 cm de comprimento e 2 cm de diâmetro interno.

- Tubo siliconado flexível intermediário do bocal e manovacuômetro de 20cm;
- Limite operacional: $-300 \text{ cmH}_2\text{O}$ a $+300 \text{ cmH}_2\text{O}$.

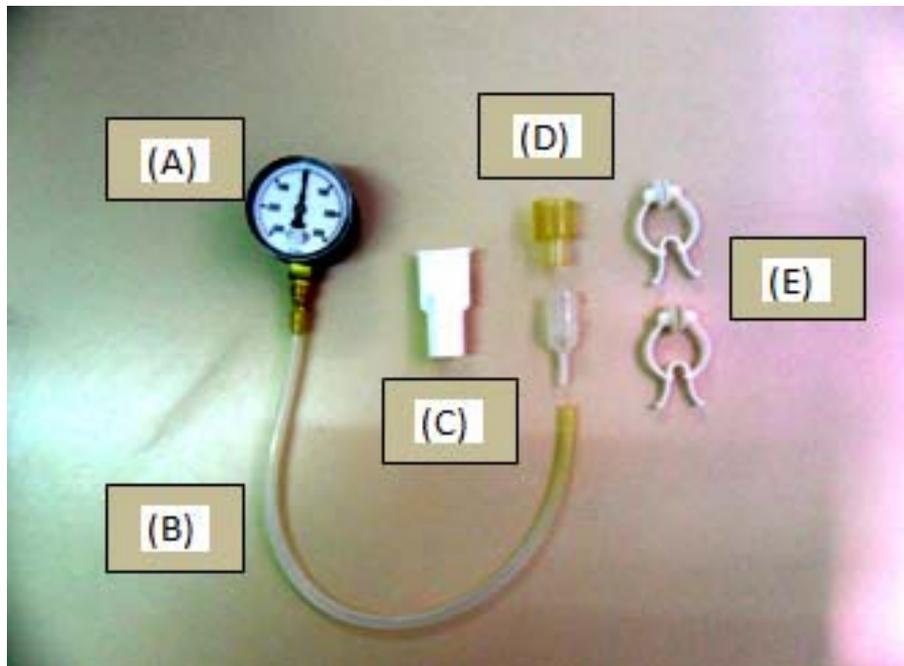


Figura 6: Manovacuômetro WICA®. (A) Manômetro; (B) Intermediário; (C) Bocal; (D) Peça com forame para oclusão; (E) Clipe nasal.

Fonte: Arquivo pessoal

5.5.2 Eletromiógrafo

Para a coleta do sinal eletromiográfico foi utilizado o eletromiógrafo (Figura 7), com as seguintes especificações técnicas:

- Marca EMG System do Brasil LTDA;
- Modelo EMG 410C;
- Placa de conversão Analógico / Digital de 16 bits de resolução;
- Amplificador: ganho de 2000 vezes;
- Frequência de amostragem de 2000Hz;

- Filtro passa-banda de 20 a 500 Hz;
- Eletrodos: Ag/AgCl (prata/cloreto de prata) , auto adesivo, 41x36mm, marca: SKINTACT®. Referência: F-RG1.
- Software de coleta e análise de sinais, plataforma Windows;
- Módulo de aquisição de sinais biológicos de quatro canais, mas apenas os canais 3 e 4 foram utilizados para escaleno e ECOM, respectivamente.



Figura 7: Eletromiógrafo
Fonte: Arquivo pessoal

5.5.3 Carga Linear Pressórica (Threshold® IMT)

- Marca: Respironics
- Limite Operacional: -7 a -41 cmH₂O. Foi utilizado no trabalho apenas carga -41cmH₂O (máxima).



Figura 8: Carga Linear Threshold® IMT.

Fonte: http://www.fisiortos.com.br/arquivos/produtos/122813_ampliada

5.5.4 Carga Alinear Pressórica (P-FLEX)

- Marca: *Healthcare; Wampsville, NY, USA*
- Disponível com seis resistores de diâmetros diferentes:

Vermelho (2mm);	Branco (3mm);	Azul Claro (4mm);
Verde (5mm);	Amarelo (6mm);	Azul Escuro (7mm).

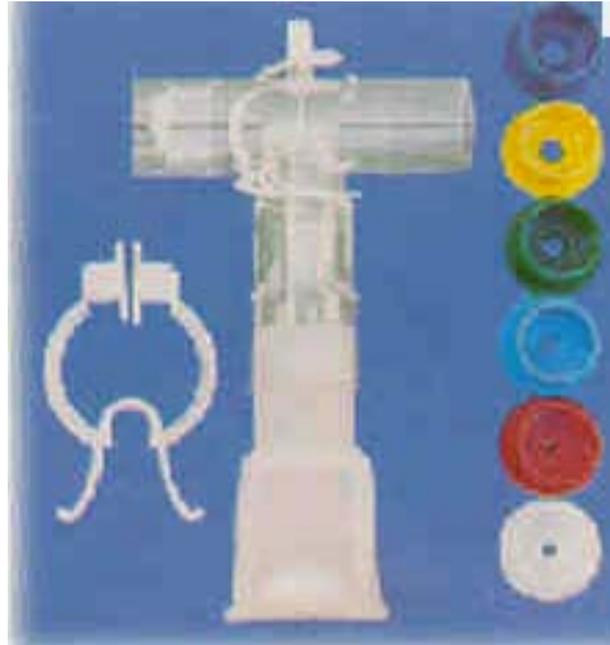


Figura 9: Carga Alinear PFlex

Fonte: <http://www.nucleomedhospitalar.com.br/adm/ImgProdutos/p-flex.jpg&imgrefurl>

5.5.5 Demais Materiais Utilizados

Foram utilizados: Luvas de procedimento e algodão embebido com álcool 70% para assepsia da pele, aparelho de barbear Probak II® para tricotomia, trena antropométrica para demarcar com precisão os pontos de EMG. Uma balança antropométrica da marca Cauduro Ltda ® modelo BB, ano de fabricação 2002 foi utilizada para mensuração da massa e altura dos sujeitos. As fotos do arquivo pessoal foram feitas com máquina digital *Samsung ST 600*. Por fim, usamos *Nobreak*, porém era sempre desligado antes das coletas do sinal EMG para evitar interferências.

5.6 Protocolo da Pesquisa

Inicialmente foram coletados dados de identificação, demográficos e antropométricos como idade, gênero, massa corpórea, altura e índice de massa corpórea (IMC) dos participantes. (APÊNDICE B). Em seguida, os sujeitos foram submetidos à avaliação clínica para determinação de sua participação ou não na pesquisa. Nesta avaliação foram feitos questionários baseados nos critérios de inclusão e exclusão do estudo. As coletas eram realizadas no mesmo dia da avaliação ou de acordo com a disponibilidade do sujeito e do avaliador.

- AVALIAÇÃO DA PIMÁX E ELETROMIOGRAFIA

Para avaliação da Pressão Inspiratória Máxima (PImáx), o indivíduo foi posicionado sentado em uma cadeira com encosto e pés apoiados no solo. O nasoclipe foi colocado em seguida. A manobra foi realizada com prévia verificação da posição do ponteiro no ponto zero do manovacuômetro. A medida foi realizada com manovacuômetro cujo bocal era posicionado e sua válvula ocluída após uma expiração máxima alcançando Volume Residual (VR) sob o comando verbal “sopra, sopra” e instruído a inspirar profundamente com breve e poderoso esforço, sob o comando verbal “puxa... força, força e segura” até que pelo menos fossem atingidos 2 segundos de estabilização do ponteiro, atingindo Capacidade Pulmonar Total (CPT). Durante a medida, a visualização do ponteiro do manovacuômetro pelo sujeito era permitida para que ele tivesse idéia de seu esforço. Cabe lembrar que durante as manobras para avaliação da PImáx, os eletrodos da EMG já haviam sido posicionados e o sinal eletromiográfico foi adquirido simultaneamente durante as manobras com o intuito de avaliar o Pico de RMS de cada músculo (escaleno e ECOM) na PImáx. Este valor foi posteriormente usado para fazer a razão ou ganho de Pico de RMS na PImáx em relação ao momento sem carga ou momento controle (MC) através do cálculo:

$$\text{Ganho de Pico de RMS na PImáx} = \text{Pico de RMS na PImáx} / \text{Pico de RMS no MC}$$

Este cálculo foi realizado tanto para o músculo escaleno como para o ECOM.

Foram realizadas três manobras, no mínimo, sendo consideradas apenas as aceitáveis (estabilização do ponteiro por pelo menos dois segundos e ausência de vazamentos) para análise. Entre as reprodutíveis aquela que apresentou maior valor de P_{Imáx} foi selecionada. Lembrando que o intervalo entre as manobras era de um minuto para evitar fadiga ou de acordo com o descanso necessário individual do voluntário para realizá-lo.

- **SORTEIO E DISTRIBUIÇÃO NOS GRUPOS**

Após verificação da P_{Imáx}, os sujeitos foram sorteados segundo regra de “cara e coroa” onde “cara” eram submetidos a carga com resistor linear (Threshold® IMT) e “coroa” a carga com resistor alinear (P-flex).

A partir daí, tanto os indivíduos do Grupo Carga Linear (Grupo L) como os do Grupo Carga Alinear (Grupo A) continuaram sentados, com clipe nasal e foram orientados quanto à manobra. As coletas dos sinais eletromiográficos foram realizadas em dois momentos em cada grupo:

- Grupo L: Carga Linear (Threshold® IMT)

Momento Controle (ML-C): inspiração até CPT, sem carga, apenas com bocal;

Momento Carga Máxima (ML-II): inspiração até CPT, com carga máxima de Threshold®, ou seja, -41cmH₂O;

- Grupo A: Carga Alinear (PFlex)

Momento Controle (MA-C): inspiração até CPT, sem carga, apenas com bocal;

Momento (MA-II): inspiração até CPT, com carga máxima de P-Flex (peça vermelha com orifício de 2 mm de diâmetro);

Os sujeitos, independente do grupo, eram orientados, antes de todos os momentos, a expirarem sob o comando verbal de “sopra tudo”, realizando a expiração até VR e, em

seguida, sob o comando verbal de “puxa, puxa..força, força” , eram instruídos a inspirar até a totalidade com esforço intenso e breve (atingindo CPT). O próprio indivíduo segurava firmemente o bocal com a mão esquerda e o sustentava contra os lábios evitando vazamento peri-oral.

- CARGA MÁXIMA E ELETROMIOGRAFIA

Da mesma forma da PImáx, os sinais eletromiográficos dos músculos escalenos e ECOM foram registrados simultaneamente à realização dos dois momentos: ML-C e ML-Máx no Grupo L (Linear-Threshold® IMT) assim como no MA-C e MA-Máx no Grupo A (Alinear-PFlex).

O processamento dos sinais permitiu a análise do Pico de RMS nos momentos supra citados (controle e carga máxima) para posterior avaliação da Razão ou ganho de Pico de RMS na carga máxima, segundo a fórmula abaixo:

$\text{Ganho de Pico de RMS na Carga máx} = \text{Pico de RMS na Carga máx} / \text{Pico de RMS no MC}$

- TEMPO E DETALHES DAS COLETAS

A aplicação do protocolo incluindo explicação da pesquisa, assinatura dos termos, preparação da pele, avaliação dos sujeitos e coleta de sinais eletromiográficos durava em média 40 minutos, sendo o trabalho sempre em dupla, onde um mesmo avaliador ficava responsável pelo registro e por salvar os sinais no computador, e outro pela adequação do posicionamento do sujeito, além da retirada do *Nobreak* da rede elétrica para evitar interferência da corrente elétrica. Os dados obtidos eram registrados em planilha *Excel* (*Microsoft Office 2007*) para análise posterior.

5.6.1 Registro Eletromiográfico e Colocação dos Eletrodos

A eletromiografia de superfície (EMGs) dos músculos respiratórios tem sido utilizada na literatura como alternativa na verificação da ativação muscular (MARTINS, 2009).

As vantagens dessa técnica são sua natureza não invasiva e a possibilidade de captar os sinais de um grande número de unidades motoras. Porém a chance de captação de sinais indesejados vindos de musculaturas próximas à musculatura de interesse são maiores. Outro fator de desvantagem é a influência da distância entre o músculo e a superfície da pele onde será fixado o eletrodo (DE LUCA, 2002).

Variações interindividuais na quantidade de gordura subcutânea podem dificultar as comparações de ativação muscular (ATS, 2002). O quantitativo aumentado de gordura tóraco-abdominal nos sujeitos do estudo piloto era frequente e, portanto, poderia interferir de forma importante na coleta do sinal do músculo diafragma, principal músculo primário respiratório. Por este motivo, foi selecionada outra musculatura considerada primária, o músculo escaleno. Este tinha a vantagem de ser mais superficial e localização menos desprovida de tecido gorduroso subcutâneo.

A atividade elétrica promovida pelo treinamento com o Threshold® IMT e P-Flex foi captada pelo Eletromiógrafo *EMG System do Brasil LTDA, São Paulo, Brasil*. A captação do sinal foi realizada obedecendo às recomendações da SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscle*) e da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK) (MERLETTI, 1999). Inicialmente era realizada a preparação da pele. A tricotomia, se necessário, na região de aplicação do eletrodo usando lâmina Probak II ® e, em seguida, era realizada a fricção com papel lixa abrasivo na região com a posterior limpeza com algodão embebido com álcool 70%. Isso para facilitar a aderência do eletrodo na pele e reduzir os riscos de interferência/artefatos no sinal EMG.

Foi padronizado que o canal 3 do eletromiógrafo era destinado à musculatura do escaleno, enquanto o canal 4 destinava-se ao esternocleidooccipitomastóideo (ECOM).

As atividades eram registradas colocando-se um par de eletrodos posicionados sobre os ventres dos músculos escaleno e ECOM à direita, visando evitar interferência do ciclo cardíaco, seguindo a orientação das fibras musculares e orientando-se pelas eminências ósseas (MARTINS, 2009).

No escaleno e ECOM, os eletrodos foram colocados no terço inferior do ventre muscular, ponto de melhor captação do sinal EMG. Para localização dos eletrodos de superfície e coleta de dados eletromiográficos do músculo escaleno, os indivíduos foram colocados em decúbito dorsal, pois se facilitava a sua localização, uma vez que era eliminada a ação isométrica do músculo ECOM, sendo realizada a palpação da superfície óssea da clavícula direita e traçado uma linha imaginária no ponto médio desse osso, auxiliado por uma fita métrica (FALLA, 2002). Em seguida, foi colocado o centro do eletrodo a uma distância de 3 cm do ponto médio clavicular e o centro do segundo eletrodo a 2 centímetros do centro do primeiro.

Já no ECOM, o posicionamento do eletrodo foi feito no ventre da cabeça esternal do músculo. Para localização do ponto do eletrodo de EMG, o indivíduo era colocado sentado ereto em cadeira com apoio. Em seguida era feita uma linha da fúrcula esternal para o processo mastóideo e marcado 1/3 de distância da fúrcula esternal. Uma segunda linha era traçada perpendicularmente partindo deste ponto e os eletrodos posicionados no local onde essa linha cruzasse a cabeça esternal do ECM, distando 2cm entre seus centros e seguindo a orientação de suas fibras (FALLA, 2002).

Para confirmação do posicionamento dos eletrodos era realizado um teste prévio com auxílio do traçado EMG. Os indivíduos eram submetidos à contração isométrica durante inclinação cervical para o lado direito para avaliar o sinal do músculo escaleno pesquisado e contração isométrica durante flexão cervical associada com rotação para avaliar o sinal do ECOM na tela do programa *EMG System*.

Foi utilizado ainda, um eletrodo para controle das interferências de sinais indesejados. O eletrodo foi fixado em uma região não ativa, no caso um processo ósseo: o epicôndilo lateral direito.

5.6.2 Detecção do Pico de RMS

O processamento do sinal *off-line* foi realizado por intermédio do *software DelSys EMGworks Analysis*.

Considerando o tempo total de cada coleta, para a análise dos dados foi selecionado um trecho de 10 segundos em cada uma das aquisições. Para avaliar o valor de pico do RMS, inicialmente os dados coletados do eletromiógrafo foram salvos no formato *txt*. Em seguida, usando o *software EMGworks Analysis* foi realizada a seleção (*plot*) do trecho do traçado com maior registro eletromiográfico. O procedimento seguinte consistiu na utilização da ferramenta *REMOVE MEAN*, para eliminar o nível DC dos sensores e *CALCULATION RMS* em janelas de 1s com avanço de 0,5 s para o traçado de valor RMS dos sinais eletromiográficos em função do tempo. Baseado neste traçado foi obtido o valor de pico de RMS por inspeção (Figura 10).

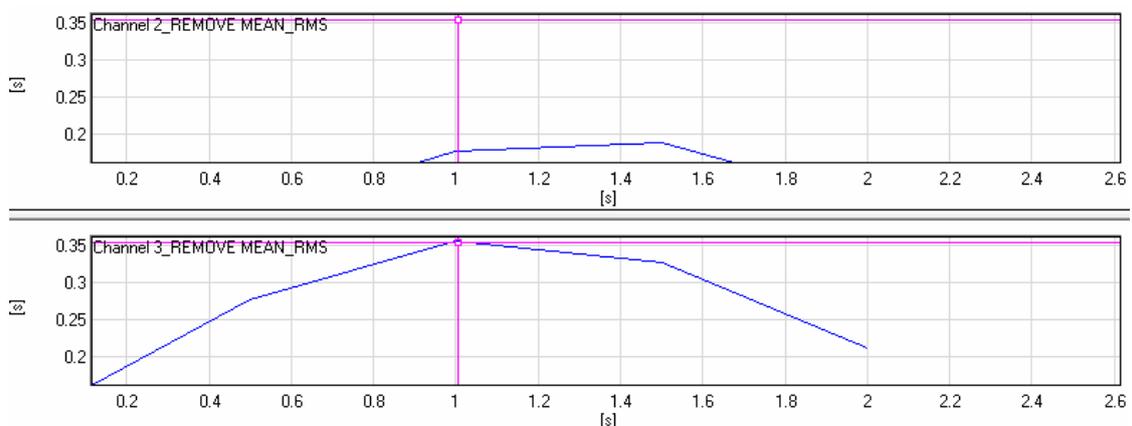


Figura 10: Análise Simultânea do Pico de RMS em Escaleno Direito (acima) e ECOM Direito (abaixo).
Fonte: Arquivo Pessoal

Finalmente, os dados foram organizados em planilha do *Microsoft Excel 2007* e realizada a comparação do sinal captado em repouso e após a colocação de carga máxima em cada resistor (linear e ailinear).

6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a coleta dos dados, os mesmos foram utilizados para análise estatística. Por meio da análise descritiva observaram-se os fenômenos de mesma natureza através da coleta, organização e classificação de valores numéricos referentes aos fenômenos. Sua apresentação foi feita em forma de gráficos e tabelas. A análise de normalidade foi executada usando o teste de Shapiro-Wilk, de modo que as variáveis de distribuição normal foram analisadas com testes paramétricos e as que não apresentaram distribuição normal foram analisadas com testes não paramétricos.

Os dados foram resumidos com análise de tendência central (médias e medianas) e medidas de dispersão (desvio padrão). No intuito de comparar os dados coletados entre os momentos - controle (MC) e Carga Máxima (MA-II e ML-II) dentro de cada grupo e entre os grupos foi realizado o teste t de student ou o teste de Mann-Whitney-Wilcoxon, ambos para amostras pareadas (gênero, massa, IMC, Pico de RMS nos momentos controle, ML-Máx e MA-Máx) tanto no músculo escaleno como ECOM à direita.

Para analisar relação entre as variáveis construiu-se gráficos de dispersão e realizou-se:

- Análise de correlação de Pearson para as variáveis com distribuição normal ou
- Análise de correlação de Spearman para as variáveis sem distribuição normal.

Para estatística descritiva, no intuito de avaliar a correlação (Teste r de Pearson) positiva ($r=1$), negativa ($r=-1$) ou ausência de correlação ($r=0$) entre as variáveis foi usada a seguinte interpretação: A correlação de Pearson foi considerada significativa quando o valor de p foi menor que 0,05.

Para os valores de r, a interpretação foi feita segundo Sacco et al.,2007:

- Valores abaixo de 0,40 foram considerados como correlação baixa;

- Entre 0,41 e 0,59, correlação moderada;
- Entre 0,60 e 0,79, correlação boa;
- Acima de 0,80, correlação alta;
- Valor de 1, perfeita correlação.

Foi utilizado o intervalo de confiança de 95% (nível de significância de 0,05) e os programas Microsoft Office Excel 2007, Microsoft Office Word 2007, *BioEstat* 5.0 e *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)* versão 16.0.

7 RESULTADOS

Participaram do estudo vinte e quatro (24) sujeitos, sendo 11 (45,8%) do sexo masculino e 13 (54,16%) do sexo feminino. Estes sujeitos foram divididos em dois grupos denominados de Grupo A (Carga Alinear) e Grupo L (Carga Linear). No Grupo A havia uma distribuição uniforme entre homens e mulheres (50%) enquanto no Grupo L, predominavam as mulheres (58,3%).

Com relação à idade, a média nos Grupos A e L foi de $22,92 \pm 2,1$ anos e $22,08 \pm 1,5$ anos, respectivamente. As medidas de tendência central da massa, estatura, IMC e PImáx estão disponibilizadas na Tabela 2.

Tabela 2: Medidas de Tendência Central (média \bar{x} e desvio padrão dp) das Variáveis do Estudo

	GRUPO	
	A (Carga Alinear)	L (Carga Linear)
	\bar{x} (dp)	\bar{x} (dp)
Massa Corpórea (Kg)	66,75 (9,0)	66,63(12,8)
Estatura (m)	1,68 (0,7)	1,68 (0,7)
IMC (Kg/m ²)	23,5 (2,2)	23,18 (2,7)
PImáx (cmH ₂ O)	-160,8 (43,7)	-170 (71,0)

Embora sem significância estatística, a média da PImáx do Grupo Carga Linear (-170 ± 71) foi maior que o do Grupo Carga Alinear ($-160,8 \pm 43,7$).

As figuras 11 e 12 mostram o *boxplot* da média e dois erros padrões dos valores de Pico de RMS não normalizados dos músculos ESC e ECOM no momento controle (MC) e

carga máxima. Para comparação intragrupo entre estes momentos foi utilizado o teste T para amostras pareadas. Não houve diferença significativa quando comparado o Pico de RMS do ESC no MC e no Momento Carga Máxima Alinear ($p=0,7493$), porém percebemos um aumento significativo ($p=0,043$) quando comparado MC com Momento Carga Máxima Linear ($p=0,043$) do mesmo músculo (Figura 11).

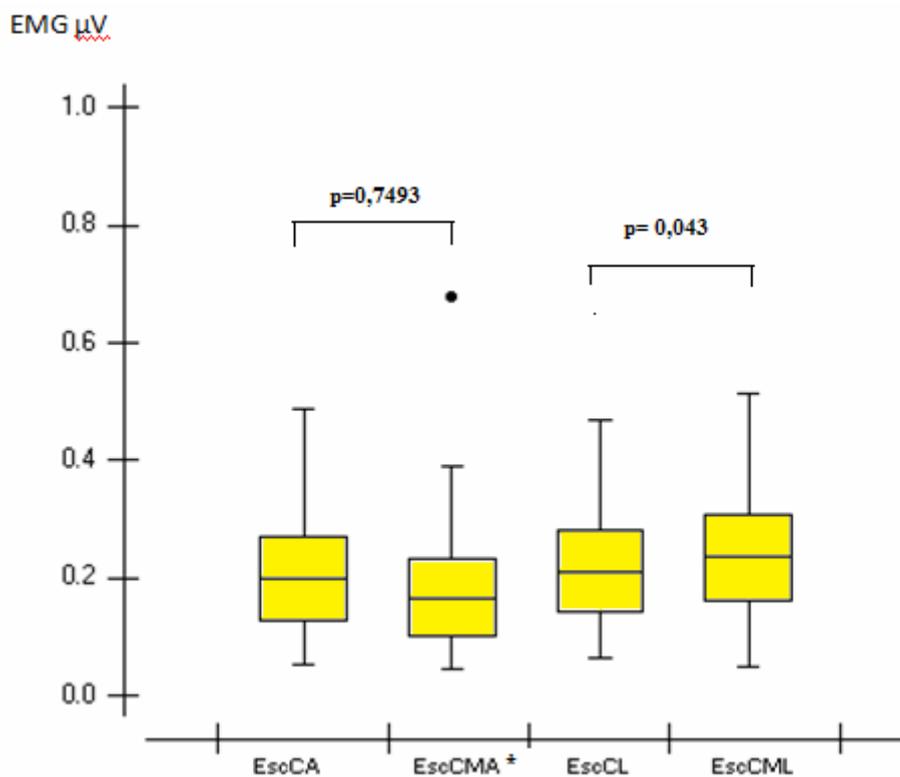


Figura 11: Valores de Pico de RMS não normalizados da EMG do músculo ESC nos Momentos Controle (EscCA e EscCL), Carga Máxima Linear (EscCML) e Alinear (EscCMA). Valores apresentados em média, \pm dois erros padrões, valores máximo e mínimo ($p>0,05$). * $p<0,05$ (não teve distribuição normal-outlier).

Quando comparado o Pico de RMS do ECOM no MC e no Momento Carga Máxima Alinear, assim como na Carga Máxima Linear, não houve diferença significativa (Figura 12).

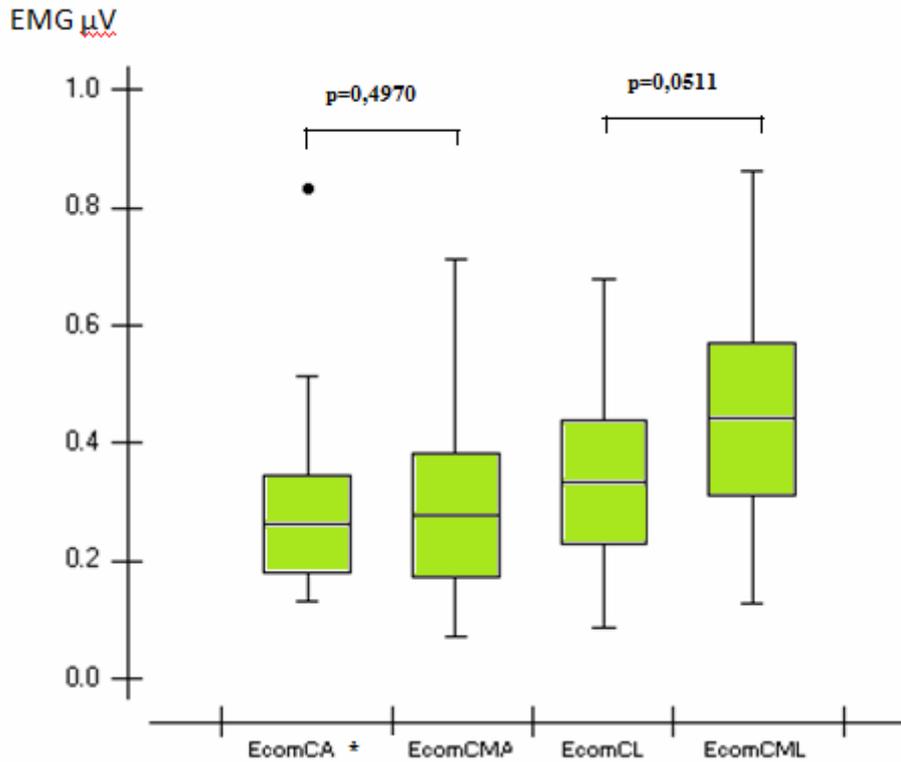


Figura 12: Valores de Pico de RMS não normalizados da EMG do músculo ECOM nos Momentos Controle (EcomCA e EcomCL), Carga Máxima Linear (EcomCML) e Alinear (EcomCMA). Valores apresentados em média, \pm dois erros padrões, valores máximo e mínimo ($p>0,05$). * $p<0,05$ (não teve distribuição normal-outlier).

Para comparar as médias dos valores de RMS da atividade elétrica entre os dois grupos e entre os dois músculos, os valores de RMS foram normalizados dividindo o valor de Pico de RMS de carga máxima pelo valor de Pico de RMS do controle.

Os valores dos Ganhos de Pico de RMS obtidos para o músculo escaleno e ECOM na Carga Máxima estão representados na Tabela 3. A figura 13 apresenta o *boxplot* dos valores dos Ganhos de Pico de RMS normalizados dos músculos ESC e ECOM na carga máxima linear e alinear. Já o *boxplot* da figura 14 apresenta os valores de Ganho de Pico de RMS normalizados dos músculos ESC e ECOM na P_{Imáx} do grupo Linear e Alinear. Valores apresentados em média, \pm dois erros padrões. Na Figura 14 percebemos que os Ganhos de P_{Imáx} entre os grupos L e A não tiveram diferença estatística, ou seja, a amostra foi uniforme com relação à força muscular inspiratória e o entendimento necessário para execução da

manobra com manovacuometria pelos dois grupo foi aceitável, pois resultaram em ganhos equivalentes.

Tabela 3: Valores das Médias em percentual (%) dos Ganhos de Pico de RMS na Carga Máxima dos músculos inspiratórios em relação ao controle nos Grupos Linear (L) e Alinear (A).

MÚSCULO	GRUPO L	GRUPO A	p (entre grupos)
	M (%)	M (%)	
ESCALENO	1,17 (117%)	0,99 (99%)	0,0735
ECOM	1,44 (144%)	1,03 (103%)	0,0735
p (entre músculos)	0,0712	0,5303	

NOTA: M=Médias. Significância estatística p valor <0,05.

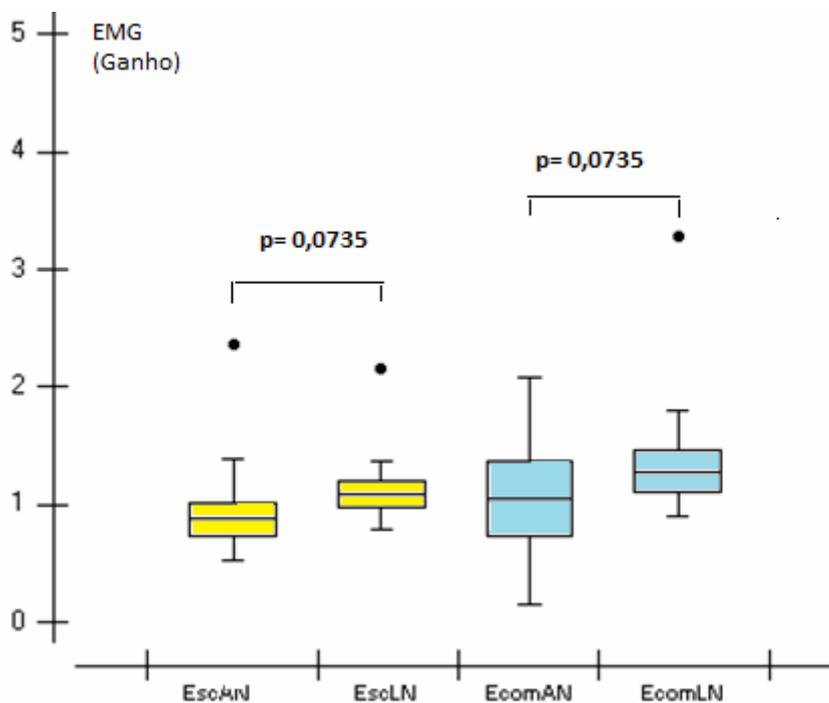


Figura 13: Valores de Ganho de Pico de RMS normalizados da EMG do músculo ESC e ECOM na Carga Máxima Linear (EscLN e EcomLN) e Alinear (EscAN e EcomAN). p valor do Teste de Mann-Withney-Wilcoxon.

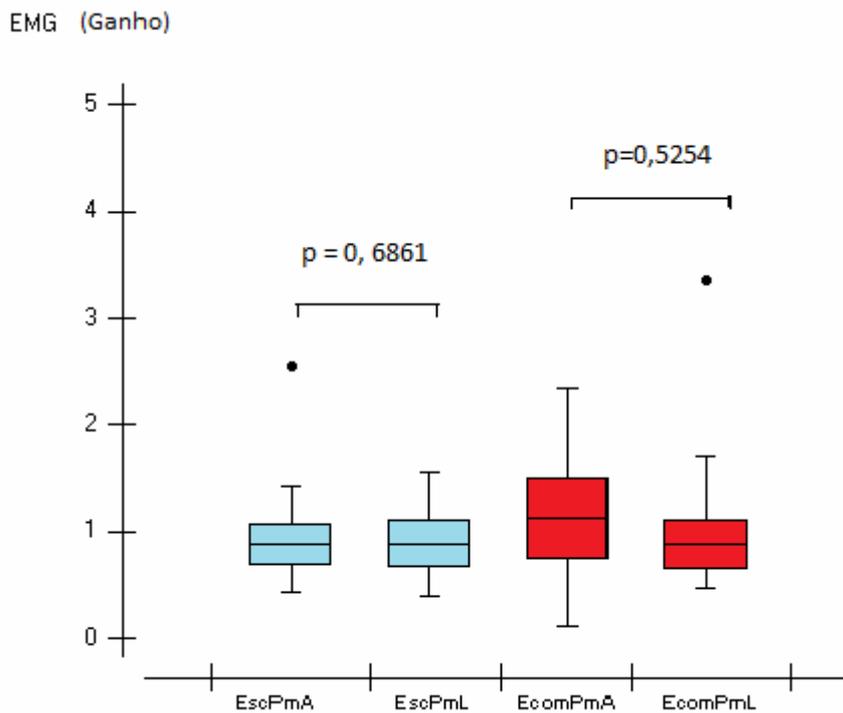


Figura 14: Valores de Ganho de Pico de RMS normalizados da EMG do músculo ESC e ECOM na PImáx Linear (EscPmL e EcomPmL) e Alinear (EscPmA e EcomPmA). p valor do Teste de Mann-Withney-Wilcoxon.

A Figura 15 mostra a análise de correlação de Spearman entre o Ganho de Pico RMS na Carga Máxima do resistor linear (Grupo L) para ESC e ECOM. Ela mostra uma boa correlação, estatisticamente significativa ($0,6 < r_s < 0,79$; $p < 0,05$) entre o Ganho de Carga Máxima de ECOM e Ganho de Carga Máxima de ESC usando o resistor linear (Threshold® IMT).

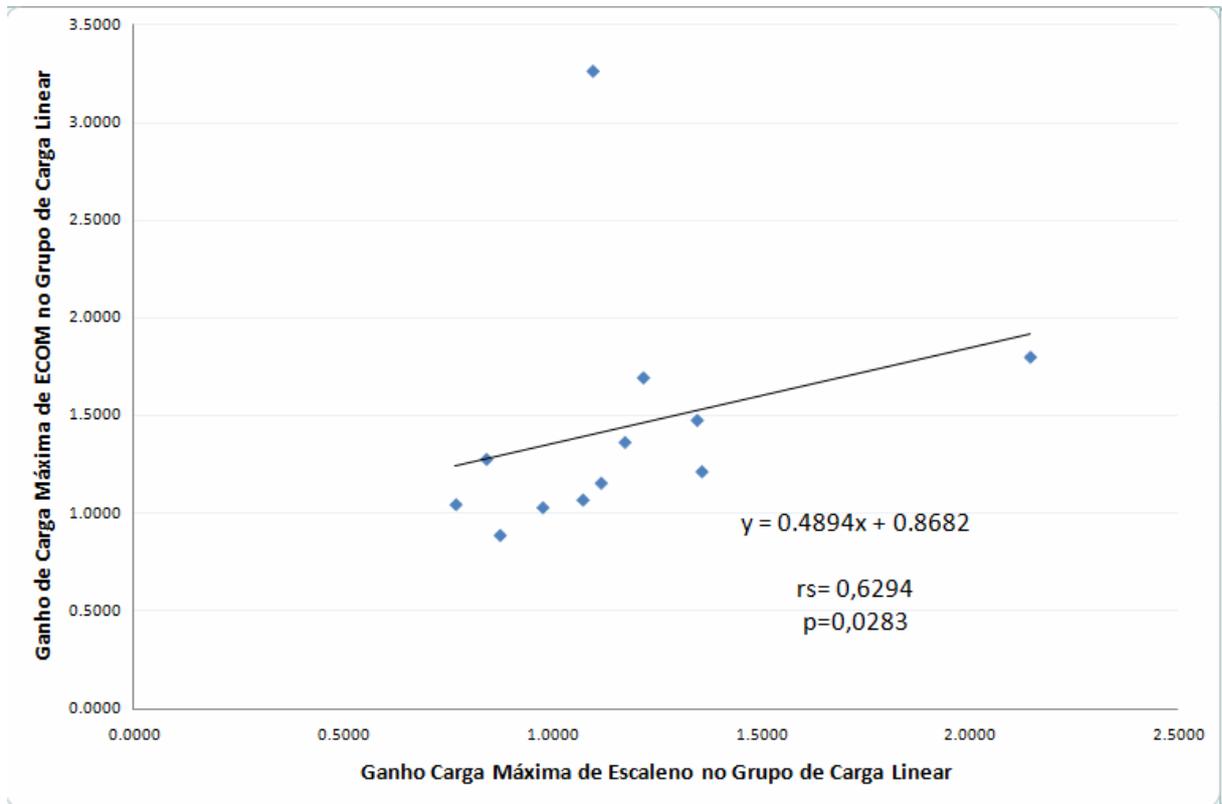


Figura 15: Análise de Correlação de Spearman entre Ganho de Pico de RMS de ESC e ECOM na Carga Máxima Linear

A Figura 16 mostra a análise de correlação de Spearman entre o Ganho de Pico RMS na Carga Máxima do resistor alinear (Grupo A) para ESC e ECOM. Ela também mostra uma boa correlação e estatisticamente significativa ($0,6 < r_s < 0,79$; $p < 0,01$) entre o Ganho de Carga Máxima de ECOM e Ganho de Carga Máxima de ESC usando o resistor alinear (PFlex). Ou seja, quando o Ganho de ECOM aumenta, o de ESC também aumenta, ou vice-versa, na carga máxima Alinear.

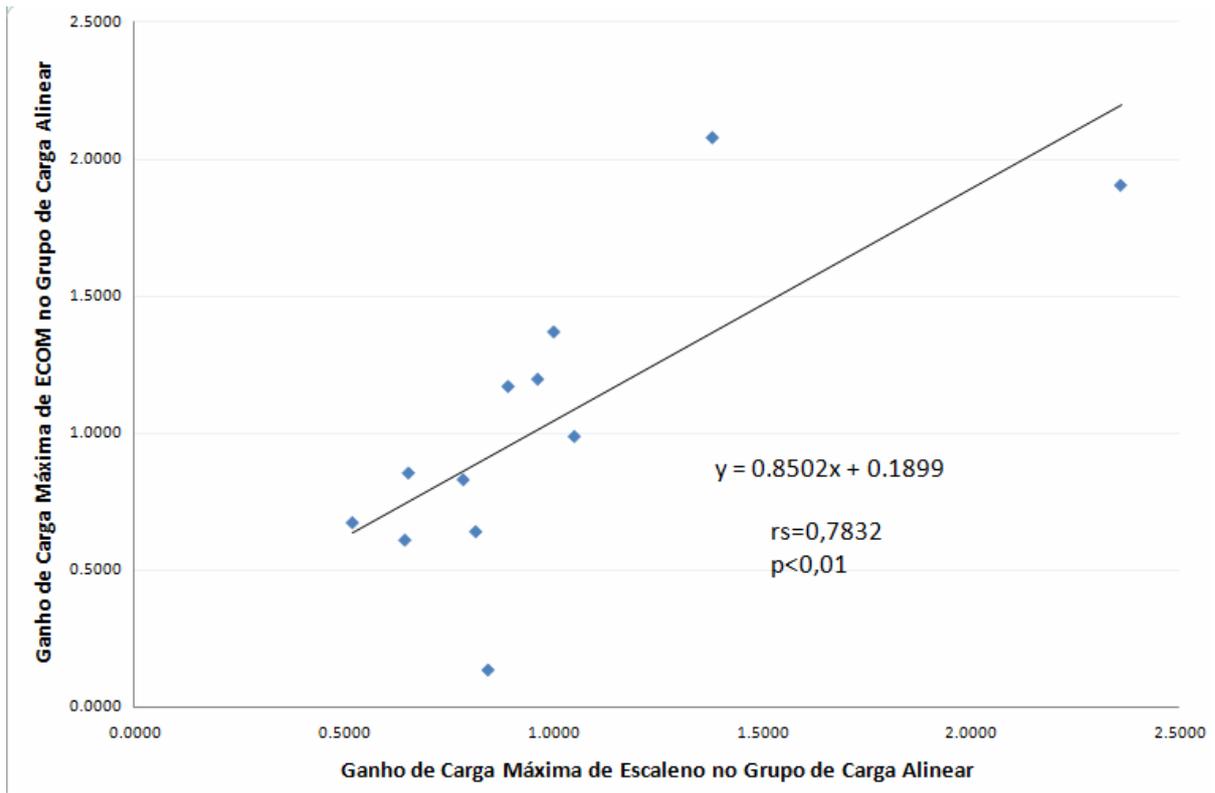


Figura 16: Análise de Correlação de Spearman entre Ganho de Pico de RMS de ESC e ECOM na Carga Máxima Alinear

A análise de correlação de Spearman entre o Ganho de Pico RMS na Carga Máxima dos resistores lineares (Grupo L) e o Ganho de Pico RMS na PIMáx do ESC e do ECOM está na Tabela 4. Esta análise tem o intuito de identificar se o ganho de ativação muscular durante carga máxima de Threshold® IMT, se relaciona àquele obtido na manobra de obtenção de força máxima gerada pelos sujeitos, ou seja, na PIMáx. Fica claro pela Tabela 4 que não houve associação significativa ($p > 0,05$) entre os ganhos, embora as correlações tenham sido moderadas para ECOM ($0,41 < r < 0,59$) e baixa para ESC ($r < 0,4$).

Tabela 4: Análise de Correlação entre Ganho de Pico RMS na Carga Máxima e Ganho de Pico de RMS na PImáx no Grupo Linear

Análise de Correlação	Grupo	Coefficiente	p - valor
Coef de Spearman entre Ganho de Carga Máx e Ganho PIMáx ESC	Linear	rs= 0,3357	0,2861
Coef de Spearman entre Ganho de Carga Máx e Ganho PIMáx ECOM	Linear	rs=0,5455	0,0665

NOTA: Significância estatística p valor <0,05.

As análises de correlações entre Ganho de Pico RMS na Carga Máxima e o Ganho de Pico RMS na PImáx do ESC e do ECOM no Grupo A estão representadas nas figuras 17 e 18. Esta análise tem o intuito de identificar se o ganho de ativação muscular, durante carga máxima de PFlex, se relaciona àquele obtido na manobra de obtenção de força máxima gerada pelos sujeitos, ou seja, na PImáx.

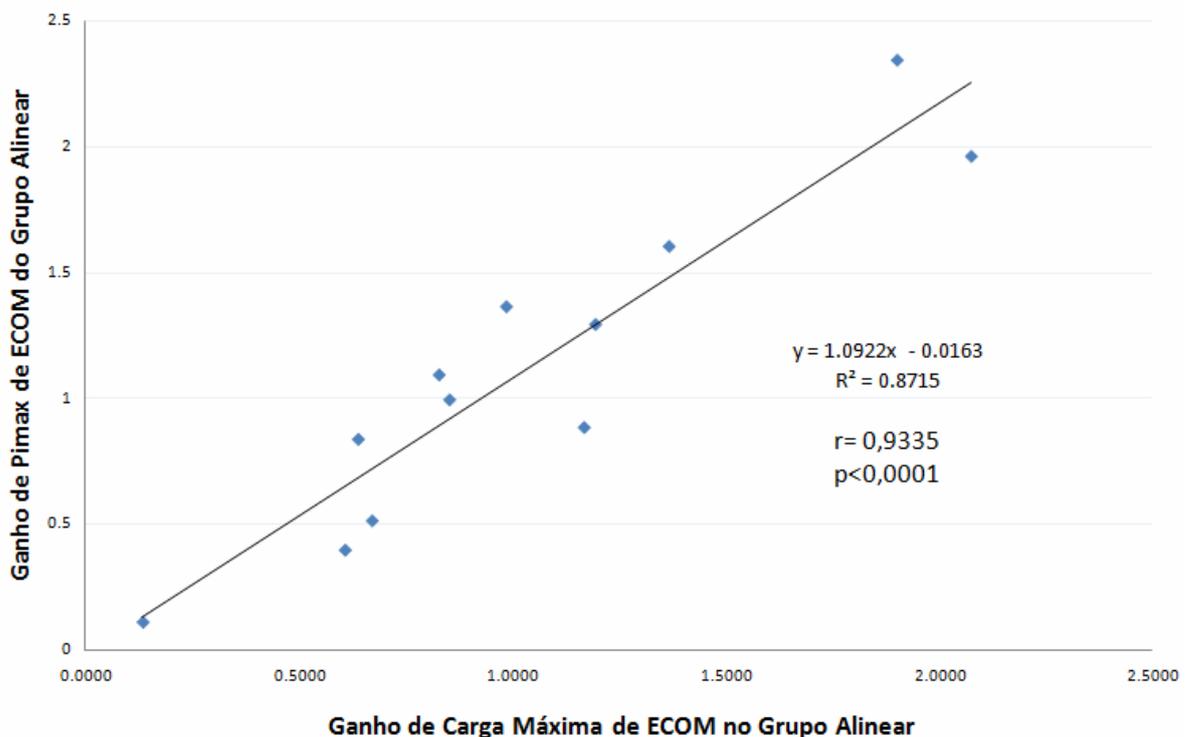


Figura 17: Análise de Correlação entre Ganho de Pico de RMS Carga Máxima do ECOM e Ganho de Pico RMS PImáx ECOM nos sujeitos do grupo carga alinear.

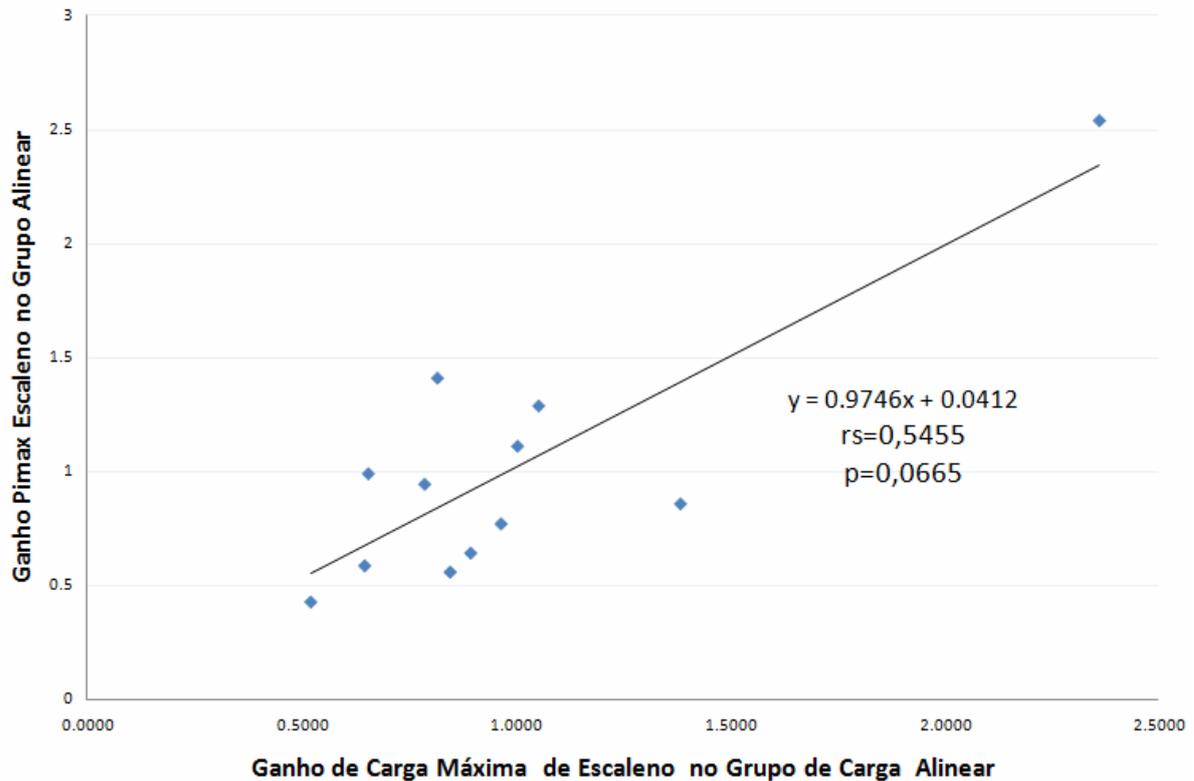


Figura 18: Análise de Correlação entre Ganho de Pico de RMS Carga Máxima do ESC e Ganho de Pico RMS PImáx do ESC nos sujeitos do grupo carga alinear.

De acordo com a figura 17, observa-se uma alta correlação ($r > 0,8$), através da análise de Pearson, e de forma significativa ($p < 0,0001$), entre Ganho de Pico Carga Máx e Ganho de Pico PImáx do músculo ECOM no Grupo A. O coeficiente de determinação (R^2) foi de 0,8715, ou seja, 87,15% do Ganho de PImáx do ECOM é “explicada” pelo Ganho de Carga Máxima de ECOM usando carga máxima de PFlex.

Em contrapartida, não houve associação significativa entre o Ganho de Pico Carga máxima com o Ganho de Pico PImáx do músculo ESC no grupo alinear (Figura 18), ou seja, o TMI com carga máxima de PFlex não propicia uma ativação muscular próxima àquela obtida na PImáx (manobra de força máxima) do músculo ESC.

A Tabela 5 analisa a correlação entre PImáx e Picos de RMS de Escaleno e ECOM isoladamente nos sujeitos do Grupo Linear e Alinear. Observe que, quando correlacionados, os Picos de RMS no momento da PImáx de forma isolada (ou seja, sem análise de Ganhos)

dos músculos ESC e ECOM com a PImáx (força máxima gerada), não houve associação significativa ($p > 0,05$) na maioria dos sujeitos estudados. Apenas o grupo carga linear apresentou relação significativa ($p < 0,01$) da PImáx com Pico de RMS do músculo ECOM durante a manobra.

Tabela 5: Correlação de Spearman entre PImáx e Picos de RMS durante a PImáx

Análise de Correlação	Grupo	Coefficiente	p – valor
Coefficiente de Spearman entre PImáx e Pico RMS Escaleno na PIMAX	Carga alinear	-0.3304	0.2941
Coefficiente de Spearman entre PImáx e Pico RMS ECOM na PIMAX	Carga alinear	-0.1265	0.6951
Coefficiente de Spearman entre PImáx e Pico RMS Escaleno na PIMAX	Carga linear	-0.2636	0.4077
Coefficiente de Spearman entre PImáx e Pico RMS ECOM na PIMAX	Carga linear	-0.7698	0.0034

NOTA: Significância estatística p valor $< 0,05$.

8 DISCUSSÃO

Segundo Martins (2009) é da natureza do sinal eletromiográfico, apresentar uma grande variabilidade e, por isso, encontramos amostras de pequeno número quando observamos trabalhos publicados em revistas especializadas, cujo foco é a eletromiografia de superfície. Baseado nesta premissa, o tamanho da amostra do nosso estudo foi definida com $N=24$, sendo 12 indivíduos distribuídos em cada grupo, para a análise da variável ativação muscular eletromiográfica.

Neder (1999) relacionou as pressões respiratórias máximas com o sexo e a idade e, através de equações de regressão, criou fórmulas para estimar os valores normais da $P_{Imáx}$ e $PE_{máx}$ em adultos. Segundo o pesquisador, a idade é inversamente proporcional à força muscular inspiratória, ou seja, indivíduos com maior idade terão valores preditos de $P_{Imáx}$ e $PE_{máx}$ menores. Este fato torna importante a seleção de uma amostra mais homogênea nas pesquisas com EMG de músculos respiratórios de indivíduos saudáveis, pois pode ser fator importante de viés nesse tipo de pesquisa.

Segundo a Tabela 1, percebe-se que a amostra da pesquisa era bem uniforme em suas características antropométricas e valores de $P_{Imáx}$. Esta distribuição exclui a possibilidade de qualquer viés relacionado aos fatores que interferem na força muscular respiratória (massa corpórea, estatura, IMC, idade e sexo), fato que possibilita uma análise mais fidedigna dos resultados.

Embora homogêneas, as medidas de $P_{Imáx}$ encontradas no Grupo L foram maiores. Esse fato é curioso, pois no grupo citado havia maior número de mulheres (58,3%), indo de encontro à maioria dos trabalhos (MACHADO, 2008; NEDER, 1999) que afirmam que o sexo masculino possui pressões respiratórias maiores que o sexo feminino. Para os pesquisadores, essa relação entre sexo e $P_{Imáx}$ pode estar ligada à maior proximidade da

relação entre a massa muscular total e o IMC em homens que em mulheres. No entanto, em nossa pesquisa, a massa muscular deve ser o fator determinante, uma vez que a média de IMC entre os grupos eram equivalentes.

O fato de existir um número maior de sujeitos praticantes de atividade física (caminhada e musculação) no Grupo Linear em relação ao Alinear poderia explicar este achado na nossa pesquisa.

Segundo Sarmento (2009), os exercícios físicos aeróbios promovem o treinamento indireto dos músculos respiratórios. Esse treinamento pode promover uma melhora na resistência muscular, por meio dos exercícios aeróbicos, e/ou da força muscular, com uso de peso. Alguns estudos têm demonstrado os benefícios do exercício físico no desempenho dos músculos respiratórios de mulheres saudáveis, pacientes com DPOC, com doenças neuromusculares, idosos, atletas, dentre outros (JONG et al.,2001; IDE, BELINI, CAROMANO, 2005; MORENO; SILVA; GONÇALVES, 2005; KUNIKOSHITA et al, 2006).

As adaptações em resposta ao treinamento consistem em aumento da densidade capilar e do conteúdo de mioglobina; aumento do número e tamanho da mitocôndria muscular; aumento de enzimas mitocondriais do ciclo de Krebs e das enzimas responsáveis pela oxidação da cadeia longa dos ácidos graxos. Ocorre, também, aumento da concentração de glicogênio no músculo treinado, e durante o exercício há uma utilização preferencial de gordura como fonte de carbono para o ciclo de Krebs (MACHADO, 2008). Todas estas respostas fisiológicas ao exercício promovem uma maior estimulação do centro respiratório, o que aumenta a demanda para os músculos respiratórios e torna possível condicioná-los em força e resistência (BRITO, 2009).

Portanto, a realização de estudos futuros com o intuito de analisar, separadamente, saudáveis sedentários e saudáveis não-sedentários, possibilitaria uma posterior comparação dos efeitos da atividade física sobre a força muscular respiratória.

A força muscular inspiratória ($P_{Im\acute{a}x}$) reflete o sincronismo tóraco-abdominal respiratório, fruto da ação sinérgica entre os músculos motores primários e os acessórios inspiratórios. No padrão normal de respiração, os compartimentos torácicos e abdominal devem se deslocar em conjunto (em fase), para cima e para fora durante a inspiração. Este deslocamento é relacionado ao volume de ar de entrada e saída dos pulmões. Para que tal ação aconteça de forma coordenada, os músculos motores primários (diafragma, escalenos e intercostais externos) atuam de forma fásica e os músculos acessórios da inspiração de forma tônica (SARMENTO, 2009).

Dessa forma, esse estudo procurou selecionar um músculo primário (fásico) e um músculo secundário (tônico) inspiratório. Para tal, foram escolhidos o escaleno (primário) e o esternocleidooccipitomastóideo (secundário). Embora o diafragma seja o principal músculo primário inspiratório, preferimos o escaleno, uma vez que as variações interindividuais na quantidade de gordura subcutânea podem dificultar as comparações de ativação muscular durante a EMG (ATS/ERS 2002). Por ser o abdômen um local comum de acúmulo de gorduroso e, pelo fato da dificuldade em captação de sinal de atividade elétrica durante o piloto, não utilizamos o músculo diafragma. Somado a isso, na posição sentada, a prega subcutânea é aumentada e isso pode aumentar a distância entre os eletrodos. Segundo Martins (2009) quando um mesmo músculo é comparado em diferentes situações, sem mudanças na posição dos eletrodos, pode-se interpretar os níveis de ativação desse músculo como maiores ou menores.

A eletromiografia de superfície (EMGs) tem sido utilizado em pesquisas e aplicações clínicas para a análise não-invasiva dos músculos do pescoço para fornecer informações

importantes a respeito das condições musculoesqueléticas (JULL, 2000), avaliação ergonômica (FALLA, 2002) e da função respiratória (ANDERS et al, 2000).

Hermens et al. (2000) identificou 352 descrições de localização de eletrodos da EMG nos músculos cervicais. A maioria usava termos genéricos como "ventre muscular", "ponto motor" ou "ponto médio do músculo. Segundo este estudo, para avaliação da ativação muscular dos músculos esternocleidooccipitomastóideo (ECOM) e escaleno anterior, os eletrodos eram mais comumente posicionados sobre o ponto médio do ventre muscular. Além disso, a determinação da cabeça do músculo ECOM utilizada na análise eletromiográfica (cabeça esternal ou clavicular), assim como posição usada dos sensores nem se quer foram definidos pelos pesquisadores. Estas considerações são importantes na existência de diferenças funcionais entre as duas cabeças no movimento respiratório de "braço de bomba" durante a inspiração forçada como a realizada nas manobras de Pimáx e carga máxima do resistores. Por esse motivo determinamos a cabeça esternal para avaliação da ativação muscular.

O *SENIAM* tem orientações para a colocação do eletrodo em 27 músculos com base na localização da zona de inervação muscular. Essas orientações não estão disponíveis para os músculos ECOM e escaleno, uma vez que não existem estudos anatômicos que descrevam a zona de inervação destes músculos.

No entanto, a localização dos pontos de EMG do nosso estudo, tanto na cabeça esternal do músculo ECOM como no ESC foi feita na porção inferior do ventre muscular, com base em estudos mais recentes que procuraram desenvolver, por meio da descrição da posição da zona de inervação, a forma mais adequada para aplicações clínicas e de pesquisa da EMG (FALLA et al., 2002).

Diante dos artigos avaliados nesta pesquisa, a maioria utilizou o RMS, isoladamente, para comparação entre os momentos de carga e repouso, e não, o Ganho de Pico do RMS. O

Ganho na ativação muscular durante a aplicação de carga máxima relacionada ao controle pode ser expresso em porcentagem, como o fizemos, para facilitação da interpretação dos resultados. Da mesma forma, o grupo ou momento controle nos trabalhos que avaliaram diferenças entre as ativações musculares pré e pós-carga, tiveram suas coletas de RMS controle durante a respiração tranquila, o que vai de encontro às recomendações da *American Thoracic Society/European Respiratory Society*. Estas sociedades preconizam, em comparações de RMS durante estudos com músculos respiratórios, a realização da padronização/normalização do sinal para a posterior obtenção de valores controles. Recomendam, portanto, para normalização, a execução de manobra com inspiração máxima, até CPT, e não apenas, de respiração tranquila em volume corrente (ATS/ERS, 2002).

Cabe enfatizar, que não foram encontrados na literatura estudos que utilizassem para a comparação de Ganhos de ativação muscular respiratória ou de outro grupo muscular esquelético, o Pico de RMS. É mais plausível seu uso neste trabalho, pois foi utilizado para análise valores máximos alcançados de PImáx e carga máxima de TMI dos resistores (Threshold® IMT e PFlex) e, conseqüentemente, necessitaríamos avaliar os valores máximos atingidos de RMS (Pico de RMS) nessas manobras. Essa estratégia foi importante para realizar, dentre outras, a análise de correlação entre Pico de RMS e PImáx, possibilitando inferir a existência ou não da relação entre força muscular respiratória gerada e o valor de Pico de RMS da EMG.

Nos últimos anos, o valor terapêutico do treinamento muscular respiratório, tanto em pessoas normais como pacientes com algum tipo de patologia, tem sido alvo de muito interesse entre os pesquisadores. Diversas são as técnicas empregadas para o TMI, porém as mais praticadas são o treinamento com carga linear e ailinear. Ambas possuem limitações na resistência imposta durante a inspiração, sendo a carga máxima do linear de $-41\text{cmH}_2\text{O}$ e do

alinear, com peça de 2mm, essa resistência poderá chegar até 80 cmH₂O, dependendo do fluxo inspiratório (MACHADO, 2008).

A literatura recomenda o TMI apenas em indivíduos com P_{Imáx} < 60cmH₂O e, seguindo às recomendações dos estudos com DPOC, utilizando o mínimo de 30% do valor da P_{Imáx}. Nestes casos, teoricamente, o TMI em saudáveis se mostraria ineficaz, pois as cargas disponíveis atualmente, não possibilitariam o uso mínimo de porcentagem de P_{Imáx} nos resistores. No entanto, muitas pesquisas na área de fisioterapia estabelecem a importância desse treino em indivíduos sem história de fraqueza muscular respiratória prévia com vistas à manutenção da força (SARMENTO, 2009).

No presente estudo, os níveis de ativações do ECOM e ESC, expressas em Ganho de Pico RMS de Carga Máxima, aumentaram significativamente quando comparada a situação de inspiração profunda sem carga para a respiração com carga máxima inspiratória, sugerindo uma relação dose-resposta no que diz respeito à ativação muscular em saudáveis usando os resistores disponíveis atualmente. As porcentagens de ganhos foram maiores ou igual a 100% tanto no Grupo Alinear como Linear. Destaque para o predomínio do Ganho de Pico de RMS do ECOM (144%), em relação ao ESC (117%), durante a aplicação de carga máxima linear, embora sem significância estatística ($p=0,0712$).

A força desenvolvida por um músculo varia em função do comprimento da fibra muscular. Quanto mais alongada estiver a fibra muscular, maior será sua capacidade de gerar pressão. Sendo assim, para os músculos inspiratórios, ela será máxima a partir do VR. Isso justifica termos solicitados o início das manobras de força e carga máxima a partir do VR (SOUZA, 2002).

Vale salientar, que o ECOM, anatomicamente, tem sua inserção proximal e distal mais distante em relação ao músculo escaleno. O primeiro se estende do processo mastóideo e occipito até a fúrcula esternal (cabeça esternal), enquanto o segundo tem sua inserção

proximal nos processos transversos de C3-C7 e se estende até a primeira e segunda costela. Esse fato pode explicar a maior geração de força do ECOM (Ganho de Pico de RMS do ECOM), em relação ao ESC, quando se parte de VR, pois o ECOM neste volume está com suas fibras mais alongadas e com maior capacidade de gerar força.

Quando analisadas as correlações entre Ganho de Pico RMS na Carga Máxima do resistor linear e alinear (Grupo L e Grupo A, respectivamente), para ESC e ECOM, podemos observar que houve uma boa correlação, utilizando um nível de significância de 5%. Este fato evidencia que os ganhos de ativação muscular em relação ao repouso, nos dois músculos, estão correlacionados, ou seja, quando o Ganho de Pico de RMS do ECOM aumenta, o de ESC também aumenta, ou vice-versa, na carga máxima linear. Este fato é importante, pois corrobora o sinergismo dos grupos respiratórios primários e secundários durante a inspiração forçada, o que oferece grande vantagem mecânica ao sistema respiratório (SARMENTO, 2009).

A estabilização e elevação da caixa torácica durante o esforço é uma relevante função dos músculos acessórios da inspiração durante esforços aumentados. O grau de tonicidade e força destes músculos evita a retração inspiratória da parede torácica durante a queda da pressão pleural na inspiração. Prova disso, as doenças que apresentam como causa uma disfunção dos músculos respiratórios apresentam redução do volume pulmonar, da ventilação e instabilidade da parede torácica. Isso ocorre por causa da diminuição da força e da tonicidade dos músculos inspiratórios, o que reduz a força de expansão da parede torácica e aumenta a força de retração elástica dos pulmões (MACHADO, 2008). Todas as vezes que ocorrer um aumento de demanda energética e os músculos primários não forem mais capazes de proporcionar uma ventilação compatível, novos arranjos biomecânicos se instalam no sentido de auxiliar a elevação e abertura da parede torácica para aumentar as trocas gasosas (SARMENTO, 2009). Tal fato pode justificar a maior ativação do músculo acessório ECOM

durante as manobras com esforço máximo usadas em nosso trabalho, ou seja, o Ganho de Pico de RMS do ECOM tanto na carga máxima (Grupo A e L) como na PImáx, não está relacionado necessariamente, apenas com a geração de força, mas com tarefas relacionadas à facilitação da inspiração.

Outro resultado importante na análise intergrupos foi a ausência de diferença significativa entre os Ganhos de Pico de RMS de ECOM e ESC no uso dos dois resistores ($p=0,0735$). Embora a literatura aponte como vantajoso o fato do resistor linear (Threshold® IMT) exercer uma carga inspiratória pré determinada fixa (independente do fluxo) durante o treinamento, o PFlex na sua carga máxima (dispositivo com orifício de 2mm) apresentou os mesmos benefícios na ativação muscular. Esse fato é importante, pois ratifica o estudo de Belman, Thomas e Lewis (1986) que demonstrou graficamente que o PFlex carga máxima tem características similares aos resistores fluxos-independentes.

Quando correlacionados os Ganhos de Pico de RMS Carga Máxima tanto do ESC como do ECOM no Grupo L (Threshold® IMT) com o Ganho de Pico de RMS PImáx não encontramos relação significativa. Este achado pode sugerir que a ativação muscular durante o uso da carga máxima linear não explica o ganho de ativação durante a PImáx. Uma possibilidade para esta falta de relação pode estar no fato de que na carga máxima imposta pelo Threshold® IMT há uma predominância de ativação muscular de outros grupos musculares primários e/ou secundários respiratórios, diferentes daqueles que formam monitorados em nossa pesquisa ou até mesmo esta carga possa ser insuficiente para o TMI.

Dornelas, Silva e Nobre (2007) investigaram o nível de ativação do ECOM e do diafragma durante limiar de carga inspiratória linear a 30% da PImáx em pacientes com DPOC e idosos saudáveis. No grupo dos pacientes com DPOC, foi observado um aumento significativo no nível de ativação do ECOM de 28% ($p=0,04$) e manutenção do nível de ativação do diafragma em comparação com a situação de respiração sem carga, onde os

valores da eletromiografia foram normalizados. Já no grupo de idosos houve aumento de 7% e 11%, respectivamente de ECOM ($p=0,09$) e diafragma ($p=0,149$) porém sem significância estatística.

Os autores comentam que no grupo dos idosos saudáveis houve uma tendência de maior ativação do diafragma durante o exercício com o Threshold® a 30% da P_{Imáx.}, diferentemente do que foi observado no grupo dos pacientes com DPOC, onde o músculo ECOM apresentou o maior nível de ativação.

Souza (2008) em seu protocolo de treinamento muscular inspiratório com o Threshold®IMT em indivíduos saudáveis, não observou aumento da P_{Imáx} após a utilização da carga. Sendo assim, concluiu que o Threshold®IMT não possui efeito na melhora da P_{Imáx}, quando avaliado de forma aguda e sugeriu realização de estudos com treinamentos mais prolongados (semanas ou meses), com a finalidade de se verificar a eficácia crônica da terapia. A carga máxima usada no Threshold®IMT se torna relativamente baixa em saudáveis, visto que a faixa de aplicação é limitada a 41 cmH₂O. Indivíduos saudáveis possuem valores de pressão inspiratória acima de 60 cmH₂O, portanto quando se pretende usar porcentagens maiores de P_{Imáx} esses valores ultrapassam a carga máxima do Threshold®IMT. Brunetto e Alves (2006), relataram em seu estudo que o Threshold®IMT tem sua faixa de aplicação de pressão inspiratória limitada a 40 cmH₂O, o que limita a sua utilização quando for necessário aplicar cargas maiores.

É importante salientar que nosso estudo não definiu um padrão de respiração a ser adotado durante a aplicação das cargas máximas inspiratórias e P_{Imáx}. Desta forma, novos estudos padronizando a utilização da respiração diafragmática poderiam ser interessantes para avaliar se estas respostas seriam semelhantes.

Observando a correlação entre Ganho de Pico RMS Carga Máx e Ganho de Pico RMS P_{Imáx} do músculo ECOM no Grupo A, percebe-se uma significativa associação entre elas

($p < 0,0001$). Em contrapartida, não houve associação significativa entre o Ganho de Pico Carga máxima com o Ganho de Pico PImáx do músculo ESC no mesmo grupo. Dessa forma, o TMI com carga máxima de PFlex exerce uma ativação do músculo ECOM próxima àquela obtida nas manobras de PImáx (manobra de força máxima). Este achado é importante, pois o PFlex parece exercer uma sobrecarga maior (mais específica) nos músculos inspiratórios secundários ou acessórios, como é o caso do ECOM, ativando as fibras musculares de forma semelhante ao esforço máximo.

Por dotar de peças que podem oferecer uma sobrecarga variável entre 30 e 80% da PImáx, o PFlex, principal dispositivo para treinamento com carga alinear, pode propiciar ganhos mais importantes de ativação muscular de acessórios. Importante é que mesmo com fluxos mais baixos, pode-se manter uma sobrecarga elevada à musculatura inspiratória em caso de uso da peça com menor orifício (2mm).

As respostas ao treinamento dos músculos esqueléticos, ou seja, as adaptações musculares são obtidas quando estímulos apropriados são empregados. Segundo Machado (2008), existem três princípios básicos de treinamento, que são: sobrecarga, especificidade e reversibilidade. Neste caso, o PFlex parece possibilitar um treinamento mais específico do ECOM em relação ao outro resistor analisado.

Outro fato importante é que os escalenos são compostos de maior quantidade de fibras do tipo I (59%) em relação ao tipo II (39%) sendo, portanto, um músculo resistente a fadiga, com metabolismo predominantemente oxidativo e de contração lenta de forma similar ao diafragma (MACHADO, 2008). Ele é menos ativo nas contrações rápidas com fluxo máximo como acontece durante os trabalhos com carga máxima ou mesmo durante as inspirações com alto fluxo inspiratório e as respostas ao treinamento podem demorar de 4 a 6 semanas (GUYTON; HALL, 2006; MACHADO, 2008).

Nesta pesquisa foi identificada ausência de correlação significativa entre Pico de RMS de ESC e ECOM, isoladamente (sem ganhos), na PImáx com a força máxima gerada pelos indivíduos, ou seja, com a PImáx. Isto mostra que o Pico de RMS na PImáx não é um bom indicador de força máxima gerada, ou ainda é possível que a atividade muscular máxima do músculos captada pela EMG aconteça em um momento diferente (antes ou após) daquele onde é alcançado a PImáx. Baseado nos resultados encontrados, conclui-se que a análise dos Picos de RMS não é suficiente, necessariamente, para inferir sobre geração de força e trabalho muscular em jovens saudáveis.

A força muscular depende de parâmetros como o comprimento do músculo, de sua área de secção transversa, da velocidade de contração e da distribuição dos componentes elásticos. Ratnovsky et al (2003) investigaram a geração de força do ECOM e dos intercostais externos durante manobras inspiratórias em sujeitos saudáveis. Esses pesquisadores utilizaram um modelo mecânico (Modelo de Hill) para o cálculo das forças e observaram que o ECOM apresentou um nível de atividade similar ao dos intercostais externos (aproximadamente $30\mu\text{V}$) durante uma manobra inspiratória específica, porém a força gerada pelos intercostais foi maior (30N) que a gerada pelos ECOM (10N).

Lembrar que no protocolo todas as manobras foram feitas individualmente, não sabendo o comportamento da ativação muscular com a continuidade do treinamento, ou mesmo após o TMI. Além disso, estudos com a mesma metodologia, mas com uma casuística maior poderiam fornecer dados importantes do comportamento muscular diante das cargas máximas dos resistores. Porém, clinicamente, foi percebido que durante a coleta de dados, geralmente após a terceira ou quarta repetição da manobra com carga máxima dos resistores, havia queixa de dispnéia entre os sujeitos. Uma limitação da pesquisa foi não ter utilizado um critério clínico, como a Escala de Dispnéia proposta por BORG para avaliar uma possível dissociação clínica-eletromiográfica (SBPT, 2002).

Por fim, de forma geral, entre 24 sujeitos analisados encontramos dois *outliers* no Ganho de Pico RMS ESC na Carga máxima (um em cada grupo), um *outlier* no Ganho de Pico de RMS ECOM do Grupo L e dois *outliers* no Ganho de Pico RMS ESC e ECOM na P_{Imáx} dos grupos A e L, respectivamente (um em cada).

9 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diante dos resultados do presente estudo e da metodologia nele empregada, pode-se inferir que não exista, necessariamente, relação entre o Pico de RMS e o nível de ativação motora detectável pela Eletromiografia do músculo escaleno e esternocleidomastoideu em jovens saudáveis. O uso do Ganho de Pico de RMS se mostrou uma importante forma de normalização do sinal eletromiográfico para pesquisas de músculos respiratórios, uma vez que impossibilita o viés de analisar o RMS apenas de forma absoluta corroborando com os protocolos internacionais (*SENIAM*).

Embora PFlex e Threshold® IMT em suas cargas máximas possibilitem uma ativação importante nos músculos escalenos e ECOM (maior ou igual a 100%), não há vantagem de um resistor sobre o outro quando analisado Ganho de Pico de RMS. Ou seja, o PFlex na carga máxima se comporta como um resistor fluxo-independente, diferentemente do comentado pela literatura.

O uso de Threshold® IMT com carga máxima não possibilita um padrão de ativação muscular semelhante ao obtido na manobra de PImáx (Ganho de Pico de RMS na PImáx). Diferentemente da carga máxima alinear (PFlex) que possibilitou, de forma significativa, ativação muscular do ECOM muito próxima da obtida com a manobra de força máxima inspiratória (PImáx).

No entanto, a aplicação de metodologias bem definidas que possibilitem a localização precisa dos pontos para pesquisa eletromiográfica de escalenos e ECOM durante a respiração, assim como a padronização da forma de normalização serão úteis para pesquisas futuras. A necessidade de novas investigações que permitam a avaliação da ativação muscular por EMG antes e após um protocolo mais prolongado de treinamento, usando os dois resistores e com

uma amostra maior, poderia auxiliar na prescrição mais criteriosa e científica das cargas disponíveis para Treinamento muscular respiratório.

Por fim, para futuros trabalhos seria importante avaliar, separadamente, indivíduos saudáveis praticantes de atividade física e sedentários. Tal fato possibilitaria uma homogeneização da amostra e, conseqüentemente, permitiria conhecer os efeitos do exercício aeróbio sobre a musculatura inspiratória que é denominado Treinamento Muscular Inspiratório Indireto pela literatura.

REFERÊNCIAS

AMERICAN THORACIC SOCIETY/EUROPEAN RESPIRATORY SOCIETY. ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med*. v.15, n.166, p.518-624, 2002.

ANDERS, C.; *et al.* Characterisation of dynamic muscle capacity in post-polio patients using surface electromyography. *Physikalische Medizin Rehabilitationsmedizin Kurortmedizin*. v. 10, p.206-211, 2000.

BELMAN, M.J.; THOMAS, S.G.; LEWIS, M.I. Resistive Breathing Training in Patients with Chronic Obstructive pulmonary disease. *Chest*, v.90, p.662-669, 1986.

BLACK, L. F.; HYATT, R. E.. Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and Sex. *American Review of Respiratory Disease*, v. 99, p.696-702, 1969.

BRITO, RR. **Recursos Manuais e Instrumentais em Fisioterapia Respiratória**. Barueri, SP.: Manole, 2009.

BRUNETTO, F, A.; ALVES, A. L. Comparação entre valores de pico e sustentados das pressões respiratórias máximas em indivíduos saudáveis e pacientes portadores de pneumopatia crônica. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, v.29, n.4, jul./ago., 2003.

BURDEN, A.; BARLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*. v.21, p.247-257, 1999.

CARDOSO, T. A. C., OLIVEIRA, R. A.; ALMEIDA, R. D. A. Utilização da Crioterapia e Calor Superficial na Espasticidade. São Paulo, 2003. Disponível em:<<http://br.share.geocities.com/fisioterapiabsb/artigos/e018.html>>. Acesso em 15 mar. 2003.

COSTA, D. *et al.* Avaliação da força muscular respiratória e amplitudes torácicas e abdominais após a RFR em indivíduos obesos. *Rev Latino Am Enfermagem*. v.11, n.2, p.156-160, 2003.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, n.2, p.135-163, 1997.

DE LUCA, C. J. **Surface Electromyography: Detection and Recording**. Boston: Delsys Incorporated. 2002, p.1-10.

DELSYS. Neuromuscular Research Center. Boston University. Disponível em <http://www.delsys.com/library/papers>. Acesso em: 20 maio.2011.

DORNELAS, Andrade A; SILVA, T.S., NOBRE, E. Electromyographic activity of respiratory muscles: the possibility of considering diaphragmatic EMG as an isolated signal (Reply to the letter to the editor). **Respir Physiol Neurobiol.** v.158, p.3-4, 2007.

DULCE, C. **Métodos e técnicas de pesquisa.** São Paulo: 2008. Disponível em:<http://vsites.unb.br/feff/downloads/dulce/metodos_e_tecnicas_de_pesquisa.ppt>. Pesquisa quase-experimental. Acesso em 15 maio 2010.

ENOKA, R.M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia.** São Paulo. Manole, 2000.

FALLA, D. *et al.* Location of innervations zones of sternocleidomastoid and scalene muscles: a basis for clinical and researchs eletromiography applications. **Clin. Neurophysiol.** v.113, n.1, p.57-63, 2002.

FIORE JÚNIOR, J.F. *et al.* Pressões respiratórias máximas e capacidade vital: comparação entre avaliações através de bucal e de máscara facial. **J Bras Pneumol.**, v.30, n.6, p.515-20, 2004.

FONSECA, S. T., *et al.* Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. **Rev. Bras. Ciên. e Mov.** Brasília. v.9, n.3, p.23-30, jul. 2001.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica.** 11.ed. São Paulo: Elsevier, 2006.

HERMENS, H.J.; *et al.* Development of recommendations for SEMG sensor and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol.** v.5, p.361-374, 2000.

HISLOP, Helen; MONTGOMERY, Jacqueline. **Provas de Função Muscular: Técnicas de Exame Muscular.** Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.

HU, X.L. *et al.* Quantitative evaluation of motor functional recovery process in chronic stroke patients during robot-assisted wrist training. **Journal Electromyography and Kinesiology.** The Netherlands. v.19, n.4, p.639- 650, 2009.

IDE, M.R; BELINI, M.A.V; CAROMANO, F.A. Effects of on aquatic versus non aquatic respiratory exercise program on the respiratory muscle strength in healthy aged person. **Clinics**, v.60, n.2, p.151-158, 2005.

JASKÓLSKA, A. *et al.* EMG and MMG of agonist and antagonist muscles as a function of age and joint angle. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** Netherlands. v.16, p.89-102, 2006.

JONG, W.; *et al.* Inspiratory muscle training in patients with cystic fibrosis. **Respiratory Medicine**, v.95, p.31-36, 2001.

JULL, G.A. Deep cervical flexor muscle dysfunction in whiplash. **J Musculoskel Pain**, v.8, p.143-154, 2000.

KNOBEL, E. **Terapia Intensiva: Pneumologia e Fisioterapia Respiratória**. São Paulo: Atheneu, 2004.

KUNIKOSHITA, L.N. *et al.* Efeitos de três programas de Fisioterapia Respiratória (PFR) em portadores de DPOC. **Rev. Bras. Fisioter.**, São Carlos, v.10, n.4, p.449-455, out./dez. 2006.

LEAL, C. R. Uso alternativo do threshold em pacientes com broncoespasmo. **HB Científica**, v.7, n.3, set./dez., 2000.

LUNA, S. V. de. **Planejamento de Pesquisa**. Uma introdução Elementos para uma análise metodológica. São Paulo: EDUC, 2002.

MACHADO, M.G.R. **Bases da Fisioterapia Respiratória: Terapia Intensiva e Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

MARTINS, D.M. **Ativação Muscular Inspiratória durante Exercícios com Limiar de Carga Inspiratória em Pacientes com Insuficiência Cardíaca**. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, 2009.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v.9, p.3-4, 1999.

MORENO, M.A.; SILVA, E.; GONÇALVES, M. O efeito das técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva – Método Kabat nas pressões respiratórias máximas. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v.18, n.2, p.53-61, 2005.

NEDER JA, A. S. *et al.* **Reference values for lung function tests. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation.** **Braz J Med Biol Res**, v.32, p.719-727, 1999.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2.ed. Porto Alegre: Artmed. 2000.

NICKERSON, B.G.; KEENS, T.G. Measuring ventilatory muscle endurance in humans as sustainable inspiratory pressure. **J Appl Physiol: Respirat Environ Exercise Physiol**, v.52, n.3, p.768-772, 1982.

O`SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 5.ed. São Paulo: Manole, 2010.

PARREIRA, V.F.; *et al.* Pressões respiratórias máximas: valores encontrados e preditos em indivíduos saudáveis. **Rev Bras Fisioter**, v.11, p.361-368, 2007.

POTNEY, L. G.; ROY, S. H. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa, 1996. In: O`SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 5.ed. São Paulo: Manole, 2010.

RATNOVSKY, A.; *et al.* Integrated approach for in vivo evaluation of respiratory muscles mechanics. **J Biomech.**, v.36, n.12, p.1771-1784, 2003.

ROBERTSON, D.G.E. *et al.* **Research methods in biomechanics**. United States: Human Kinetics, 2004.

SACCO, I.C.N.; *et al.* Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Rev. Bras. Fisioter.**, São Carlos, v.11, n.5, p.411-417, set./out. 2007

SARMENTO, G.J.V. **O ABC da Fisioterapia Respiratória**. Barueri, SP.: Manole, 2009.

SASAKI, M, *et al.* Effects of inspiratory and expiratory muscle training in normal subjects. **Journal of the Japanese Physical Therapy Association**, v.8, 2005.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE PNEUMOLOGIA E TISIOLOGIA (SBPT). **Manual de Pneumologia: consultas rápidas**. Brasília: 2002.

SOUZA, R.B. Pressões respiratórias estáticas máximas. **J. Pneumol.**, v.28, sup.31, p.S155-165, 2002.

SOUZA, E. *et al.* Análise Eletromiográfica do Treinamento muscular Inspiratório sob Diferentes Cargas do Threshold@IMT. **Revista Perspectiva online**. v.2, n.7, 2008.

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR NONINVASIVE ASSESMENT OF MUSCLES (*SENIAM*). European Recommendations for surface electromyography. 2008. Disponível em:<www.seniam.org> Acesso em 11 mar.2008.

STARKEY, C. **Recursos Terapêuticos em Fisioterapia**. São Paulo: Manole, 2001.

STARSKY, A. J. *et al.* Reliability of biomechanical spasticity measurements at the elbow of people poststroke. **Arch Phys Med Rehabil**. v.86, p.1648-1654, 2005.

TRUWIT, J.D.; MARINI, J.J. Validation of Technique to asses maximal inspiratory pressure in poorly cooperative patients. **Chest**, v.102, p.1216-9, 1992.

WILSON, S.H. *et al.* Predicted normal values for maximal respiratory pressures in Caucasian adults and children. **Thorax.**, v.39, n.7, p.535-8, 1984.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA – UNIVAP
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO - IPD
PROGRAMA DE MESTRADO EM BIOENGENHARIA

O respeito devido à **dignidade humana** exige que toda pesquisa se processe após **consentimento livre e esclarecido dos sujeitos**, indivíduos ou grupos que por si e/ou por seus representantes legais manifestem a sua anuência à participação na pesquisa (IV, da Res. 196/96, do CNS).

Você, na qualidade de sujeito de pesquisa, está sendo consultado para participar de uma pesquisa. Você precisa decidir se quer autorizar ou não sua inclusão como sujeito de pesquisa.

Para melhor esclarecer, sujeito de pesquisa, de acordo com a Resolução 196/96, do CNS, é o(a) participante pesquisado(a), individual ou coletivamente, **de caráter voluntário, vedada qualquer forma de remuneração.**

Por favor, não se apresse em tomar a decisão.

Leia cuidadosamente o que se segue e pergunte ao responsável pela pesquisa sobre qualquer dúvida que tiver.

Após ser **esclarecido (a)** sobre as informações a seguir, no caso de autorizar sua participação como sujeito de pesquisa, assine este documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável.

Você poderá recusar sua participação de imediato e a qualquer tempo sem que com isto haja qualquer penalidade.

ESCLARECIMENTO SOBRE A PESQUISA

Projeto de Pesquisa intitulado: Análise Eletromiográfica dos Músculos Respiratórios em Indivíduos Saudáveis Submetidos a Diferentes Cargas de Treinamento Muscular Inspiratório

Pesquisador Responsável: Eric da Silva

Telefone(s) para contato: (086) 9444-0135; E-mail: ericfisio@ibest.com.br

Pesquisadores participantes: Dra. Cláudia Barbosa L. de Campos, Dr. Alderico de Paula Jr.

E-mail: cbcampos@univap.br

A presente pesquisa terá como objetivo avaliar a resposta/ativação elétrica muscular respiratória através da Eletromiografia (EMG) de superfície (sem agulhas) em indivíduos saudáveis após aplicação de cargas musculares inspiratórias distintas (carga linear- Trheshold IMT® e alinear- DHD TMR/P-flex®). Os procedimentos adotados nesta pesquisa serão: Avaliação da força muscular inspiratória (PIMáx), aplicação de carga máxima inspiratória usando resistores diferentes e eletromiografia de dois músculos respiratórios na região cervical. Haverá um sorteio para determinar qual tipo de carga você será submetido. A carga será aplicada em três manobras, no mínimo e, será escolhida as que fornecerem valores reprodutíveis. Os desconfortos e riscos serão mínimos (cansaço, aumento da frequência cardíaca ou falta de ar) e os participantes serão beneficiados, uma vez que receberão orientações fisioterapêuticas e treinamento específico para os músculos respiratórios. Os dados coletados servirão para facilitar outras pesquisas com treinamento respiratório e otimização da prescrição de cargas. As informações obtidas serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por outros sem a minha expressa autorização por escrito. Esses dados serão usados para fins estatísticos ou científicos, sempre resguardando a sua privacidade.

Compromisso de Garantia de acesso: em qualquer etapa da pesquisa, você terá acesso aos pesquisadores responsáveis pela presente pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas.

O pesquisador responsável é: Eric da Silva.

Eric da Silva

Dra. Cláudia Barbosa L. de Campos

Dr. Alderico de Paula Jr

CONSENTIMENTO

Eu, _____ R.G.
 _____, CPF _____, residente
 _____, fone(s):
 _____, abaixo assinado, concordo em autorizar minha

participação como sujeito de pesquisa no projeto de pesquisa intitulado ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS SUBMETIDOS A DIFERENTES CARGAS DE TREINAMENTO MUSCULAR INSPIRATÓRIO. Tendo como pesquisadores o Mestrando Eric da Silva (orientado), a Doutora Cláudia Barbosa L. de Campos (orientadora) e o Doutor Alderico de Paula Jr. (co-orientador). Declaro que tive pleno conhecimento das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o projeto de pesquisa, tudo em conformidade com o estabelecido na Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde. Declaro, ainda, que discuti com o pesquisador responsável sobre a minha decisão em participar nesse estudo como sujeito de pesquisa e sobre a possibilidade de a qualquer momento (antes ou durante a mesma) recusar-me a continuar participando da pesquisa em referência, sem penalidades e/ou prejuízos, retirando o meu consentimento. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do projeto de pesquisa, os procedimentos a serem realizados, a ausência (e ou presença) de riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso à pesquisa em qualquer tempo. Concordo, **voluntariamente**, em participar deste projeto de pesquisa.

_____, ____ de _____ de _____.

 Nome e Assinatura do sujeito ou responsável

 Assinatura do Pesquisador Responsável

OBSERVAÇÕES: Em caso de dúvida você pode procurar o Comitê de Ética em Pesquisa da NOVAFAPI, Rua Vitorino Orthiges Fernandes, 6123, Bairro Uruguai, CEP: 64057-100, telefone: (086) 2106 – 0726, ou pelo e-mail cep@novafapi.com.br.

APÊNDICE B – FICHA DE AVALIAÇÃO



TÍTULO DA PESQUISA: ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS SUBMETIDOS A DIFERENTES CARGAS DE TREINAMENTO MUSCULAR INSPIRATÓRIO.

INVESTIGADORES: Éric da Silva (Orientado), Prof. Dra. Claudia B Campos (Orientadora);
Prof. Dr. Alderico de Paula Jr.(Co-orientador);

FICHA DE AVALIAÇÃO

IDENTIFICAÇÃO (INICIAIS):	GRUPO () I –LINEAR () II-ALINEAR
----------------------------------	--

IDADE (anos completos):	GÊNERO	Massa(kg): ALTURA(m) IMC (kg/m²):
	() M () F	

REALIZA EXERCÍCIOS FÍSICOS REGULARMENTE?	() SIM () NÃO	QUANTAS VEZES POR SEMANA?
---	--------------------	------------------------------

PREENCHE OS CRITÉRIOS DA PESQUISA?	() SIM () NÃO
---------------------------------------	--------------------

CONTRA-INDICAÇÃO PARA AVALIAÇÃO DE PIMÁX?	() SIM () NÃO
--	--------------------

VALOR DE PIMÁX (PREDITA) <i>-Segundo NEDER (1999)-</i>	HOMENS PIMÁX = 129,3 ± 17,6 MULHERES PIMÁX = 101,6 ± 13,1
--	--

ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DURANTE MANOVACUOMETRIA			
MANOBRA DE PIMÁX	VALOR PIMÁX (cmH2O)	PICO DE RMS – ESCALENO	PICO DE RMS-ECM
MANOBRA 1			
MANOBRA 2			
MANOBRA 3			

ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DURANTE MOMENTO CONTROLE			
INSPIRAÇÃO MÁXIMA SÓ COM BOCAL (MC)	PICO DE RMS MANOBRA 1	PICO DE RMS MANOBRA 2	PICO DE RMS MANOBRA 3
MÚSCULO ECM			
MÚSCULO ESC			

ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE DURANTE CARGA MÁXIMA DO RESISTOR			
INSPIRAÇÃO COM CARGA MÁXIMA (M 1)	PICO DE RMS MANOBRA 1	PICO DE RMS MANOBRA 2	PICO DE RMS MANOBRA 3
MÚSCULO ECM			
MÚSCULO ESC			

APÊNDICE C – CARACTERIZAÇÃO DOS SUJEITOS DA PESQUISA

CARACTERIZAÇÃO DOS SUJEITOS DA PESQUISA						
GRUPO	GÊNERO	IDADE	MASSA (Kg)	ALTURA (m)	IMC (Kg/cm ²)	EXERCICIO
A	F	24	52.00	1.63	19.57	N
A	F	28	72.00	1.60	28.13	N
A	F	21	56.50	1.63	21.27	N
A	F	21	59.00	1.63	22.21	N
A	F	21	61.00	1.65	22.41	N
A	F	24	67.00	1.62	25.53	S
A	M	21	72.00	1.73	24.06	S
A	M	24	71.00	1.70	24.57	S
A	M	22	86.00	1.85	25.13	N
A	M	25	71.00	1.80	21.91	N
A	M	22	70.00	1.73	23.39	S
A	M	22	63.50	1.63	23.90	S
L	F	20	61.00	1.73	20.38	S
L	F	21	76.00	1.70	26.30	S
L	F	21	55.00	1.62	20.96	S
L	F	23	60.00	1.61	23.15	N
L	F	24	59.80	1.63	22.51	S
L	F	23	49.80	1.60	19.45	S
L	F	22	58.00	1.60	22.66	N
L	M	22	87.00	1.78	27.46	N
L	M	22	71.00	1.79	22.16	S
L	M	20	58.00	1.65	21.30	N
L	M	25	90.00	1.80	27.78	N
L	M	22	74.00	1.75	24.16	S

Legenda: A: Carga Alinear; L: Carga Linear; M: Masculino; F: Feminino; IMC: Índice de Massa Corpórea; S: Sim; N: Não.

APÊNDICE D – DADOS DE PIMÁX E PICOS DE RMS DO ESTUDO

VALORES DE PImáx E PICOS DE RMS EM DIFERENTES MOMENTOS							
PImáx (cmH2O)	Pico de RMS de ESC na PImáx	Pico de RMS de ECOM na PImáx	Pico de RMS de ESC (MC)	Pico de RMS de ECOM (MC)	Pico de RMS de ESC com Carga máxima	Pico de RMS de ECOM com Carga máxima	Tipo de Carga
-110	0.0812	0.1460	0.0858	0.1335	0.0677	0.1108	A
-180	0.0293	0.0566	0.0521	0.5097	0.0442	0.0692	A
-170	0.0543	0.1033	0.1259	0.2009	0.0659	0.1352	A
-170	0.4200	0.2528	0.4881	0.1289	0.6763	0.2678	A
-140	0.1288	0.1230	0.2184	0.3094	0.1418	0.1886	A
-100	0.1629	0.4006	0.2107	0.3096	0.2038	0.3704	A
-160	0.0934	0.1775	0.1447	0.2006	0.1297	0.2347	A
-180	0.3485	0.3264	0.3132	0.2035	0.3150	0.2786	A
-200	0.3163	0.8259	0.3187	0.8307	0.2096	0.7096	A
-120	0.1340	0.1580	0.0950	0.1886	0.0778	0.1208	A
-260	0.4158	0.3951	0.1639	0.1686	0.3873	0.3210	A
-140	0.2160	0.7007	0.1676	0.5136	0.1768	0.5072	A
-180	0.0736	0.1194	0.0609	0.2570	0.1309	0.4630	L
-110	0.1580	0.1166	0.1166	0.0865	0.1575	0.1278	L
-160	0.0807	0.2602	0.1333	0.3265	0.1494	0.3774	L
-180	0.1883	0.5779	0.1970	0.6118	0.2122	0.6543	L
-110	0.2022	0.1258	0.3792	0.2633	0.3720	0.2712	L
-210	0.0796	0.3129	0.2096	0.3538	0.2855	0.4298	L
-160	0.1209	0.2073	0.1877	0.1931	0.1588	0.2468	L
-260	0.1493	0.4092	0.2020	0.6767	0.1775	0.6010	L
-200	0.3028	0.4067	0.2565	0.5155	0.3021	0.7037	L
-140	0.2144	0.2416	0.2415	0.1429	0.2951	0.2423	L
-30	0.0363	0.1624	0.0630	0.2886	0.0487	0.3018	L
-300	0.7208	0.8839	0.4666	0.2633	0.5138	0.8604	L

ANEXO A – INDICAÇÕES E CONTRA-INDICAÇÕES DA MANOVACUOMETRIA

INDICAÇÕES
<ul style="list-style-type: none"> • Avaliar a força dos músculos respiratórios em pacientes saudáveis ou com doenças pulmonares e/ou neuromusculares; • Avaliar a capacidade ventilatória e o desenvolvimento de insuficiência respiratória; • Prever retirada do suporte ventilatório; • Verificar o grau de anormalidade e monitorizar a progressão de doença dos músculos respiratórios; • Verificar a necessidade de utilização de ventilação mecânica invasiva ou não-invasiva; • Comparar a função dos músculos respiratórios no pré e pós-operatório; • Acompanhar a resposta à reabilitação muscular respiratória; • Avaliar a tosse.
CONTRA-INDICAÇÕES
<ul style="list-style-type: none"> • Hipertensão Arterial não-controlada; • Pneumotórax; • Angina Instável; • Aneurisma de aorta e cerebral; • Problemas Agudos do ouvido médio; • Infarto agudo do miocárdio; • Fístulas pleurocutâneas ou pulmonares; • Hérnias Abdominais e hidrocefalia; • Glaucoma ou deslocamento da retina;

Fonte: MACHADO, M.G.R. **Bases da Fisioterapia Respiratória: Terapia Intensiva e Reabilitação.** Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2008.

ANEXO B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA – CEP/NOVAFAPI****DECLARAÇÃO**

Declaramos para os devidos fins, que o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade NOVAFAPI (CEP/NOVAFAPI), após análise do projeto de pesquisa **“Análise Eletromiográfica dos Músculos Respiratórios em Indivíduos Saudáveis Submetidos a Diferentes Cargas de Treinamento Muscular Inspiratório.”** Processo CAAE nº. 0510.0.043.000-10, verificou que o mesmo atende o disposto na resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde – CNS/MS, e emitiu parecer favorável a realização do mesmo.

Teresina, 02 de fevereiro de 2011.


Francisca Tereza Coelho Matos
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa