



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA
PNEUMOCARDIOVASCULAR LAB - HUOL / EBSERH

EFEITOS AGUDOS DAS CARGAS INSPIRATÓRIAS NOS
VOLUMES DA PAREDE TORÁCICA E ATIVIDADE ELÉTRICA
DOS MÚSCULOS RESPIRATÓRIOS EM ADULTOS SAUDÁVEIS
E CRIANÇAS RESPIRADORES ORAIS

JÉSSICA DANIELLE MEDEIROS DA FONSÊCA

NATAL

2019

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA
PNEUMOCARDIOVASCULAR LAB - HUOL / EBSEH**

**EFEITOS AGUDOS DAS CARGAS INSPIRATÓRIAS NOS VOLUMES DA
PAREDE TORÁCICA E ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS
RESPIRATÓRIOS EM ADULTOS SAUDÁVEIS E CRIANÇAS
RESPIRADORES ORAIS**

JÉSSICA DANIELLE MEDEIROS DA FONSÊCA

Tese de Doutorado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Fisioterapia da Universidade Federal do
Rio Grande do Norte, para obtenção do
título de Doutor em Fisioterapia

Orientador: Prof. Dr. Guilherme
Augusto de Freitas Fregonezi

NATAL
2019

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN
Sistema de Bibliotecas - SISBI
Catalogação de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Setorial do Centro Ciências da Saúde - CCS

Fonseca, Jessica Danielle Medeiros da.

Efeitos agudos das cargas inspiratórias nos volumes da parede torácica e atividade elétrica dos músculos respiratórios em adultos saudáveis e crianças respiradores orais / Jessica Danielle Medeiros da Fonseca. - 2019.

118f.: il.

Tese (Doutorado em Fisioterapia) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. Natal, RN, 2019.

Orientador: Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi.

1. Eletromiografia - Tese. 2. Testes de função respiratória - Tese. 3. Músculos respiratórios - Tese. 4. Respiração oral - Tese. 5. Sujeitos saudáveis - Tese. I. Fregonezi, Guilherme Augusto de Freitas. II. Título.

RN/UF/BS-CCS

CDU 615.8:612.744

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA
PNEUMOCARDIOVASCULAR LAB - HUOL / EBSERH

COORDENADOR DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Prof^a. Dr^a. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA
PNEUMOCARDIOVASCULAR LAB - HUOL / EBSERH

**EFEITOS AGUDOS DAS CARGAS INSPIRATÓRIAS NOS VOLUMES DA
PAREDE TORÁCICA E ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS
RESPIRATÓRIOS EM ADULTOS SAUDÁVEIS E CRIANÇAS
RESPIRADORES ORAIS**

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi – Presidente – UFRN

Prof^a. Dr^a. Raquel Rodrigues Britto – UFMG

Dr. Antônio José Sarmiento da Nóbrega

Prof^a. Dr^a Vanessa Regiane Resqueti Fregonezi – UFRN

Prof. Dr. Rêncio Bento Florêncio – FANEC

Aprovada em ___/___/___.

Dedicatória

**Dedico este trabalho a minha
família que mesmo a distância
sua torcida e apoio sempre se
fez presente.**

Agradecimentos

Este trabalho não é resultado apenas de um esforço individual. Ele nasce de significativas contribuições que recolhi durante minha trajetória acadêmica. Expresso aqui os meus sinceros agradecimentos a todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a concretização desta Tese de Doutorado, em particular, a toda equipe participante do ambulatório de Otorrinolaringologia do HUOL, em especial a Prof^a Dr^a Valéria Soraya de Farias Sales por toda disponibilidade, carinho, atenção e ajuda nesses anos de trabalho. Aos voluntários e às crianças avaliadas, seus pais e responsáveis por acreditarem na importância e na contribuição científica desta pesquisa. A dedicação de vocês fez este trabalho menos árduo.

Agradeço a Deus pelo dom da vida e por ter me dado serenidade para enfrentar as adversidades que encontrei nesta caminhada.

Aos meus pais Maria José Medeiros da Fonsêca e Antônio Jaques da Fonsêca, que me deram a vida e me ensinaram a vivê-la com dignidade, respeito e humildade e por serem meu porto seguro. Minha mãe pelo exemplo de mulher, esposa, mãe, profissional exemplar e amiga exercendo todas estas fâcies em plena excelência, eu cresci, mas continuo querendo ser igual a você; A meu Pai, obrigada por passar tantas noites em claro para que eu possa ter uma noite de sono tranquila. Obrigada pelo exemplo de luta e dedicação, pelo respeito e incentivo as minhas escolhas, por nunca terem medido esforços para que eu pudesse alcançar os meus objetivos, obrigada pelos conselhos, pelas inúmeras vezes que abriram mão de seus sonhos para que eu pudesse realizar os meus. A honra dessa conquista é de vocês.

À minha família por serem meu pilar e mostrar-me que eu sempre terei um local seguro onde possa voltar, por terem me aguentado, entendido e me apoiado nas divergências da vida. Em especial aos meus irmãos Joyce e Diego e aos meus sobrinhos e cunhada Davyd, Lucy, Luna, Tarso e Renata pelos momentos de descontração e por alegrarem a casa. Aos meus avós Tibúrcio, Zelita (*in memoriam*) e Isabel (*in memoriam*) pelas sábias palavras. Obrigada por todo carinho e amor. Aos meus amores pretos por sempre me fazerem sorrir e sentir amada. Obrigada por iluminarem minha vida.

Aos meus grandes amigos, afinal o que seria de mim sem vocês? Vocês fazem parte da minha história e me sinto lisonjeada por contar com o apoio, ajuda e carinho de todos. Aos colegas que a fisioterapia me presenteou, pelo laço de irmandade construído, pelos momentos de descontração, carinho e alegria. Agradeço a Ícaro Diogo e a toda sua família

por serem representação da minha própria família quando estou em Natal, por ter aberto sua casa e sempre me acolhido da melhor maneira possível, desde o acolhimento caloroso de Tiffany até a frase acolhedora de Dona Creusa “Mas porque voce já vai?” quando estou de saída, independentemente do tempo que tenha me hospedado; “Os que a química junta, distância nenhuma separa”, essa frase define a amizade formada pelos corredores da UFPB, obrigada a todos pela alegria, torcida e apoio. Saber que vou reencontrá-los faz a ida a João Pessoa ser minha opção favorita de passeio sempre. Às minhas amigas de sempre, as irmãs que a vida me deu, pelo apoio e irmandade, nossa amizade é motivo de muito orgulho. Agradeço aquela que foi minha primeira orientadora e hoje integra esta lista de amigos, a Prof. Dra. Karla Magnani, por todo seu apoio, torcida e disponibilidade. Ao “rolezinho milano” por alegrarem minha passagem por Milão, por toda ajuda e diversão, foi uma honra conhecer a história de cada uma de vocês, *ci vediamo dopo ragazze*. As amigas Kadja Benício e Palomma Araújo por toda ajuda durante as avaliações, pelos sábios conselhos e pelo companheirismo nos momentos tortuosos. Obrigada a todos pela amizade carinho e a honra de poder chamá-los de amigos.

Aos colegas do Lab 6 Campus/UFRN e PneumoCardioVascular Lab HUOL/EBSERH, obrigada a cada um de vocês pela acolhida por e terem tornado minha adaptação a morada em Natal mais fácil, obrigada pela ajuda nas coletas, por todos os conhecimentos repassados, pelos sorrisos e por todos os momentos de descontração. Agradeço as colegas do TBMLab Milano por toda hospitalidade e por sempre estarem disponíveis a ajudar apesar do pouco tempo de convívio.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi por ter me aceito como sua orientanda, pela atenção dispensada, pelo conhecimento compartilhado durante os últimos anos e pela realização deste trabalho. Obrigada por todos os ensinamentos. E ao Prof. Dr. Andrea Aliverti pela acolhida na Itália, pelo exemplo de professor, a dimensão de seu conhecimento e de sua humildade são realmente admiráveis, obrigada por todos os seus ensinamentos e por ter aberto sua casa no momento ao qual estava distante da minha.

Agradeço às Professoras Dr^a Lucien Gualdi, Dr^a Íllia Nadinne e Dr^a Vanessa Resqueti por toda a ajuda, interesse e serenidade, pelo exemplo de mulheres e pesquisadoras. Meu respeito e admiração por vocês sempre.

A todos os Professores que contribuíram para meu crescimento e aos funcionários por carinhosamente serem sempre prestativos.

A todos o meu MUITO OBRIGADA!

Lista de Abreviaturas

%	Porcentagem
%pred.	Porcentagem do predito
Δ EEV	Varição do volume pulmonar expiratório final
Δ EIV	Varição do volume pulmonar inspiratório final
Ab	Abdômen
Ag/AgCl	Prata/Cloreto de Prata
ATS	American Thoracic Society
BMI	Body Mass Index
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
cmH ₂ O	Centímetros de Água
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
COPD	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
CPT	Capacidade Pulmonar Total
CRF	Capacidade Residual Funcional
CVF	Capacidade Vital Forçada
CW	Parede torácica
EBSERH	Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares
ECG	Eletrocardiográfico
ERS	European Respiratory Society
ES	Tamanho do efeito
F	Feminino
Fc	Frequência cardíaca
FEF _{25-75%}	Fluxo expiratório forçada entre 25-75% da manobra de CVF
Flow _E	Fluxo expiratório
Flow _I	Fluxo inspiratório
FR	Flow Resistance
HUOL	Hospital Universitário Onofre Lopes
Hz	Hertz
IC	Porção Paraesternal Intercostal
IMC	Índice de massa corporal
IQ	Intervalo interquartil

ISEK	International Society Electrophysiology Kinesiology
Kg	Quilogramas
L	Litros
L/s	Litros/segundos
M	Masculino
m	Metros
MB	Mouth breathing
MBS	Mouth breathing syndrome
MEP	Pressão Expiratória Máxima
MIP	Pressão Inspiratória Máxima
MIP _{20%}	Grupo com uso de carga de 20% da pressão inspiratória máxima
MIP _{40%}	Grupo com uso de carga de 40% da pressão inspiratória máxima
ms	microsegundo
MV	Volume minuto
n	numero
OEP	Pletismografia Optoeletrônica
OMS	Organização mundial da saúde
PEF	Pico de fluxo expiratório
PT	Pressure Threshold
QB	Respiração em repouso
RA	Reto abdominal
RCa	Caixa Torácica Abdominal
RCp	Caixa Torácica Pulmonar
Rec	Respiração espontânea
RMS	Root Mean Square
RO	Respiração oral
RR	Frequência respiratória
SCL	Escaleno
SCM	Esternocleidomastóideo
sEMG	Eletromiografia de superfície
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
SNIP	Pressão Inspiratória Nasal de Sniff
SpO ₂	Saturação periférica de oxigênio
SRO	Síndrome do Respirador Oral

TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
T _E	Tempo expiratório
T _I	Tempo inspiratório
TMI	treinamento muscular inspiratório
T _{TOT}	Tempo total do ciclo respiratório
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UFRN	Universidade Federal do Rio Grande do Norte
VEF ₁	Volume Expiratório Forçado no 1º Segundo
VEF ₁ /CVF	Índice de Tiffeneau
VR	Volume residual
<i>vs</i>	<i>versus</i>
V _T	Volume corrente
WHO	World Health Organization
β	Poder
η _p ²	Eta parcial
μV	Microvolt

Lista de Figuras

Metodologia da tese

Figura 1. Escala modificada de BORG	33
Figura 2. Escala de dispneia infantil OMNI.....	34
Figura 3. Sistema de Plestimografia Optoeletronica	37
Figura 4. Disposição dos marcadores reflexivos da OEP.....	38
Figura 5. Modelo 3D com compartimentos da parede torácica.....	38
Figura 6. Posicionamento dos eletrodos	40
Figura 7. Sinais eletromiográficos durante os momentos respiração tranquila, uso de cargas e recuperação brutos (superior) e após processamento (inferior).....	41

Artigo 1

Figure 1. Study design	47
Figure 2. Variations of chest wall and its compartments tidal volume.	49
Figure 3. Variations of chest wall and its compartments operational volumes.....	50
Figure 4. Percentage of respiratory muscle activation	52

Artigo 2

Figure 1. Demonstration of tidal volume variation during the steps of quiet breathing, use of inspiratory load and recovery (A). And comparison of the volume curve in the increment of pressure threshold (B) and flow resistance (C) load	74
Figure 2. Study design.....	75
Figure 3. Variations of tidal volume of chest wall and its compartments	76
Figure 4. Variations in operational volumes of chest wall and its compartments.....	77
Figure 5. Percentage of respiratory muscle activation	78

Lista de Anexos

ANEXO A. Classificação do IMC de crianças e adolescentes do sexo feminino de acordo com a Organização Mundial da Saúde	93
ANEXO B. Classificação do IMC de crianças e adolescentes do sexo masculino de acordo com a Organização Mundial da Saúde	94
ANEXO C. Parecer de aprovação do projeto de pesquisa 1 pelo CEP/HUOL	95
ANEXO D. Parecer de aprovação do projeto de pesquisa 2 pelo CEP/HUOL	99
ANEXO E. Comprovação de submissão do artigo 2	103

Lista de Apêndices

APÊNDICE A. Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) – Artigo 1	105
APÊNDICE B. Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) – Artigo 2.....	108
APÊNDICE C. Ficha de avaliação	111

SUMÁRIO

Dedicatória	v
Agradecimentos	vi
Lista de Abreviaturas	viii
Lista de Figuras	xi
Lista de Anexos	xii
Lista de Apêndices	xii
RESUMO	17
ABSTRACT	19
1 INTRODUÇÃO	21
1.1. ANATOMIA E FISIOLOGIA RESPIRATÓRIA	26
1.2. RESPIRAÇÃO ORAL.....	26
1.2.1 Repercussões da SRO	26
1.2.2. Repercussões respiratórias da SRO	26
1.3. SOBRECARGAS INSPIRATÓRIAS	26
1.4. PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA	26
1.5. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.....	29
1.6. FUNDAMENTOS PARA OS ARTIGOS	29
1.7. OBJETIVOS	30
2. MATERIAIS E MÉTODOS	32
2.1. PROCEDIMENTOS	33
2.1.1. Sinais Vitais	33
2.1.2. Medidas antropométricas	34
2.1.3. Volumes e capacidades pulmonares	34
2.1.4. Força muscular respiratória	35
2.1.5. Pletismografia optoeletrônica	36
2.1.6. Eletromiografia de superfície	39
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO	42
3.1. ARTIGO 1. ACUTE EFFECTS OF INSPIRATORY LOADS AND INTERFACES ON BREATHING PATTERN AND ACTIVITY OF RESPIRATORY MUSCLES IN HEALTHY SUBJECTS	44
3.1.1. Abstract	33
3.1.2. Introduction	34

3.1.3. Materials and methods	345
3.1.3.1. Type of study and subjects	345
3.1.3.2. Pulmonary function	345
3.1.3.3. Optoelectronic plethysmography	345
3.1.3.4. Surface electromyography (sEMG)	346
3.1.3.5. Inspiratory load	346
3.1.3.6. Randomization and study design	346
3.1.3.7. Data processing	46
3.1.3.8. Sample size and statistical analysis	46
3.1.4. Results	47
3.1.4.1. Chest wall and compartmental volumes	47
3.1.4.2. Electrical activity of respiratory muscles	48
3.1.4.3. Power and effect size	48
3.1.5. Discussion	48
3.1.6. Conclusion	53
3.1.7. References	53
3.2. ARTIGO 2. BREATHING PATTERN AND MUSCLE ACTIVITY USING DIFFERENT INSPIRATORY RESISTENCE DEVICES IN CHILDREN WITH MBS	55
3.2.1. Abstract	57
3.2.2. Introduction	58
3.2.3. Methods	59
3.2.3.1. Type of study and subjects	59
3.2.3.2. Randomization and study design	59
3.2.3.3. Pulmonary function and respiratory muscle strength	60
3.2.3.4. Optoelectronic plethysmography	60
3.2.3.5. Surface electromyography	61
3.2.3.6. Inspiratory load	61
3.2.3.7. Sample size and statistical analysis	62
3.2.4. Results	63
3.2.4.1. Chest wall volumes	63
3.2.4.2. Electrical activity of respiratory muscles	64
3.2.4.3. Power and effect size	65
3.2.5. Discussion	65

3.2.6. Reference.....	71
4. CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	84
5 REFERÊNCIAS	87
ANEXOS	87
APÊNDICES	104
Lista de publicações.....	114
Premiações.....	117

RESUMO

Introdução: A respiração oral (RO), mais comumente encontrada em crianças, é uma desordem respiratória na qual é adotado o modo respiratório oral suplementar ou substituto da respiração nasal normal. Esta desordem acarreta em desequilíbrio do sistema estomatognático, que leva a alterações estruturais nas mandíbulas, alterações na postura, fala, deglutição, sono e na respiração. A respiração nasal é a fisiológica e apresenta vantagens quando comparada a respiração por via aérea oral, apesar disto, os dispositivos de resistência respiratória disponíveis no mercado utilizam apenas bocais (via aérea oral). O uso de sobrecargas inspiratórias tem por objetivo melhorar a *endurance* e força muscular para gerar melhora da função pulmonar, para isto é relatado na literatura diferentes modalidades de treinamento muscular respiratório. Com base no que foi descrito a presente tese apresenta duas produções decorrentes da sua linha de pesquisa: **1)** um estudo do uso de sobrecargas inspiratórias com diferentes interfaces em sujeitos adultos saudáveis e **2)** um segundo estudo do uso de sobrecargas inspiratórias por meio da via aérea nasal com diferentes dispositivos de resistência inspiratórias em crianças respiradores orais. **Objetivos:** O objetivo de presente tese foi avaliar os efeitos agudos de diferentes intensidades de sobrecargas inspiratórias, diferentes interfaces e diferentes dispositivos de resistência inspiratória no padrão respiratório e na atividade dos músculos respiratórios de sujeitos adultos saudáveis e de crianças respiradores orais. **Métodos:** **1)** Vinte adultos saudáveis foram recrutados e divididos em dois grupos com base na intensidade da carga inspiratória (20 e 40% da pressão inspiratória máxima) por meio de alocação cruzada aleatória. Os indivíduos foram avaliados durante a respiração tranquila, respirando com carga inspiratória e recuperação. As medidas foram repetidas usando duas interfaces diferentes (nasal e oral). **2)** Trinta e nove crianças com síndrome da respiração oral (SRO) foram randomizadas em dois grupos com base na intensidade da carga inspiratória (20% e 40% da pressão inspiratória máxima). As crianças foram avaliadas durante a respiração tranquila, respirando com carga inspiratória por meio da via aérea nasal e recuperação. As medições foram repetidas durante o uso de dois dispositivos distintos (limiar pressórico e resistência ao fluxo). Em ambos os estudos durante o protocolo de intervenção os volumes da parede torácica e a atividade dos músculos respiratórios foram avaliados por meio da pletismografia optoeletrônica e da eletromiografia de superfície, respectivamente. **Resultados:** **1)** Durante a aplicação da carga inspiratória, foram observadas alterações significativas na frequência respiratória

($p < 0.04$), tempo inspiratório ($p < 0.02$), ventilação minuto ($p < 0.04$), volume corrente ($p < 0.01$), volume inspiratório final ($p < 0.04$), volume expiratório final ($p < 0.03$) e atividade dos músculos escaleno, esternocleidomastoideo e porção paraesternal do músculo intercostal (valores de %RMS, $p < 0.01$) quando comparados com a respiração tranquila, independentemente da intensidade de sobrecarga ou da interface aplicada. A aplicação da carga inspiratória gerou aumento do volume corrente ($p < 0.01$), volume inspiratório final ($p < 0.01$) e da atividade elétrica dos músculos escaleno e esternocleidomastoideo ($p < 0.01$) com o uso da interface nasal quando comparado a oral. **2)** Durante a aplicação da carga inspiratória ocorreram mudanças significativas na frequência respiratória ($p < 0.04$), tempo inspiratório ($p < 0.02$), tempo total do ciclo respiratório ($p < 0.02$), volume minuto ($p < 0.03$), volume corrente ($p < 0.01$) e na atividade muscular do escaleno e esternocleidomastoideo (valores de %RMS, $p < 0.01$) quando comparado à respiração tranquila e recuperação, independentemente do nível de carga e dispositivo aplicado. A aplicação de carga utilizando o aparelho resistência a fluxo mostrou um aumento maior no volume corrente ($p < 0.02$) e o volume inspiratório final ($p < 0.02$) quando comparado ao limiar pressórico. **Conclusões:** Ambos os estudos abrem novas perspectivas fisiológicas e terapêuticas. Tratam-se de estudos precursores em relação a avaliação dos volumes e compartimentos da parede torácica, bem como a análise da atividade elétrica da musculatura respiratória em resposta a sobrecargas inspiratórias por meio das interfaces nasal e oral. O estudo 1 demonstrou que a adição de carga inspiratória tem um efeito significativo no padrão respiratório e na atividade elétrica dos músculos respiratórios, sendo estes efeitos maiores quando a interface nasal é aplicada. O estudo 2 mostra que a adição de carga inspiratória utilizando uma interface nasal tem um efeito positivo no padrão respiratório e na atividade elétrica dos músculos inspiratórios, e o dispositivo FR foi mais efetivo para geração de volume pulmonar.

Palavras-Chave: Eletromiografia; Testes de Função Respiratória; Sujeitos saudáveis; Músculos respiratórios; Respiração oral; Crianças.

ABSTRACT

Introduction: Mouth breathing (MB) most commonly found in children is a respiratory disorder in which the subject adopts an oral mode to supplement or totally replace the normal nasal breathing. This disorder results in an imbalance of the stomatognathic system, which leads to structural changes in the jaws and changes in posture, speech, swallowing, sleep and breathing. Nasal breathing is the physiologic pattern and has advantages when compared to oral breathing. However, the respiratory resistance devices available in the market use mouthpieces (oral airway). The use of inspiratory overloads aims to improve endurance and muscle strength to improve lung function, for this, different modalities of respiratory muscle training have been reported in the literature. Based on what has been described this thesis presents two studies resulting from its research line: **1)** a study of the use of inspiratory overloads with different interfaces in healthy adult subjects and **2)** a second study of the use of inspiratory overloads via nasal airway with different inspiratory resistance devices in mouth breathing children. **Aims:** The aim of this thesis was to evaluate the acute effects of different inspiratory overloads intensities, different interfaces and different inspiratory resistance devices on the breathing pattern and respiratory muscle activity of healthy adult subjects and mouth breathing children. **Methods:** **1)** Twenty healthy adults were recruited and assigned to two groups based on inspiratory load intensity (20 and 40% of the Maximal Inspiratory Pressure) by way of randomized crossover allocation. Subjects were evaluated during quiet breathing, breathing against inspiratory load, and recovery. The measurements were repeated using two different interfaces (nasal and oral). **2)** Thirty-nine children with mouth breathing syndrome (MBS) were randomized into two groups based on inspiratory load intensity (20% and 40% of the Maximal Inspiratory Pressure). These children were assessed during quiet breathing, breathing against inspiratory load via nasal airway and recovery. The measurements were repeated using two different devices (pressure threshold and flow resistance). In both studies during the intervention protocol, chest wall volumes and respiratory muscles activity were evaluated by optoelectronic plethysmography and surface electromyography, respectively. **Results:** **1)** During the application of inspiratory load, significant changes were observed in the respiratory rate ($p < 0.04$), inspiratory time ($p < 0.02$), minute ventilation ($p < 0.04$), tidal volume ($p < 0.01$), end-inspiratory volume ($p < 0.04$), end-expiratory volume ($p < 0.03$), and in the activity of the scalene, sternocleidomastoid, and parasternal portion of the intercostal

muscles (RMS values, $p < 0.01$) when compared to quiet breathing, regardless of the load level or the interface applied. Inspiratory load application generated an increase in the tidal volume ($p < 0.01$), end-inspiratory volume ($p < 0.01$), and electrical activity of the scalene and sternocleidomastoid muscles ($p < 0.01$) with the use of nasal interface when compared to oral. **2)** During the application of inspiratory load, significant changes occurred in respiratory rate ($p < 0.04$), inspiratory time ($p < 0.02$), total time of respiratory cycle ($p < 0.02$), minute volume ($p < 0.03$), tidal volume ($p < 0.01$) and scalene and sternocleidomastoid muscles activity (RMS values, $p < 0.01$) when compared to quiet spontaneous breathing and recovery, regardless of load level or device applied. The application of inspiratory load using the flow resistance device showed an more increase in the tidal volume ($p < 0.02$) and end-inspiratory volume ($p < 0.02$) when compared to pressure threshold. **Conclusion:** Both studies open new physiological and therapeutic perspectives. These are precursor studies regarding the assessment of chest wall volumes and compartments, as well as the analysis of the electrical activity of respiratory muscles. Study 1 shows that the addition of inspiratory loading has a significant effect on the breathing pattern and electrical activity of respiratory muscles, and these effects are greater when the nasal interface is applied. Study 2 shows that the addition of inspiratory loading using a nasal interface has a positive effect on the breathing pattern and electrical activity of inspiratory muscles, and the FR device was more effective for lung volume generation.

Keywords: Electromyography; Respiratory Function Tests; Healthy subjects; Respiratory muscles; Mouth breathing; Children.

1 INTRODUÇÃO

1.1. ANATOMIA E FISIOLOGIA RESPIRATÓRIA

A “respiração normal” é definida pelo termo “respiração corrente” referente aos volumes relativamente constantes que entra e sai do pulmão – inspiração e a expiração, respectivamente – a cada ciclo respiratório, chamado de volume corrente.¹ Durante um ciclo respiratório diversos músculos atuam sobre a parede torácica para permitir a inspiração e a expiração. Estes músculos podem ser classificados em primários e acessórios, estando o movimento do músculo diafragma prioritariamente relacionado com a respiração normal e os músculos intercostais, escalenos, esternocleidomastóide, peitoral maior e abdominais, auxiliando-o, em resposta a um aumento na demanda respiratória.²

O músculo diafragma apresenta duas porções distintas (costal e crural) e a inspiração ocorre quando este se contrai deprimindo sua cúpula, momento em que sua porção crural empurra o conteúdo abdominal, comprimindo-o. Simultaneamente, a sua porção costal atua nas costelas inferiores as puxando e elevando-as, promovendo, desse modo, uma pressão subatmosférica, que irá promover a entrada de ar e conseqüentemente o aumento do volume torácico. Durante o seu relaxamento, o recuo elástico é responsável pela expiração, que ocorre de forma passiva durante a respiração normal.² À medida em que ocorre o aumento da demanda respiratória os músculos acessórios atuam auxiliando a ação do músculo diafragma. Ao serem recrutados durante a inspiração forçada os músculos intercostais externos, a porção paraesternal dos intercostais internos, peitoral maior, escalenos e o esternocleidomastoide se contraem e elevam as costelas e o esterno, aumentando o gradil costal favorecendo a inspiração. Já os músculos abdominais ao se contraírem comprimem e aumentam a pressão na cavidade abdominal, além de deprimirem as costelas inferiores, junto a porção interóssea dos músculos intercostais internos, favorecendo a depressão das últimas costelas e, desse modo, a eficiência da expiração.^{2,3}

O ato de respirar é um processo biológico vital que, em condições normais, ocorre pelo nariz. No entanto, um aumento na resistência a passagem de ar nasal causado principalmente por obstruções pode desencadear a respiração oral de modo parcial ou total. Ambas as alternativas de passagem de ar convergem na orofaringe. Existem diferenças mecânicas entre as vias aéreas nasal e oral. A via aérea nasal tem uma maior resistência ($RN = 0,68 \text{ cmH}_2\text{O L}^{-1} \text{ s}^{-1}$ a $0,5 \text{ L s}^{-1}$) e é relativamente fixa, regulada pelos músculos alares e pela mucosa nasal. Por outro lado, a via aérea oral apresenta menor

resistência ($RO = 0,51 \text{ cmH}_2\text{O L}^{-1} \text{ s}^{-1}$ a $0,5 \text{ L s}^{-1}$), no entanto, é bastante variável em resposta à abertura da boca.^{4,5}

A passagem de ar pelo nariz oferece benefícios em relação a oral como a filtração, umidificação e o aquecimento do ar inspirado. Um sujeito adulto respira em torno de 10.000 – 20.000 litros de ar por dia e a maior parte deste ar movendo-se através das cavidades nasais para o pulmão.^{6,7} A cavidade nasal, bem como todo o trato respiratório superior é revestido por epitélio pseudoestratificado colunar ciliado.⁶ O epitélio nasal é o primeiro local de interação entre os fatores de risco ambientais e o trato respiratório, e atua como linha de defesa primária do sistema respiratório, através de sua barreira física e das funções imunológicas.^{6,8}

Durante a inspiração nasal o fluxo de ar inalado se difunde pelas cavidades nasais e gera um fluxo turbulento que promove um maior contato do ar inspirado com o revestimento nasal. O nariz funciona como um filtro adaptado que captura partículas irritantes e as expulsa através de espirros ou limpeza, mecanismos importantes na proteção do pulmão contra patógenos do ar.⁷ Aproximadamente 80 – 90% das partículas pequenas presentes no ar inalado são capturadas pelos cílios das células epiteliais nasais, estes batem ritmicamente cerca de 1000 vezes por minuto e transportam a camada muco viscosa das vias aéreas em direção a nasofaringe, onde posteriormente será eliminado por deglutição ou expectoração.^{6,9} Já ao fornecer ar quente e umidificado, a constrição das vias aéreas pode ser minimizada pela redução da resistência das vias aéreas, além disso, melhora a função mucociliar por meio da melhor eficácia dos movimentos ciliares nas vias aéreas superiores, facilitando a eliminação de secreções. Por fim a falha na filtração, umidificação e aquecimento do ar inspirado estimula uma maior presença de leucócitos no sangue, aumentando a hipersensibilidade pulmonar e diminuindo seus volumes e capacidade.¹⁰

Adicionalmente a função de barreira física, as células epiteliais das vias aéreas atuam regulando a imunidade inata e adaptativa. O contato do agente patógeno presente no ar inspirado com o epitélio das vias aéreas resulta na produção de substâncias antivirais, importantes na resposta imune inata imediata. Além de permitir uma depuração eficaz através do sistema adaptativo, em resposta ao recrutamento de células inflamatórias, que gera uma rápida eliminação do patógeno.⁸

1.2. RESPIRAÇÃO ORAL

A respiração oral (RO) é caracterizada como uma síndrome, que envolve respiração suplementar mista ou oral substituta do modo respiratório exclusivamente nasal,¹¹ por um período maior que seis meses.¹² É mais presente na infância, tendo diferentes causas, e por este motivo denomina-se Síndrome do Respirador Oral (SRO).¹³ Dentre os fatores associados a esta síndrome destacam-se: fatores genéticos, hábitos orais inadequados e a obstrução nasal.¹⁴

Devido sua etiologia multifatorial, diferentes autores relataram como causas mais comuns a hipertrofia de amígdalas, rinite alérgica, desvio de septo nasal, hipertrofia de adenoide e tonsilas palatinas. Estas causas ocasionam a obstrução das vias aéreas superiores, tendo como consequência a RO, com a finalidade de facilitar a respiração.¹⁵⁻¹⁸ O hábito oral inadequado, quando há ocorrência da RO sem presença de obstrução nasal, também apresenta repercussões semelhantes.¹²

Existem relatos da prevalência da SRO no Brasil e em outros países. No Brasil, o estudo realizado por Felcar e col.¹⁹ constatou uma prevalência de 56,8% de RO ao avaliarem 408 crianças de 6 – 11 anos. Outro estudo nacional realizado na região do Nordeste no estado do Pernambuco avaliou 150 crianças entre 8 e 10 anos matriculadas no Projeto Santo Amaro, observando uma prevalência de 53,3% de RO.²⁰ No Reino Unido um estudo de coorte realizou o acompanhamento de crianças caucasianas do nascimento até a idade de 15 anos, tendo amostra final de 3.586 sujeitos e destes 16,2% apresentaram RO.²¹ Na Albânia, na cidade de Tirana um estudo com 2.617 crianças e adolescentes de 7 a 17 anos, apontou a RO como o segundo maior hábito oral, estando presentes em 23,2% dos avaliados.²² Sendo estas diferenças percentuais explicadas pelas diferentes metodologias utilizadas como critérios diagnóstico da RO.^{19, 20}

1.2.1 Repercussões da SRO

Desde o nascimento, as crianças apresentam o modo de respiração nasal, que irá lhe proporcionar o desenvolvimento adequado, fisiológico e anatomicamente harmonioso da face e tronco. As alterações no desenvolvimento fisiológico natural, que acontecem com a RO, determinam modificações em diversos sistemas estomatognático, musculoesquelético, respiratório e alterações posturais.¹²

Uma modificação do modo respiratório para oral é acompanhada por transformações funcional e morfológica, que acarretará em alteração na posição e direção de crescimento das mandíbulas, evidenciadas por meio de maiores ângulos inferiores e

superiores, no posicionamento da língua, que irá descansar em uma posição baixa sobre a cavidade oral na tentativa de aumentar o espaço aéreo e facilitar a respiração, além de desequilíbrios musculares orais e periorais.^{15, 18, 23, 24}

Cuccia, Lotti e Caradonna²⁵ expõem que a SRO gera aumento na elevação e extensão da cabeça em relação à coluna cervical, alterando a força que a musculatura exerce sobre a língua, bochechas e lábios em cima do arco maxilar, expondo também, que quando ocorrer regularização dessa respiração (de oral para nasal), precocemente na adolescência, tende a ocorrer uma normatização nas desordens craniofaciais. A anteriorização do pescoço na SRO tem a finalidade de facilitar a entrada do ar pela boca. Com isto, estes indivíduos apresentam diminuição do espaço da nasofaringe e orofaringe, além de alteração no posicionamento do osso hióide – que se posiciona superior a 3º vertebra cervical e a mandíbula, ocasionando um traçado triangular do hióide negativo, tendo este correlação com asma, apneia do sono e amígdalas hipertróficas.²³

Além disso, distúrbios do sono infantis também estão relacionados à RO, sendo uma de suas características mais evidente.²⁶ O aumento da resistência de vias aéreas superiores favorece a apneia do sono e desse modo ocasiona a fragmentação do sono, resultando no quadro de sonolência diurna excessiva, sendo está associada a uma pior qualidade de vida.²⁷ Também há relatos na literatura da dificuldade de aprendizado nessas crianças, relacionando a obstrução nasal a apneia e hipoxemia noturna, responsáveis por déficits cognitivos e de aprendizado.²⁸ Adicionalmente, estudos relatam diversas repercussões da RO, tais como desequilíbrios nutricionais,¹⁷ auditivos,²⁹ comportamentais,³⁰ respiratórias e na capacidade de exercício.³¹

1.2.2 Repercussões respiratórias da SRO

Com intuito de manter a via aérea e facilitar a respiração, a RO acarreta em protrusão da cabeça.¹⁹ A anteriorização e extensão da posição da cabeça, em resposta ao estreitamento do espaço aéreo da faringe, são meios para facilitar o trajeto da passagem de ar e favorecer desse modo à entrada de ar para as vias aéreas inferiores.³²

Silveira e col.³³ relatam que respiradores orais ao anterozarem a cabeça geram um aumento da cifose torácica que leva a alterações na mecânica respiratória, relacionadas a uma redução da capacidade vital nos valores espirométricos, associando desse modo às alterações posturais a uma pior função pulmonar. A desordem postural iniciada na coluna cervical também irá influenciar negativamente a contração do

diafragma e dos músculos abdominais, desfavorecendo o sinergismo desses músculos, resultando em diminuição da expansão torácica e das pressões respiratórias máximas.¹¹ Associado ao trabalho reduzido do diafragma ocorre redução da expansão torácica. Adicionalmente, a RO exige um menor esforço muscular, em resposta ao aumento do calibre das vias aéreas, que associado à inibição de nervos aferentes nasais, responsáveis pelo controle da profundidade da respiração, resultam em enfraquecimento da musculatura respiratória.^{11, 12}

As implicações da RO durante a infância na função ventilatória na idade adulta foi o objetivo do estudo realizado por Milanesi e col.,³¹ tendo observado que a RO na infância acarretou na diminuição da força muscular respiratória e capacidade funcional ao exercício na idade adulta. Adicionalmente, Hitos e col.²⁹ relatam a importância de uma abordagem multidisciplinar na detecção precoce da RO, uma vez que as consequências estruturais e função da RO sejam minimizadas.

Held e colaboradores³⁴ realizaram um protocolo de treinamento muscular e de respiração nasal em crianças respiradoras orais e relatam melhoras na força muscular respiratória e no fluxo respiratório nasal, sendo expostos por esses autores a importância do treinamento respiratório nasal para restabelecimento do volume pulmonar e elasticidade das narinas nos sujeitos estudados. Entretanto, contribuições sobre o uso da via aérea nasal e oral durante a sobrecarga inspiratória em respiradores orais ainda não são bem compreendidas.

1.3. SOBRECARGAS INSPIRATÓRIAS

Os músculos respiratórios são essenciais para a vida humana e assim como os demais músculos esqueléticos, sofrem alterações em sua composição em resposta a uma sobrecarga de treinamento, tendo, dessa forma que ser respeitada sua atividade específica a fim de não sobrecarregar a mecânica respiratória.³⁵ Sua principal função é deslocar ritmicamente a parede do tórax para possibilitar a ventilação pulmonar e manter os gases sanguíneos arteriais dentro dos limites normais. Comparados com os músculos esqueléticos periféricos, os músculos respiratórios são caracterizados por maior resistência à fadiga, fluxo sanguíneo aumentado, maior capacidade oxidativa e densidade capilar mais elevada. Sua posição de repouso é determinada pelo equilíbrio entre as forças de recolhimento elástico dos pulmões e da parede torácica.

O uso da sobrecargas inspiratória visa aumentar a resistência e a força muscular respiratória para favorecer a função pulmonar,³⁶ melhorar a capacidade funcional³⁷ e a eficácia na depuração das vias aéreas brônquicas.³⁸ Portanto, o uso de sobrecargas inspiratórias, tem sido utilizado como método de treinamento muscular inspiratório (TMI).³⁹ Três modalidades de de sobrecarga inspiratória foram descritas na literatura: hiperpneia isocápnica voluntária, carga resistiva ao fluxo e carga limiar pressórica.⁴⁰

A hiperpneia isocápnica voluntária é um método alternativo, no qual o indivíduo mantém altos níveis de ventilação em condições isocápnicas e tem por objetivo alcançar um volume minuto predeterminado durante 15 a 30 min/dia. O uso de dispositivos de sobrecargas inspiratórias na modalidade linear pressórica independe do fluxo, a resistência é pré-determinada, exigindo do indivíduo produza um esforço inspiratório que gere uma pressão subatmosférica capaz de ultrapassar a carga imposta, esta carga é do tipo *spring-load* (mola) mensurada em centímetro de água (cmH₂O). Em dispositivos de resistência do fluxo inspiratório, os sujeitos realizam inspirações por meio de um orifício de diâmetro variável, quanto menor o diâmetro do orifício, maior a carga inspiratória resistiva.⁴⁰ No entanto, nesta última modalidade de treinamento os dispositivos dependiam do fluxo inspiratório gerado pelo sujeito. Essa limitação foi superada na inovação de dispositivos eletrônicos.

A nova geração de dispositivos de sobrecarga inspiratória, é baseada em uma carga resistiva de fluxo variável controlada eletronicamente. É relatado que seu uso favorece cargas de treinamento mais altas e melhor função inspiratória quando comparado aos dispositivos de limiar de pressão.⁴¹ No entanto, poucos estudos avaliaram os mecanismos compensatórios do sistema respiratório envolvidos durante o uso de dispositivos controlados eletronicamente de cargas de fluxo resistivo.

1.4. PLETISMOGRAFIA OPTOELETRÔNICA

A pletismografia optoeletrônica (POE) é um sistema capaz de mensurar com acurácia as variações de volumes da parede torácica (PT) e seus compartimentos (caixa torácica pulmonar – CTP, caixa torácica abdominal – CTa e abdômen – Ab)⁴² de forma indireta, a partir do deslocamento de marcadores reflexivos dispostos na parte anterior, posterior e lateral da superfície da parede torácica. Trata-se de um sistema de aferição não invasivo, que dispensa a utilização de bocais, cliques nasais ou qualquer outro tipo de conector com o paciente. Por meio da POE é possível estudar modificações no padrão

respiratório e nas variações nos volumes da parede torácica ciclo a ciclo, assim como assimetrias/assincronias da parede torácica em repouso, durante o exercício e com uso de diferentes dispositivos ou técnicas de reabilitação⁴³⁻⁴⁵ em sujeitos saudáveis⁴³, com patologias respiratórias distintas^{46, 47} e neuromusculares.⁴⁸

O sistema da POE é baseado no analisador automático de movimento (OEP system, BTS, Milão, Itália) que capta os marcadores reflexivos, através de câmeras fotossensíveis que operam a 100 quadros por segundos, sincronizadas com luzes de LED infravermelhas e um processador paralelo executa em tempo real o algoritmo de reconhecimento e calcula com alta precisão as coordenadas tridimensionais dos diferentes marcadores. A partir dos pontos medidos foi criado o modelo geométrico da superfície torácica, seguindo o teorema de Gauss, em que são formados triângulos com coordenadas tridimensionais nos eixos X, Y e Z, estimando deste modo às variações no volume da parede torácica e de seus compartimentos, além da contribuição de cada um deles no ciclo respiratório.^{45, 49, 50}

Por meio da POE é possível mensurar seguintes variáveis: volume corrente (V_T), volume inspiratório final (EIV), volume expiratório final (EEV), tempo total do ciclo respiratório (T_{TOT}), tempo inspiratório (T_I), tempo expiratório (T_E), frequência respiratória (Fr), ventilação minuto (VM), fluxo inspiratório ($Flow_I$) e o fluxo expiratório ($Flow_E$). E de modo adicional o sistema é capaz de avaliar assincronias⁴⁸ e a velocidade de encurtamento dos músculos inspiratórios da caixa torácica pulmonar, do músculo diafragma e dos músculos abdominais.^{51, 52}

1.5. ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A eletromiografia (EMG) é uma técnica de captação de sinais mioelétricos gerados pela despolarização da membrana, em resposta a excitação provocada pelos potenciais de ação ao longo da fibra muscular, resultante em contração muscular. O sinal eletromiográfico pode ser capturado por três tipos de eletrodos: eletrodo de superfície, eletrodo de agulha ou eletrodo esofágico. Após a captação do sinal, o mesmo deve ser tratado para análise através de filtros específicos e amplificação.⁵³

A eletromiografia de superfície (EMGs) é um método não invasivo e indolor, em que eletrodos autoadesivos são fixados sobre a região do ventre muscular, permitindo maior liberdade de movimento e assim uma viável aplicabilidade clínica. A mensuração da atividade elétrica dos músculos respiratórios por meio da EMGs foi evidenciada na

literatura em indivíduos saudáveis⁴³ e em diferentes patologias como doenças neuromusculares,⁵⁴ respiratórias⁵⁵ e neurológicas.⁵⁶

Na avaliação função muscular respiratória, a EMGs é utilizada como ferramenta de avaliação na investigação da fraqueza e/ou fadiga destes músculos. O método é aplicado para avaliar os músculos respiratórios em diferentes condições de repouso, exercício, posturas e técnicas respiratórias. Diversos estudos apresentam avaliações durante atividades com cargas respiratórias resistivas ou ainda exercícios incrementais.^{41, 43, 57, 58} Portanto, a avaliação da atividade dos músculos respiratórios através da EMGs, é uma medida válida que fornece informações importantes para compreender fenômenos fisiológicos e fisiopatológicos, assim como estudar o padrão de recrutamento dos músculos durante diferentes atividades.

1.6. FUNDAMENTOS PARA OS ARTIGOS

Dispositivos de resistência inspiratória são usado para o treinamento muscular respiratório com o intuito de melhorar a força muscular respiratória e *endurance* a depender dos objetivos terapêuticos. A literatura expõe três modalidades de TMR, hiperpneia isocapnica, carga linear e carga alinear. Recentemente foi lançado um dispositivo eletrônico a fluxo controlado eletronicamente, que parece exercer uma melhor resposta na função inspiratória quando comparado ao dispositivo limiar pressórico.⁴¹ Contudo pouco se foi esclarecido sobre seus mecanismos de atuação.

Os benefícios do uso de sobrecargas inspiratórias são observados em vários estudos entre indivíduos saudáveis e com patologias que apresentam função respiratória ineficiente, utilizando para esta terapêutica na prática clínica uma interface oral. O efeito da interface nasal na utilização de sobrecargas inspiratórias até onde sabemos ainda não havia sido estudado. A respiração nasal é a fisiologia e apresentam vantagens quando comparada a respiração por via area oral, como a filtração, humidificação e aquecimento do ar inspirado, além de atuar como primeira barreira de proteção física e imunológica do sistema respiratório. O uso de uma interface nasal para o fortalecimento de músculos inspiratórios pode ser mais fisiológico e também mais viável para indivíduos incapazes de segurar um bocal, como pacientes com trauma facial ou problemas neurológicos que causam fraqueza nos músculos faciais.

Considerando os possíveis benefícios da respiração nasal no sistema respiratório, hipotetizamos que o uso de uma interface nasal favorecerá o padrão respiratório e a

variação dos volumes da parede torácica, que é o objetivo principal do **estudo 1**, bem como a atividade dos músculos respiratórios. E de modo adicional esclarecer as repercussões do uso de um dispositivo de resistência a fluxo controlado eletronicamente em diferentes intensidades de sobrecargas inspiratórias, através de recursos mais sensíveis a estas variáveis como a plestismografia optoeletrônica e a eletromiografia de superfície.

Crianças SRO potencialmente desenvolverão um padrão respiratório ineficiente, com menor atividade elétrica dos músculos respiratórios e repercussões na parede torácica, como a redução de sua expansão. A fisioterapia respiratória é capaz de melhorar a força muscular respiratório, expansão pulmonar e a mecânica respiratória, dependendo dos seus objetivos terapêuticos e da capacidade de colaboração e entendimento do paciente. No entanto, pouco foi estudado relacionados Fisioterapia respiratória com uso de cargas resistivas na SRO e as repercussões de cada tipo de dispositivo inspiratório em específico ainda não estão claras.

O estudo 1 mostrou que o uso de cargas inspiratórias por meio de uma interface nasal é mais efetivo no aumento dos volumes da parede torácica e de seus compartimentos e na ativação muscular inspiratória em sujeitos saudáveis.⁴³ Este estudo direcionou o estudo 2 no intuito de trazer esclarecimento acerca de diferentes dispositivos de resistência inspiratória através da via aérea nasal e seus efeitos em patologias específicas, como a SRO.

Considerando as alterações respiratórias decorrentes da respiração oral e os possíveis benefícios do uso de dispositivos de resistência inspiratória, este estudo foi desenhado com o objetivo de avaliar os efeitos agudos das cargas inspiratórias por meio da via aérea nasal no padrão respiratório e na atividade muscular de crianças SRO, sendo o objetivo principal do **estudo 2**, e adicionalmente comparar estas repercussões em diferentes dispositivos de resistência inspiratória.

1.7. OBJETIVOS

Objetivo geral

Avaliar os efeitos agudos de diferentes intensidades de sobrecargas inspiratórias diferentes interfaces (oral e nasal) e diferentes dispositivos de resistência inspiratória no

padrão respiratório, volumes da parede torácica e na atividade dos músculos respiratórios de sujeitos adultos saudáveis e de crianças respiradores orais.

Artigo 1

Avaliar os efeitos agudos de diferentes sobrecargas inspiratórias e diferentes interfaces (oral e nasal) no padrão respiratório e na atividade dos músculos respiratórios de sujeitos saudáveis.

Artigo 2

Avaliar os efeitos agudos de diferentes dispositivos de resistência inspiratória (limiar pressórico e resistência a fluxo) e intensidade de sobrecargas por meio da via aérea nasal no padrão respiratório e na atividade muscular respiratória em crianças com síndrome do respirador oral.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia utilizada nas duas produções deste trabalho foi especificada de acordo com o objetivo e por esta razão tópicos como desenho dos estudos, caracterização das amostras, aspectos éticos e análises dos dados e estatísticas serão apresentados de forma individualizada nos artigos 1 e 2. Além disso, os principais materiais e equipamentos utilizados serão apresentados nesta sessão, bem como descritos de forma detalhada em cada artigo.

2.1. PROCEDIMENTOS

2.1.1. Sinais Vitais

A frequência cardíaca (FC) e a saturação periférica de oxigênio (SpO₂) foram mensuradas por meio do oxímetro Oxímetro PalmSat 2050, Nonin[®] (Plymouth, Minnesota, USA). O relato de esforço foi mensurado por meio da escala de dispneia de BORG modificada⁵⁹ no artigo 1 (Figura 1) e da escala OMNI⁶⁰ no artigo 2 (Figura 2).

0	Nenhuma
0,5	Muito, muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderada
4	Pouco intensa
5	Intensa
6	
7	Muito intensa
8	
9	Muito, muito intensa
10	Máxima

Figura 1. Escala modificada de BORG

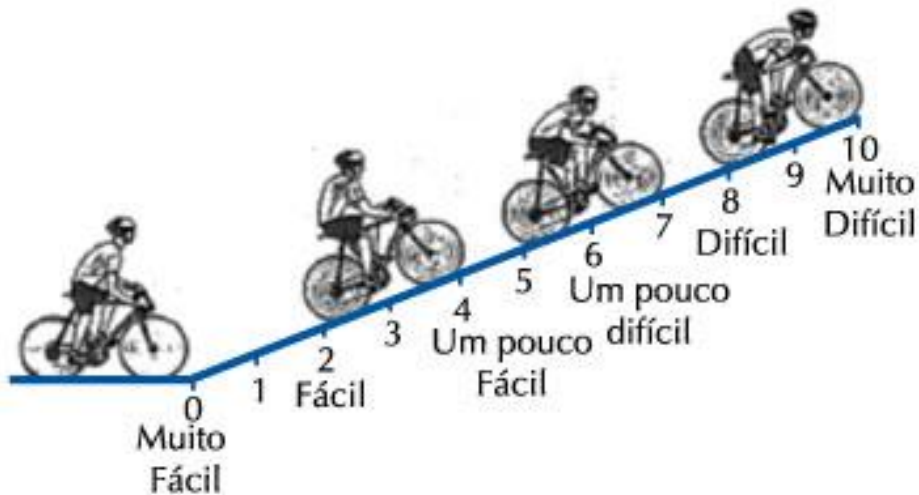


Figura 2. Escala de dispneia infantil OMNI

2.1.2. Medidas antropométricas

O Índice de Massa Corporal (IMC) foi calculado considerando-se a razão entre a massa corporal e o quadrado da estatura (kg/m^2). A massa corporal foi mensurada por meio de uma balança WELMY[®], modelo R110 (Welmy[®], Santa Bárbara d' Oeste-SP, Brasil), estando o sujeito descalço, com roupas leves, onde o avaliado foi instruído a posicionar-se de costas para a medida da balança, permanecendo imóvel com o olhar fixo à frente, pés unidos no centro do aparelho, até a realização da leitura. A medida da estatura foi realizada com estadiômetro integrado a balança, sendo realizada durante a inspiração máxima, graduada em centímetro e precisão de 1 mm, estando o avaliado posicionado de costas para a mesma, descalço, pés unidos e ombros relaxados e com os membros superiores ao longo do corpo.

2.1.3. Volumes e capacidades pulmonares

A espirometria foi avaliada por meio da prova de capacidade vital forçada, utilizando o aparelho espirômetro KoKo DigiDoser[®] (Longmont, USA), conforme técnica e padronização descritas pela *American Thoracic Society / European respiratory Society* (ATS / ERS)⁵³, tendo a seleção dos melhores resultados, sua classificação, os critérios de aceitabilidade e reprodutibilidade ocorrido segundo as recomendações das Diretrizes Brasileiras de Prova de Função Pulmonar.⁶¹ Os valores de referência para o artigo 1 foram interpretados de acordo com os valores propostos por Pereira e col.⁶² e

para o artigo 2 de acordo com os valores preditos por Pereira.⁶¹ Os parâmetros analisados na prova foram: capacidade vital forçada – CVF (l); volume expiratório forçado no primeiro segundo - VEF₁ (l); pico de fluxo expiratório – PEF (l/s) e fluxo expiratório forçado entre 25-75% da manobra de CVF – FEF_{25-75%} (l/s) e a relação VEF₁/CVF.

O procedimento foi explicado e demonstrado pelo pesquisador aos sujeitos, os quais ficaram sentados em uma cadeira com encosto para manter a coluna ereta e cabeça neutra, pés apoiados em solo, utilizando um clipe nasal com objetivo de evitar vazamento de ar durante a expiração. Foi solicitado que o mesmo inspirasse o mais profundamente possível até a capacidade pulmonar total (CPT) e que em seguida expirasse completamente até o volume residual (VR), tão rápido e energicamente quanto possível, finalizando a prova após uma nova inspiração. Após intervalo de descanso de um minuto o sujeito realizou uma nova manobra, tendo sido realizadas de 3 a 8 manobras e dentre estas três aceitáveis e reprodutíveis, com variabilidade entre elas inferior a 5% ou o equivalente a 200 ml.

2.1.4. Força muscular respiratória

A força muscular respiratória foi inferida por meio da mensuração da Pressão Inspiratória Máxima (PImáx), Pressão Expiratória Máxima (PEmáx) e Pressão Inspiratória Nasal ao Fungar (SNIP) pelo manovacuômetro digital NEPEB – LabCare/UFMG, Belo Horizonte – MG, Brasil, conforme técnica padronizada e descrita pela ATS/ERS.⁵³

Para a mensuração da MIP o sujeito, utilizando um clipe nasal para evitar vazamento de ar pelo nariz, permaneceu sentado em uma cadeira, com a coluna apoiada, membros superiores apoiados sobre a coxa e pés apoiados no chão. Os participantes foram orientados a realizar uma expiração máxima, seguida de uma inspiração profunda contra via aérea ocluída, a partir do VR. Para determinação da MEP, o sujeito permaneceu na mesma posição descrita anteriormente e realizou uma expiração máxima a partir da CPT, contra a via aérea ocluída. Durante o esforço expiratório, o avaliador manteve uma pressão digital ao redor dos lábios, com o objetivo de prevenir o escape aéreo. Para a análise dos resultados foi considerado valor previsto para cada população, calculado por meio da equação proposta por Neder e col.⁶³ para o artigo 1 e Lanza col.⁶⁴ para o artigo 2, respeitando os seguintes critérios: a última manobra não pode ser a de maior valor da série e a variabilidade entre as três melhores leituras não exceder 10%.

Para mensuração da SNIP foi seguido o modelo proposto pela ATS/ERS⁵³ em que o avaliado permaneceu sentado com braços apoiados, sendo inserido um plugue no orifício nasal, permanecendo a outra narina livre e foi orientado ao mesmo que respirasse normal ao nível da capacidade residual funcional (CRF) e quando solicitado pelo avaliador, realize inalações (fungadas) com esforço máximo, após o final da expiração. Cada avaliado realizou 10 manobras, respeitando o descanso de 30 segundos entre elas, sendo selecionada a manobra que tiver a maior Pressão de pico. Foram adotados os valores de referências propostos por Araújo e col.⁶⁵ para o artigo 1 e Stefanutti e Fitting⁶⁶ no artigo 2.

2.1.5. Pletismografia optoeletrônica

Os volumes da parede torácica (CW) e seus compartimentos: caixa torácica pulmonar (R_{Cp}), caixa torácica abdominal (R_{Ca}) e abdômen (Ab) foram avaliados por Pletismografia Optoeletrônica (OEP, BTS[®], Milano - Itália), em que os volumes foram obtidos seguindo um modelo experimental de acordo com o teorema de Gauss.⁵⁰ Seis câmeras posicionadas ao redor dos sujeitos (três na região anterior e três na região posterior) capturaram a variação do movimento de 89 marcadores refletivos, com uma frequência de aquisição de imagens de 60 Hz (Figura 3).

Os 89 marcadores foram fixados em pontos específicos nas regiões anterior, posterior e lateral do tórax, entre as clavículas e a espinha íliaca ântero-superior, distribuídos em sete linhas horizontais e cinco colunas verticais pré-definidas, além da adição de pontos extras. Totalizando 42 pontos dispostos na região anterior, 37 na região posterior e 10 na região lateral (Figura 4). Esta configuração é usada para melhorar a precisão na avaliação do volume e definir anatomicamente os três compartimentos da parede torácica,^{45, 49, 67} nos quais as fronteiras entre R_{Cp} e R_{Ca} estão no nível do apêndice xifoide e entre R_{Ca} e Ab, ao longo da margem costal anteriormente e no ponto mais baixo da margem inferior costal posteriormente (Figura 5).

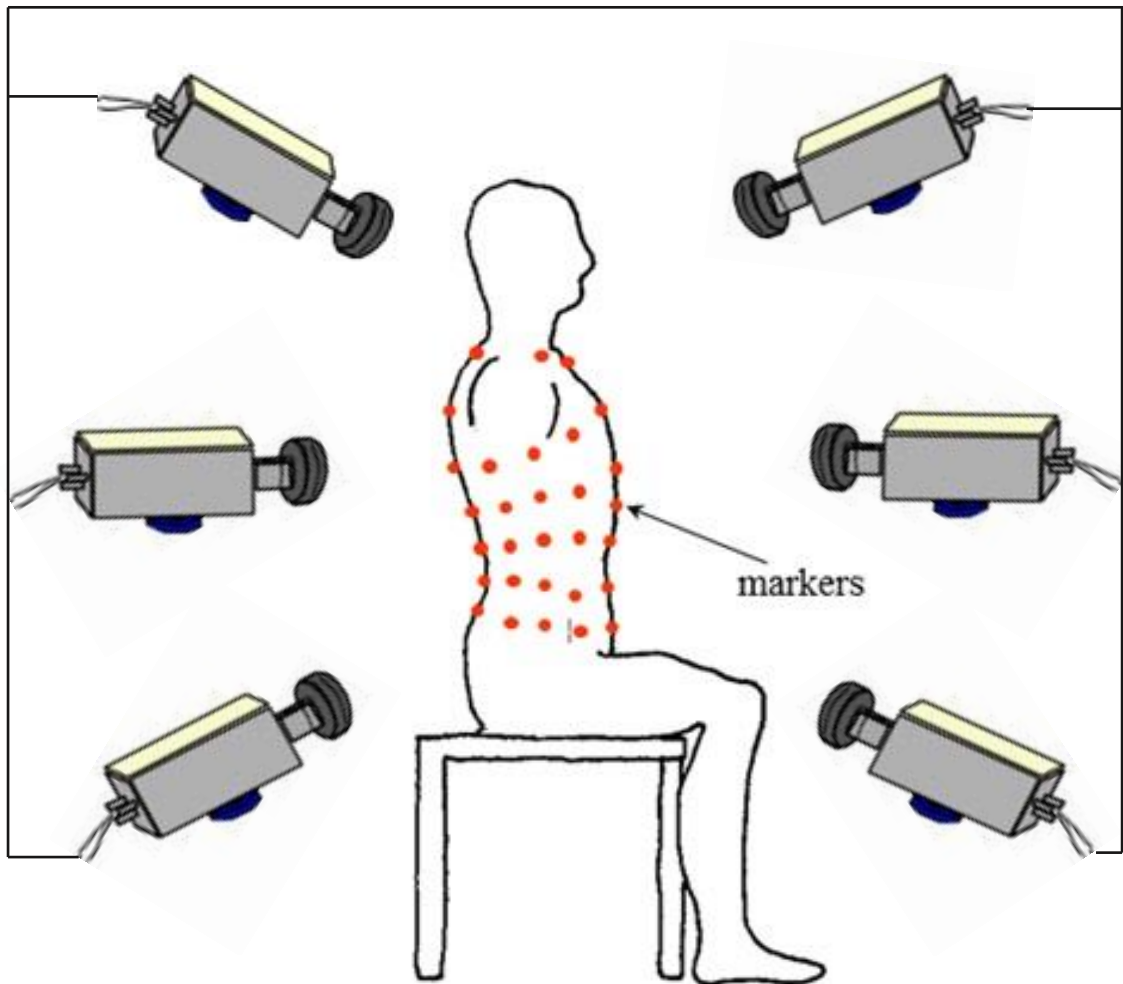


Figura 3. Sistema de Plestimografia Optoeletronica

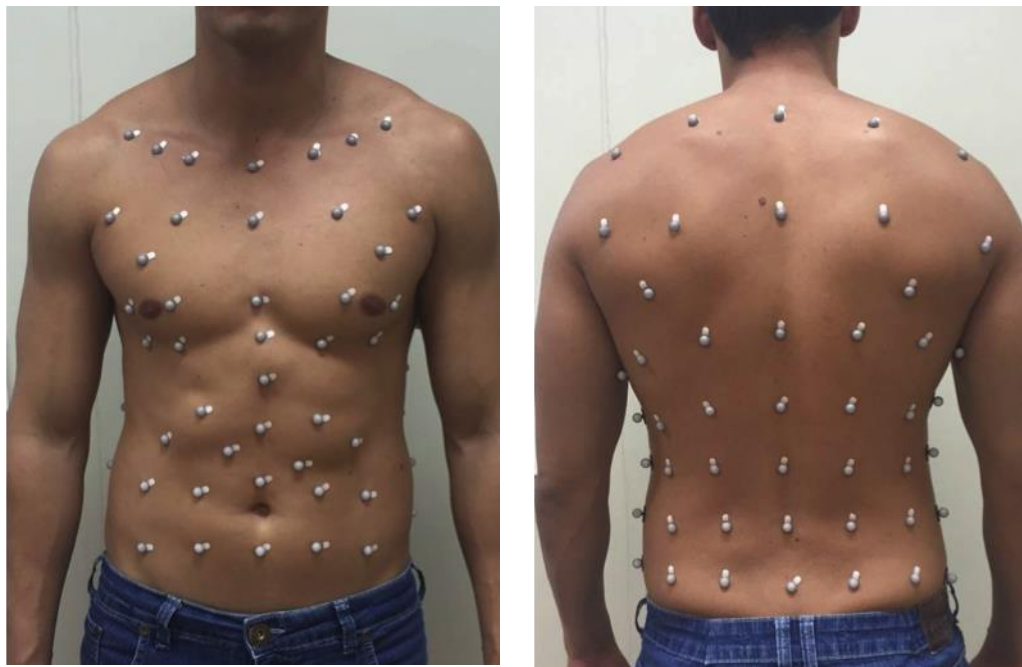


Figura 4. Disposição dos marcadores reflexivos da OEP

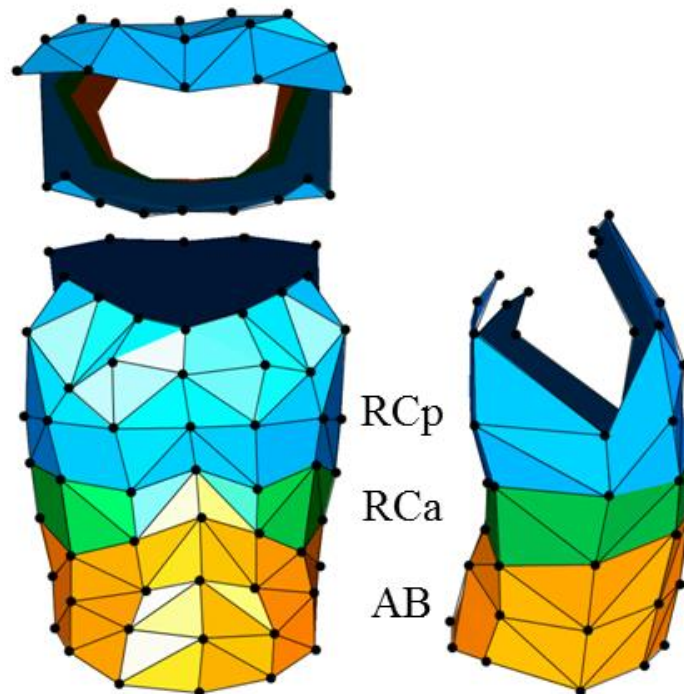


Figura 5. Modelo 3D com compartimentos da parede torácica

2.1.6. Eletromiografia de superfície (EMGs)

A EMGs foi realizada seguindo as recomendações da *International Society Electrophysiology Kinesiology* (ISEK).⁶⁸ A captação do sinal mioelétrico foi realizada a partir do eletromiógrafo *TeleMyo DTS Desk Receiver*[®] (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, USA) e de 4 sensores *wireless Clinical DTS* (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, USA) com filtro de 20-500Hz passa-banda, ganho de 1000, resolução de 16 bits e um índice de rejeição de modo comum maior que 120 dB.

A captação do sinal foi realizada por meio de eletrodos auto-adesivos de superfície, passivos, composto por um sistema de Ag/AgCl (double trace - ® Miotec) associado a um gel condutor, de configuração bipolar, com dimensão de 4 cm x 2,2 cm de área adesiva e 1 cm de área condutora, separados por uma distância inter-eletrodo de 2 cm. Os eletrodos foram posicionados sobre o ventre muscular do músculo escaleno a cinco centímetros a partir da articulação esterno-clavicular e dois centímetros acima deste ponto;⁶⁹ músculo esternocleidomastoideo no terço inferior entre o processo mastoide e a articulação esterno-clavicular;⁷⁰ músculo reto abdominal, os eletrodos foram fixados a 4 cm da cicatriz umbilical e músculo intercostal, a nível de segundo espaço intercostal e a 3 cm do esterno,⁷¹ todos à direita para evitar a interferência do ruído cardíaco (Figura 6). Antes de colocar os eletrodos, a região de pele foi tricotomizada e limpa com álcool para reduzir a impedância para captação do sinal elétrico.

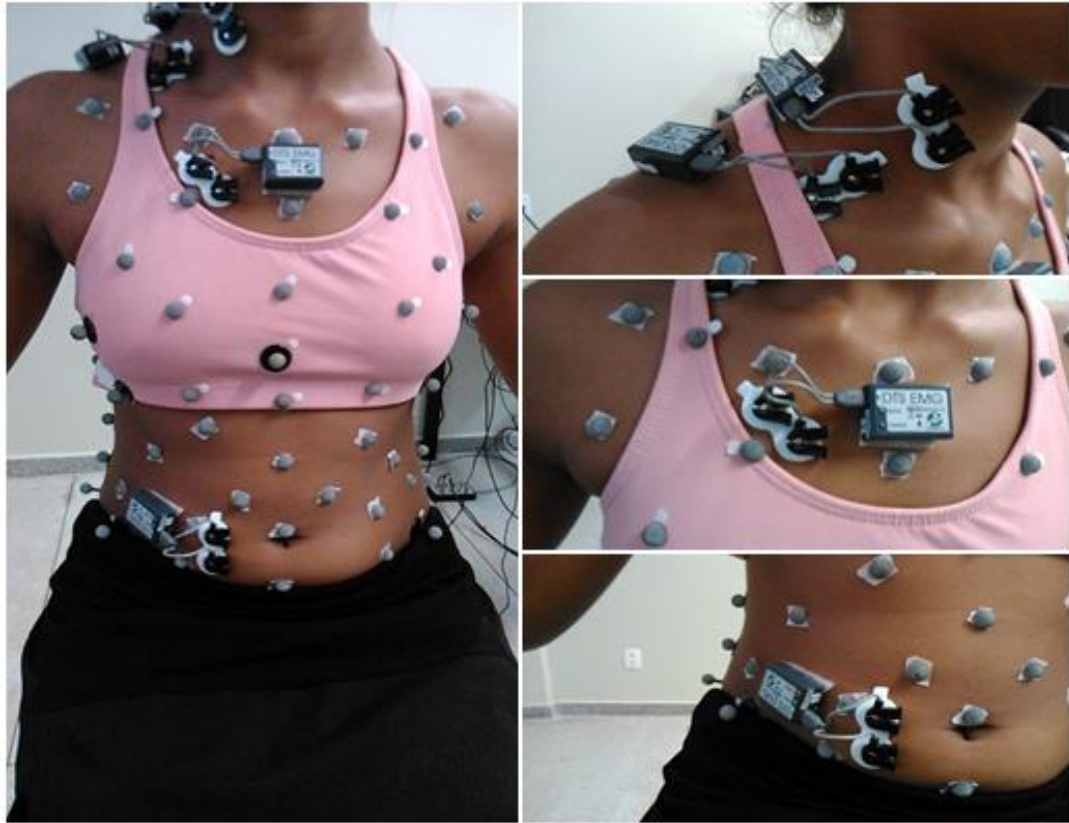


Figura 6. Posicionamento dos eletrodos

O software utilizado para captura, processamento e armazenamento dos sinais durante os momentos de respiração tranquila, uso de carga e o período de recuperação foi o MR 3.2 (Noraxon U.S.A. Inc., Scottsdale, USA). O processamento dos sinais obtidos se deu pelos seguintes filtros: para remoção do sinal elétrico cardíaco foi utilizado o filtro de remoção do eletrocardiograma (ECG); retificação do tipo *full wave*, para conversão do sinal de negativo para positivo; e para eliminação de sinais não reproduzíveis foi utilizado o *smoothing* com algoritmo RMS e janela de 50ms (Figura 7). O sinal foi avaliado pelo RMS (*root mean square* – grandeza que avalia a amplitude do sinal captado, em microvolts) dos sinais capturados e padronização a partir dos valores basais respiratórias, ou seja, em repouso.⁷²



Figura 7. Sinais eletromiográficos durante os momentos respiração tranquila, uso de carga e recuperação: brutos (superior) e após processamento (inferior)

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados e as discussões acerca dos achados deste estudo estão descritos na forma de dois artigos. O primeiro intitulado “Acute effects of inspiratory loads and interfaces on breathing pattern and activity of respiratory muscles in healthy subjects” está publicado no periódico “Frontiers in Physiology”. O segundo artigo intitulado “Breathing pattern and muscle activity using different inspiratory resistance devices in children with MBS” foi submetido ao periódico “Pediatric Pulmonology”.



Acute Effects of Inspiratory Loads and Interfaces on Breathing Pattern and Activity of Respiratory Muscles in Healthy Subjects

Jéssica Danielle Medeiros da Fonsêca^{1,2}, Vanessa Regiane Resqueti^{1,2}, Kadja Benício^{1,2}, Guilherme Fregonezi^{1,2*} and Andrea Aliverti³

¹ PneumoCardioVascular Lab/HUOL, Hospital Universitário Onofre Lopes, Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares and Departamento de Fisioterapia Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Brazil, ² Laboratório de Inovação Tecnológica em Reabilitação, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Brazil, ³ Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria, Politecnico di Milano, Milan, Italy

Objectives: The aim of this study was to evaluate the acute effects of different inspiratory loads and different interfaces on the breathing pattern and activity of the respiratory muscles.

Methods: Twenty healthy adults were recruited and assigned to two groups (20 and 40% of the Maximal Inspiratory Pressure) by way of randomized crossover allocation. Subjects were evaluated during quiet breathing, breathing against inspiratory load, and recovery. The measurements were repeated using two different interfaces (nasal and oral). Chest wall volumes and respiratory muscle activity were assessed with optoelectronic plethysmography and surface electromyography, respectively.

Results: During the application of inspiratory load, significant changes were observed in the respiratory rate ($p < 0.04$), inspiratory time ($p < 0.02$), minute ventilation ($p < 0.04$), tidal volume ($p < 0.01$), end-inspiratory volume ($p < 0.04$), end-expiratory volume ($p < 0.03$), and in the activity of the scalene, sternocleidomastoid, and parasternal portion of the intercostal muscles (RMS values, $p < 0.01$) when compared to quiet breathing, regardless of the load level or the interface applied. Inspiratory load application yielded significant differences between using nasal and oral interfaces with an increase in the tidal volume ($p < 0.01$), end-inspiratory volume ($p < 0.01$), and electrical activity of the scalene and sternocleidomastoid muscles ($p < 0.01$) seen with using the nasal interface.

Conclusion: The addition of an inspiratory load has a significant effect on the breathing pattern and respiratory muscle electrical activity, and the effects are greater when the nasal interface is applied.

Keywords: respiratory muscles, healthy subjects, electromyography, plethysmography, physiology

INTRODUCTION

The application of an inspiratory load is a method used for inspiratory muscle training (IMT) (Hostettler et al., 2011); it helps to increase endurance and respiratory muscle strength in order to improve lung function (Sasaki, 2007), functional capacity (Shakouri et al., 2015), and efficacy in bronchial airway clearance (Oliveira et al., 2009). Three IMT techniques reported in literature

OPEN ACCESS

Edited by:

John T. Fisher,
Queen's University, Canada

Reviewed by:

William Sheel,
The University of British Columbia,
Canada
Gerrard Rafferty,
King's College London,
United Kingdom

*Correspondence:

Guilherme Fregonezi
fregonezi.guilherme@gmail.com

Specialty section:

This article was submitted to
Respiratory Physiology,
a section of the journal
Frontiers in Physiology

Received: 21 January 2019

Accepted: 18 July 2019

Published: 02 August 2019

Citation:

da Fonsêca JDM, Resqueti VR,
Benício K, Fregonezi G and Aliverti A
(2019) Acute Effects of Inspiratory
Loads and Interfaces on Breathing
Pattern and Activity of Respiratory
Muscles in Healthy Subjects.
Front. Physiol. 10:993.
doi: 10.3389/fphys.2019.00993

are more commonly used: voluntary isocapnic hyperpnea, flow resistive loading, and pressure threshold loading (McConnell and Romer, 2004).

In inspiratory flow resistance devices, subjects perform inspirations through an orifice of variable diameter; the smaller the orifice diameter, the greater the resistive inspiratory load. However, these devices depend on the inspiratory flow generated by the subject. The new generation of electronic devices have overcome this limitation, in that, they are based on an electronically controlled variable flow resistive load. It has been reported that its use produces higher training loads and better inspiratory function when compared to pressure threshold devices (Langer et al., 2015). However, few studies have evaluated the compensatory mechanisms employed by the respiratory system when breathing is done against electronically controlled variable flow resistive loads.

The act of breathing is a vital biological process that, in normal conditions, occurs through the nose, for the purpose of filtering, humidifying, and heating the inspired air. Warmed, humidified air minimizes airway constriction and the resultant increased airway resistance. In addition, it improves upper airway mucociliary function, which augments the elimination of secretions. Despite this, the respiratory resistance devices available in the market only use mouthpieces (oral airway). The use of a nasal interface, for training inspiratory muscles, could be more favorable physiologically and more viable for individuals who are unable to hold a mouthpiece, such as patients with facial trauma or neurological problems that cause weakness of the facial muscles. Held et al. (2008) performed a protocol of muscular training and nasal breathing in mouth breathing children (MBS) and reported improvements in respiratory muscle strength and nasal respiratory flow. This study indicates that applied inspiratory loads using a nasal interface could induce compensatory mechanisms in the activities of respiratory muscles, resulting in an improved breathing pattern. However, the mechanism that provides these advantages when using a nasal interface is not well-understood.

Therefore, considering the possible benefits of nasal breathing on the respiratory system, we hypothesized that the use of a nasal interface will improve breathing pattern and the variation of chest wall volumes, as well as the electrical activity of the respiratory muscles.

MATERIALS AND METHODS

Type of Study and Subjects

This research was carried out at the PneumoCardioVascular Lab, in the Federal University of Rio Grande do Norte/Brazilian Company of Hospital Services (UFRN/EBSERH) in the city of Natal/RN. We included, in the study, young adults belonging to the male and female sexes, presenting normal values of pulmonary function, with ages ranging from 18 to 30 years and with Body Mass Indexes (BMIs) between 18 and 29.9 kg/m². We excluded individuals that failed to perform the tests/protocol, as well as those who presented irregularities during data analysis or voluntarily requested their removal from the study.

This study was approved by the Hospital Research Ethics Committee (number 428.987). The participants signed the consent form, which was drafted according to the tenets of the Helsinki declaration related to research on human beings, including special attention to confidentiality, respect for the human person, beneficence, autonomy, and non-maleficence.

Pulmonary Function

Spirometry was performed using the KoKo DigiDoser® spirometer (Longmont, CO, United States). The evaluations were performed according to the criteria of acceptability and reproducibility of the American Thoracic Society/European Respiratory Society (ATS/ERS) (American Thoracic Society/European Respiratory Society, 2002) and the reference values were derived from the predicted values for Brazilian adults (Pereira et al., 2007).

Respiratory muscle strength was determined by measuring maximal inspiratory pressure (MIP), maximal expiratory pressure (MEP), and sniff nasal inspiratory pressure (SNIP) using a digital manovacuometer (NEPEB-LabCare/UFGM, Belo Horizonte, Brazil). The evaluations were performed according to American Thoracic Society/European Respiratory Society (2002) acceptability and reproducibility criteria. Reference values previously published by Neder et al. (1999) were used for MIP and MEP, whereas the reference values of Araújo et al. (2012) were used for the SNIP. For all pulmonary function variables, the absolute values and percentage-predicted values were used for analysis.

Optoelectronic Plethysmography

The measurement of the volumes of the chest wall (CW) and its compartments: the pulmonary rib cage (R_{Cp}), the abdominal rib cage (R_{Ca}), and the abdomen (Ab) was performed by Optoelectronic Plethysmography (OEP, BTS®, Milan, Italy), in which volumes were obtained following an experimental model according to the Gauss theorem (Cala et al., 1996). Before each data acquisition, the equipment was calibrated at a frequency of 60 Hz, the maximal frequency to achieve a quality signal for detecting chest wall movement. Six cameras positioned around the subject (three in the anterior region and three in the posterior region) captured the movement variation of 89 reflective markers. They were fixed at specific points in the anterior, posterior, and lateral regions of the thorax, between the clavicles and the anterior superior iliac spine, distributed in seven horizontal lines and in five pre-defined vertical columns, beside the addition of extra points. This setting was used to improve accuracy in volume assessment and to anatomically define the three regions or compartments of the chest wall, in which the frontiers between R_{Cp} and R_{Ca} is at the level of the xiphoid appendix and between R_{Ca} and Ab, along the costal margin anteriorly, and at the lowest point of the costal inferior margin posteriorly (Aliverti and Pedotti, 2003).

From the OEP data, the following variables were analyzed for the CW and its compartments: tidal volume [tidal volume in chest wall ($V_{T,CW}$), tidal volume in pulmonary rib cage ($V_{T,RCp}$), tidal volume in abdominal rib cage ($V_{T,RCa}$), and tidal volume in abdomen ($V_{T,Ab}$)]; end-inspiratory volumes

[end-inspiratory volume in chest wall (EIV_{CW}), end-inspiratory volume in pulmonary rib cage (EIV_{RCp}), end-inspiratory volume in abdominal rib cage (EIV_{RCa}), and end-inspiratory volume in abdomen (EIV_{Ab}); end-expiratory volumes [end-expiratory volume in chest wall (EEV_{CW}), end-expiratory volume in pulmonary rib cage (EEV_{RCp}), end-expiratory volume in abdominal rib cage (EEV_{RCa}), and end-expiratory volume in abdomen (EEV_{Ab}); respiratory rate (RR); inspiratory time (T_I); expiratory time (T_E); inspiratory flow ($Flow_I$); expiratory flow ($Flow_E$); minute volume (MV); and total time of respiratory cycle (T_{TOT}).

Surface Electromyography (sEMG)

The surface electromyography (sEMG) was performed following the recommendations of the International Society of Electrophysiology Kinesiology (ISEK) (Merletti et al., 1999). Myoelectric signals were recorded using the electromyographic TeleMyo DTS Desk Receiver® (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, United States) and four wireless sensors Clinical DTS (Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, United States) with a 20–500 Hz pass filter-band, 1000 gain, 16-bit resolution, and a common mode rejection rate greater than 120 dB. Bipolar double trace Ag/AgCl (Miotec, Porto Alegre, Brazil) passive surface self-adhesive electrodes were placed on these muscles: scalene (SCL) at a distance of 5 cm from the sternum-clavicular joint and 2 cm above this point (Cunha et al., 2005), sternocleidomastoid (SCM) in the lower third of the distance between the mastoid process and the sternum-clavicular joint (Falla et al., 2002), abdominal rectus (RA) at 4 cm from the umbilical scar, and in the parasternal portion of the intercostal muscle (IC) over the second intercostal space and 3 cm from the sternum (Maarsingh et al., 2000), and all placed on the right side of the body to minimize cardiac noise interference. Before placing the electrodes, the skin region was prepared using an abrasive gel to reduce impedance to capturing the electrical signal. The software used to capture, process, and store the signals was MR 3.2 (Noraxon, Inc., Scottsdale, AZ, United States). Raw data was analyzed by means of RMS (root mean square) and standardized from respiratory baseline values (Soderberg and Knutson, 2000).

Inspiratory Load

The effect of inspiratory loads with different interfaces was evaluated with an electronic variable resistive load device (POWERBreathe® KH5, International, Ltd., Warwickshire, United Kingdom). The POWERBreathe® KH5 is an electronically controlled, variable flow resistance device generally used for IMT, in which an absolute initial load is assigned and successively reduced depending on the inspiratory flow generated by the subject.

Randomization and Study Design

The participants were categorized into two groups in randomized crossover design (MIP_{20%} and MIP_{40%}). By way of a simple draw of an opaque envelope, they were grouped according to the initial resistive load applied (20 and 40% of MIP, respectively). Assessments were carried out in two stages: (1)

clinical, spirometric, and respiratory muscle strength; and (2) chest wall volumes concomitant to the activity of respiratory muscles. During stage 2, the assessment consisted of three steps of 30 s each: (1) spontaneous quiet breathing (QB), (2) breathing against inspiratory load (Load), and (3) recovery (Rec) (Figure 1).

Due to the volume of the EMG signal data, with acquisitions at 1500 Hz and Optoelectronic Plethysmography at 60 Hz, the total duration for each step was limited to 30 s so the signals could be registered in a synchronized mode.

Two load intensities (20 and 40% of MIP) were applied and used with two different interfaces- oral and nasal, the order of which was designated by the same randomization process. The POWERBreathe was the resistive valve used for both interfaces. For the nasal interface, a patented device [PI 0164278 – INPI – Brazil], which consists of an orofacial mask associated with the resistive valve, was used. During its use, participants were asked to breath exclusively through the nose.

Data Processing

A routine was developed in MatLab (MathWorks, Inc., Natick, MA, United States) to synchronize sEMG and OEP data. The resulting file was used to analyze the breathing pattern data, breath-to-breath data, on Diamov (a customized software designed and developed at the Politécnico di Milano, Italy). Furthermore, the file was also used to select the length of time and calculate RMS on MR 3.2 software.

The digital filters applied to EMG signals were electrocardiogram filter for cardiac electric signal removal, rectification, and smoothing filter for the elimination of non-reproducible signals (50 ms window).

Sample Size and Statistical Analysis

Sample size was established considering the tidal volume as the main variable. Five subjects were evaluated using hypothetical one-way ANOVA during all three steps (QB, Load, and Recovery). A sample size ranging between 15 to 21 subjects for each group with a mean of 19 subjects was estimated using the following: an alpha error of 0.05 with bilateral distribution, and a test power of 80%, an effect size resulting from the ANOVA test described through the partial eta squared (η_p^2) values for the groups (MIP_{20%} with an oral interface ($\eta_p^2 = 0.36$), MIP_{20%} with a nasal interface ($\eta_p^2 = 0.38$), MIP_{40%} with an oral interface ($\eta_p^2 = 0.42$), and MIP_{40%} with a nasal interface ($\eta_p^2 = 0.52$).

Data normality was verified using the Shapiro–Wilk test. The Friedman test was used to analyze the steps of spontaneous quiet breathing, breathing against inspiratory load, and recovery, and in the case of a significant difference, Dunn's *post hoc* test was applied. Comparisons between the oral and nasal interfaces, and that between 20 and 40% of the MIP loads were performed using the Wilcoxon test. For data analysis, the GraphPad Prism 6.0 program (GraphPad Software, San Diego, CA, United States) for Windows was used. The power (β) and effect size (ES) were estimated and are detailed in the results section of this study. For all statistical analyses, a level of significance, $p < 0.05$ with bilateral distribution was adopted.

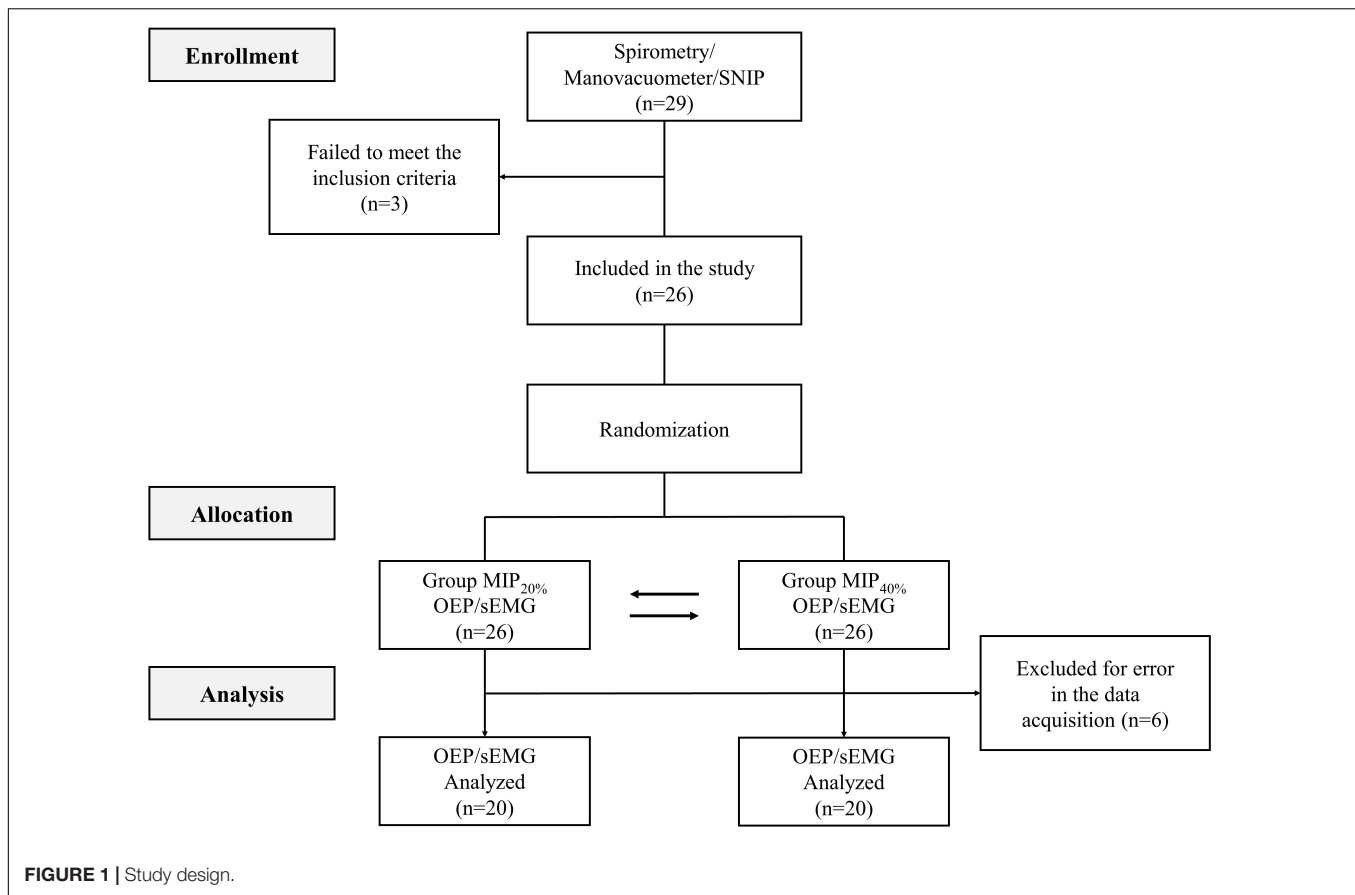


FIGURE 1 | Study design.

The sample size calculation, β , and ES of the study were calculated using GPower software version 3.1.9.2 (University of Düsseldorf, Kiel, Germany).

RESULTS

Twenty-nine subjects were screened, of which three did not meet the inclusion criteria. Six subjects were excluded due to low quality of their electromyography signals and/or OEP volumes, resulting in a final sample of 20 subjects. The sample description and characterization referring to baseline anthropometric and pulmonary function data are shown in **Table 1**.

Chest Wall and Compartmental Volumes

Figure 2 shows total chest wall and compartmental tidal volumes ($V_{T,CW}$, $V_{T,RCp}$, $V_{T,RCa}$, and $V_{T,Ab}$), while operational volume variations (end-inspiratory and end-expiratory total and compartmental volumes) are shown in **Figure 3**.

Regardless of the imposed load, significant increases in $V_{T,CW}$ were observed during the Load step compared with the QB and Rec steps ($p < 0.01$). $V_{T,CW}$ and compartmental volumes were higher when using the nasal interface ($p < 0.05$) compared with the volumes observed when the oral interface was used. The MIP_{40%} group presented an increase of 0.16 and 0.15 L with the

oral and nasal interfaces, respectively, than the MIP_{20%} group. However, these values were not statistically significant.

Regarding the variations of operational volumes during breathing against inspiratory load, an increase in EIV_{CW} (MIP_{20%}: oral and nasal interfaces, $p < 0.01$; MIP_{40%}: oral interface, $p = 0.04$ and nasal interface, $p < 0.01$) and a reduction in EEV_{CW} (MIP_{20%}: oral interface, $p = 0.02$ and nasal interface, $p = 0.01$; MIP_{40%}: oral interface, $p = 0.03$ and nasal interface, $p = 0.01$) resulted.

During the Load step, there was a mean increase of 0.38 L in EIV_{RCp} ($p < 0.01$, regardless of the load intensity and interface used) and a mean increase of 0.22 L in EIV_{RCa} (MIP_{20%}: oral and nasal interface, $p < 0.01$; MIP_{40%}: oral interface, $p = 0.02$ and nasal interface, $p < 0.01$), when compared to the QB and Rec steps, resulting in a greater EIV_{CW} . There was no significant variation in the abdomen. The EEV_{CW} reduction, in response to an increased ventilatory demand, was mostly related to the volume generated in the abdominal compartment (EEV_{Ab}) (MIP_{20%}: oral interface, $p = 0.03$ and nasal interface, $p = 0.01$; MIP_{40%}: oral and nasal interface, $p = 0.01$). The abdominal compartment had a mean volume decrease of 0.16 L, whereas the rib cage maintained a constant volume.

Comparing the Load step when using the nasal and oral interfaces, EIV_{CW} was higher with loads imposed via the nasal airway (MIP_{20%} and MIP_{40%}: $p < 0.01$), with no differences in relation to EEV_{CW} .

TABLE 1 | Sample description.

Description	
Subjects (n)	20
Gender F/M	11/9
Age, yrs	24.4 ± 2.72
BMI (kg/m ²)	23.9 ± 2.7
Pulmonary function	
FEV ₁ L	3.59 ± 0.55
% predicted	95 ± 9
FVC L	4.29 ± 0.75
% predicted	95 ± 10
FEV ₁ /FVC	0.84 ± 0.07
% predicted	100 ± 8
MIP cmH ₂ O	116.2 ± 25.21
% predicted	104 ± 24
MEP cmH ₂ O	118 ± 26.29
% predicted	98 ± 10
SNIP cmH ₂ O	104.8 ± 19.4
% predicted	97 ± 21

Values are mean ± SD. F, female; M, male; yrs, years; BMI, Body Mass Index; kg, kilograms; m, meters; FEV₁, Forced Expiratory Volume in the first second; L, liters; FVC, Forced Vital Capacity; MIP, Maximum Inspiratory Pressure; cmH₂O, centimeters of water; MEP, Maximum Expiratory Pressure; SNIP, Sniff Nasal Inspiratory Pressure.

As shown in **Table 2**, T_{TOT} , T_I , MV, $Flow_I$, $Flow_E$, and RR varied during breathing against both inspiratory loads (MIP_{20%} and MIP_{40%}) compared to QB, with only T_{TOT} not presenting significant variations with the MIP_{40%} load. T_E did not vary in any of the conditions. The comparison between different interfaces and load intensities did not show any statistically significant difference.

Electrical Activity of Respiratory Muscles

Surface electromyography signals normalized by expressing RMS as percentage of resting conditions are shown in **Figure 4**. During breathing against both inspiratory loads, RMS of the SCM, SCL, and IC muscles increased ($p < 0.01$) in relation to the QB and Rec steps. The comparison between interfaces revealed significantly higher RMS values of the nasal interface for SCM (MIP_{20%}, $p < 0.01$ and MIP_{40%}, $p = 0.01$) and SCL ($p < 0.01$). sEMG signals were higher in MIP_{40%} than MIP_{20%} for SCM ($p < 0.01$), SCL ($p < 0.01$), and IC ($p < 0.01$). The RA muscle did not show any significant variations in its activity when different loads or interfaces were used.

Power and Effect Size

Table 3 summarizes the effect size and power test for chest wall volumes and the sEMG RMS values of the SCM, SCL, and IC muscles during quiet breathing, load, and recovery steps. It also shows the comparison between the nasal and oral interfaces during the application of inspiratory load.

DISCUSSION

We studied the acute effects of adding variable flow inspiratory loads using nasal and oral interfaces on the respiratory pattern variations and respiratory muscle activation. The addition of inspiratory loads resulted in: (1) increased tidal volume due to changes in the end-inspiratory volume and end-expiratory volume, the former occurring due to its increase in the R_{Cp} and R_{Ca} compartments, and the latter by its decrease in the abdomen compartment; (2) these changes were followed by increased electrical activity of the SCL, SCM and IC muscles; (3) these effects were more evident when using the nasal interface.

This study is a precursor to investigating the effects of inspiratory loads imposed on the nasal airway. We found that the nasal interface (nasal airway) promoted greater lung volume generation and inspiratory muscle activation when compared to the oral interface (oral airway). There are mechanical differences between the nasal and oral airways, depending on the region. The nasal airway has a higher resistance ($R_N = 0.68 \text{ cmH}_2\text{O L}^{-1} \text{ s}^{-1}$ at 0.5 L s^{-1}) and is relatively fixed, regulated by both the alar muscles and the nasal mucosa. In contrast, the oral airway presents a lower resistance ($R_O = 0.51 \text{ cmH}_2\text{O L}^{-1} \text{ s}^{-1}$ at 0.5 L s^{-1}); however, there is a high variability in resistance in response to mouth opening (Schiratzki, 2009; Strohl et al., 2012). A possible explanation for our results could be attributed to respiratory tract physiology, since the resistance resulting from nasal airway diameter is higher than that from the oral airway. This would increase the energy needed to generate inspiratory cycles, thus requiring a greater muscle recruitment to promote volume generation.

Thus, we can conclude that the effects of using the nasal interface were potentially better for the respiratory system. These results are aligned with those presented by Held et al. (2008). They demonstrated that a protocol of respiratory muscle training and nasal breathing performed in MBS children improved respiratory muscle strength and nasal inspiratory flow. These authors also reported the importance of nasal respiratory training for the reestablishment of lung volume and nostril elasticity in the studied subjects. Barbiero et al. (2007) observed improvements in forced vital capacity, Tiffeneau score, respiratory muscle strength, and daily habits in mouth breathers after therapy with re-expansive respiratory exercises associated with respiratory biofeedback. However, both studies used simplistic methodologies to evaluate the repercussions on the respiratory system and did not discuss the effects on breathing pattern or respiratory muscle activity.

The increase in chest wall ($V_{T,CW}$) and compartmental ($V_{T,RCP}$, $V_{T,RCa}$, and $V_{T,Ab}$) volumes was similar in both groups and although these volumes presented higher values in MIP_{40%} the change was not significant. Da Gama et al. (2013) analyzed the acute effects of increased inspiratory loads in healthy subjects using sEMG and OEP. Their results showed differences in volume generation depending on gender. It showed that for women, 20% of MIP is sufficient to generate significant changes, whereas for men, this change is only observed on using loads higher than 30%. Nobre et al. (2007) analyzed pulmonary ventilation using scintigraphy during inspiratory muscle endurance tests with 10,

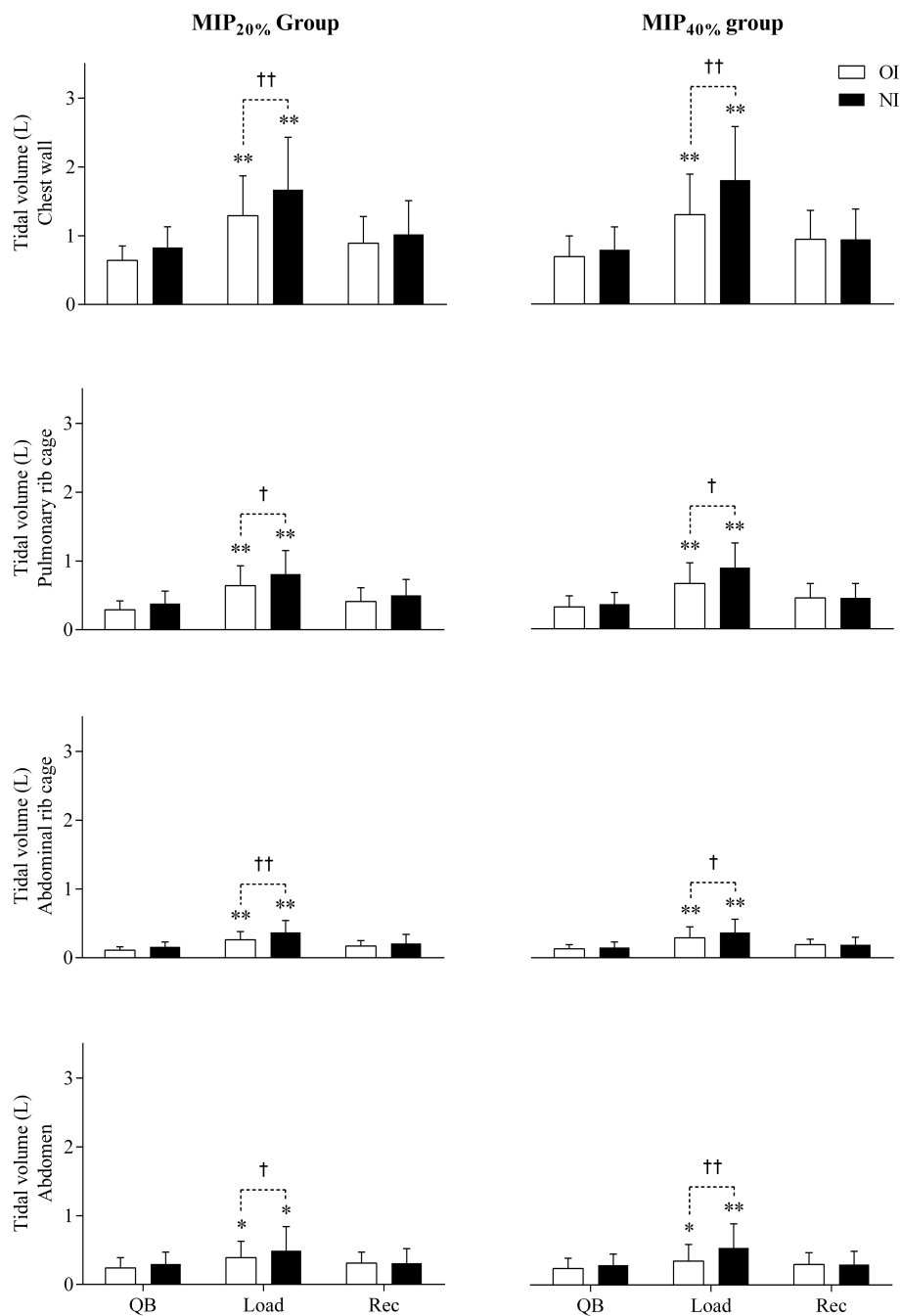
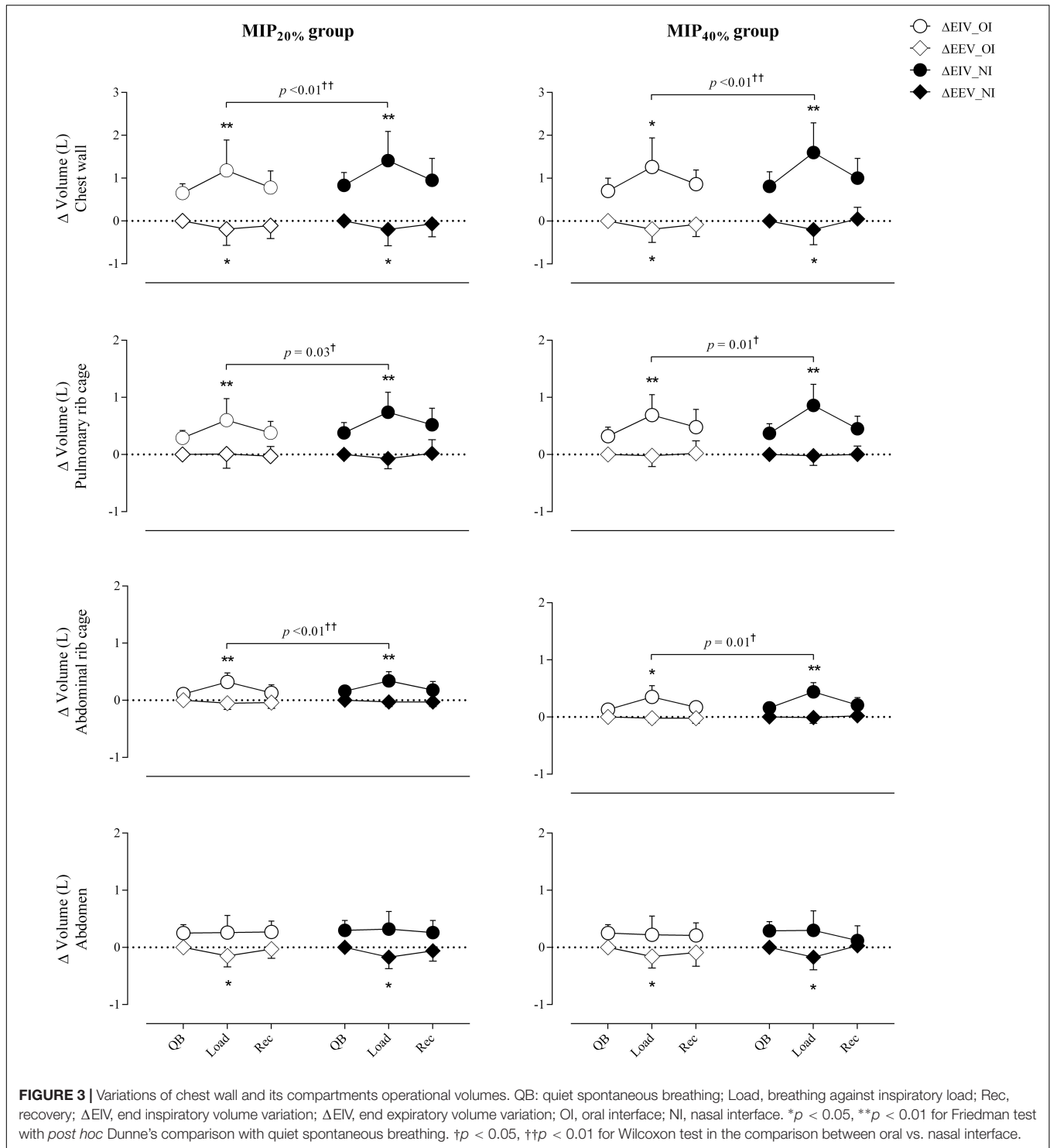


FIGURE 2 | Variations of chest wall and its compartments tidal volume. QB, quiet spontaneous breathing; Load, breathing against inspiratory load; Rec, recovery; OI, oral interface; NI, nasal interface; L, liters. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ for Friedman test with *post hoc* Dunne's comparison with quiet spontaneous breathing. † $p < 0.05$, †† $p < 0.01$ for Wilcoxon test in the comparison between oral vs. nasal interface.

20, and 30% of MIP in healthy women. Their results corroborate our results, suggesting that the use of inspiratory resistances greater than 20% of MIP was able to promote an increase in the pulmonary volume, and showed no significant differences between 20 and 30% of MIP as well.

The tidal volume is represented by the differences between end-inspiratory volume and end-expiratory volume generation

(Wilkins et al., 2010). Alterations in respiratory drive occur in response to increased work demand resulting from inspiratory load imposition or physical exercise. In our subjects, both groups presented an increase in $V_{T,CW}$ in response to an increase in the EIV in the rib cage compartments, due to the recruitment of the rib cage inspiratory muscles (SCM, SCL, and IC). By reducing the EEV, the abdomen compartment also contributes



to the increase of the $V_{T,CW}$. These results were previously described by Aliverti et al. (1997) in a study with healthy adults, which showed an increased EIV_{CW} and decreased EEV_{CW} in response to ventilation increased. These authors observed a reduction of 0.98 L in EEV_{CW} during exercise and identified the abdomen as the volume generator, which corroborates our

study. Sanna et al. (1999) also reported changes in chest wall kinematics and respiratory muscles activity in healthy subjects during exercise, and attributed the ventilation increase to the recruitment of EIV_{Rcp} and EIV_{Rca} , which are in agreement with our results. Both authors observed that in response to an increased ventilatory demand due to exercise, there is an increase

in V_T of the rib cage associated with an increase in EIV, whereas the increase in $V_{T,Ab}$ results only from a reduced EEV. They also suggested the importance of this arrangement in respiratory mechanics physiology.

The EEV_{Ab} reduction associated with the constant volume in the rib cage (R_{Cp} and R_{Ca}) is a mechanism that supports the diaphragm muscle action. This increases the diaphragm pre-inspiratory length and prevents its excessive shortening during inspiration. In contrast, EIV increase associated with the rib cage volume, maintaining constant volume in the abdomen, favors the shortening of the chest wall inspiratory muscles during inspiration, preventing their excessive pre-inspiratory stretching (Aliverti et al., 1997). These authors also showed that EEV increase is a mechanism for optimizing ventilation regardless of exercise modality.

The electromyographic analysis improves the interpretation of our results. We found an increased activity in the SCM, SCL, and IC muscles during breathing against added load when compared to quiet breathing. This shows that the response of the rib cage muscles accompanied the increase in $V_{T,CW}$ generation, being significantly higher in the SCL and SCM muscles when nasal interface was used, and with the 40% of MIP.

The chest wall muscles and the diaphragm need to act rhythmically and generate the necessary force needed to maintain ventilation (Han et al., 1993). Some studies evaluated muscle action by measuring the pressures generated by respiratory muscles during exercise (Aliverti et al., 1997; Sanna et al., 1999). They observed a progressive increase in the pressure generated by chest wall muscles during inspiration (Prcm). This was responsible for these muscles shortening, and consequently led to an increase in EIV, causing an expansion of the rib cage. The analysis of the abdominal muscle pressure (Pabm) showed an increase during expiration and reduction during inspiration. The former is related to the increase of EEV in the abdomen, whereas the latter associated with Prcm contributes to the expansion of R_{Ca} and an increase of EIV. The abdominal muscles also presented with a third function. Their relaxation during inspiration, associated with Prcm increase, allows the diaphragm to generate greater flow to meet the higher ventilatory demand.

Studies reporting the acute effects of inspiratory loads on the electrical activity of the respiratory muscles in healthy subjects were performed by Da Gama et al. (2013). In contrast to our results, they found a decrease in the activity of the SCM and diaphragm muscles in response to increased inspiratory load above 30 cmH₂O. Their results were associated with a possible fatigue in these muscles. However, Nobre et al. (2007) reported similar results to our study, such that an increased activity in the lower rib cage muscles and the SCM were found, the latter not significant due to a higher inspiratory resistance. Walterspacher et al. (2018) evaluated the effect of IMT modalities on the activity of respiratory muscles, concluding that IMT promotes an increase of the SCM, IC, and diaphragm muscles activity. Using a pressure threshold device, Hawkes et al. (2007) reported the acute effects of submaximal inspiratory load on the inspiratory muscle strength of 12 healthy adult subjects. They found variations in the muscle recruitment pattern that was initially promoted by

TABLE 2 | Breathing pattern data obtained in quiet breathing, breathing against inspiratory resistance and recovery steps.

	MIP _{20%} group			MIP _{40%} group			p-value
	QB	Load	Rec	QB	Load	Rec	
T_{TOT} (s)	4.06 (3.3–5.4)	5.04 (3.93–7.56)	5.27 (4.17–6.13)	4.39 (3.8–5.27)	6.34 (5.03–7.91)	4.48 (3.6–6.43)	ns
T_I (s)	4.53 (3.76–5.79)	5.71 (4.52–8.59)	5.95 (3.5–6.81)	4.84 (3.8–6.18)	6.59 (4.92–8.67)	3.92 (3–5.6)	ns
T_E (s)	1.76 (1.42–2.39)	2.46 (1.75–3.35)	1.8 (1.44–2.54)	1.68 (1.44–2.08)	3.12 (2.29–4.09)	1.62 (1.27–2.39)	0.002*
RR (bpm)	1.80 (1.53–2.25)	2.74 (1.9–3.23)	1.99 (1.38–2.69)	1.92 (1.55–2.7)	2.88 (2.1–3.99)	1.84 (1.48–2.6)	0.002*
MV (L/min)	2.32 (1.79–2.59)	2.78 (2.07–3.78)	3.28 (2.57–3.95)	2.73 (2.17–3.39)	3.08 (2.08–4.25)	2.8 (2.14–3.7)	ns
Flow _I (L/s)	2.75 (2.15–3.12)	3.1 (2.33–4.74)	2.9 (2.06–4.15)	2.67 (2.05–3.48)	3.28 (2.8–4.73)	2.96 (2.24–4.71)	ns
Flow _E (L/s)	14.95 (11.7–18.3)	12.38 (8.05–15.8)	11.82 (10.53–15.27)	13.97 (12.14–16.4)	9.68 (7.72–11.99)	14 (9.47–16.8)	0.002*
	13.65 (10.5–16)	10.56 (7.23–13.4)	11.63 (9.23–17.28)	13.25 (10.73–15.8)	9.18 (6.93–12.27)	15.6 (11.3–16.8)	0.002*
	9.26 (6.79–12.17)	11.49 (9.49–6.6)	9.64 (7.08–13.32)	8.53 (6.3–12.9)	11.01 (8.5–16.01)	11 (7.57–15.6)	0.015*
	10.14 (8.64–13.2)	14.03 (11.1–24.7)	12.25 (9.4–4.45)	10.12 (6.89–12.63)	14.67 (9.24–22.3)	12 (7.74–18.8)	0.004*
	0.32 (0.25–0.44)	0.45 (0.3–0.66)	0.46 (0.32–0.57)	0.34 (0.26–0.49)	0.45 (0.4–0.62)	0.36 (0.26–0.59)	0.044*
	0.42 (0.34–0.46)	0.5 (0.4–0.82)	0.49 (0.39–0.6)	0.38 (0.28–0.46)	0.54 (0.36–0.93)	0.45 (0.3–0.56)	0.003*
	0.27 (0.19–0.37)	0.37 (0.30–0.55)	0.26 (0.17–0.37)	0.22 (0.18–0.33)	0.4 (0.27–0.54)	0.32 (0.2–0.43)	0.002*
	0.28 (0.22–0.39)	0.45 (0.33–0.65)	0.33 (0.24–0.43)	0.31 (0.18–0.39)	0.5 (0.32–0.63)	0.25 (0.15–0.37)	0.001*

Data presented as median and interquartile range. RR, respiratory rate; T_I , inspiratory time; T_E , expiratory time; MV, minute ventilation; Flow_I, inspiratory flow; Flow_E, expiratory flow; s, seconds; L, liters; bpm, beats per minute; ns, not significant. *p-values < 0.05 for Friedman test comparison between quiet breathing, breathing against inspiratory load and recovery steps.

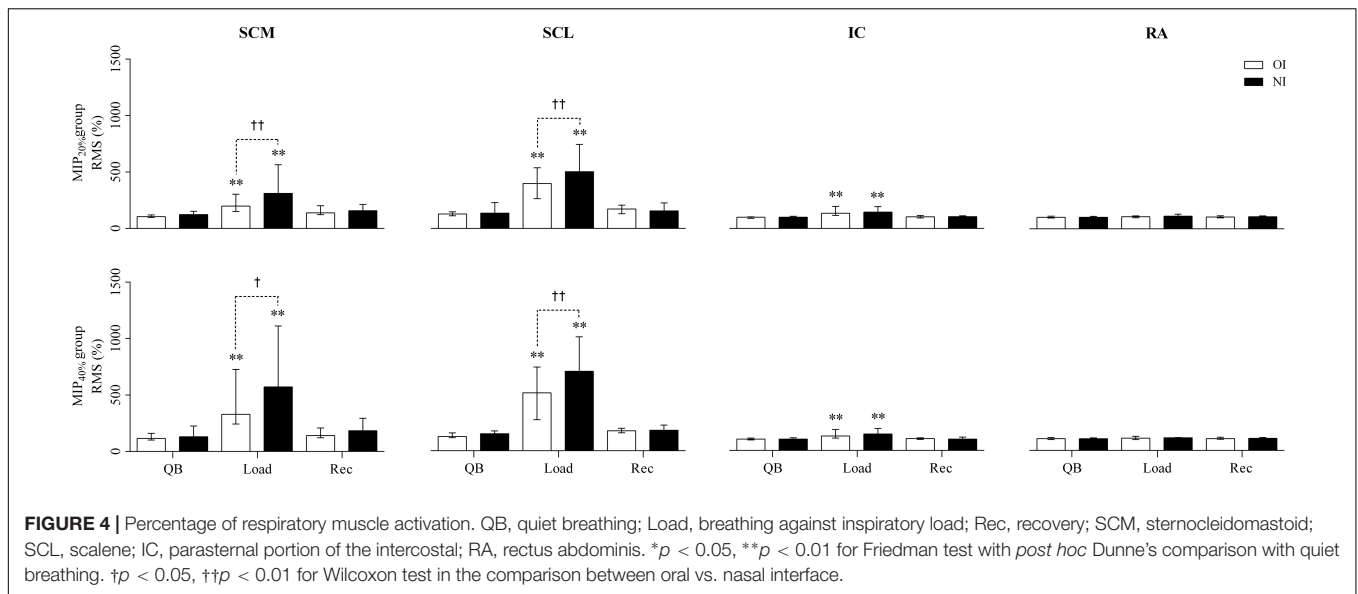


TABLE 3 | Effect size and power test.

		MIP _{20%} group		MIP _{40%} group	
		Comparison between steps			
		Effect size Partial Eta η_p^2	Power	Effect size Partial Eta η_p^2	Power
V_T	Oral interface	0.65	0.99	0.63	0.97
	Nasal interface	0.58	0.99	0.73	0.99
EIV	Oral interface	0.41	0.83	0.4	0.82
	Nasal interface	0.41	0.84	0.64	0.99
EEV	Oral interface	0.16	0.31	0.29	0.60
	Nasal interface	0.35	0.72	0.34	0.70
SCM	Oral interface	0.48	0.92	0.62	0.99
	Nasal interface	0.47	0.92	0.72	0.99
SCL	Oral interface	0.65	0.99	0.73	0.99
	Nasal interface	0.70	0.99	0.7	0.99
IC	Oral interface	0.44	0.89	0.56	0.98
	Nasal interface	0.59	0.99	0.43	0.86

		Comparison between oral interface vs. nasal interface during load			
		Effect size Cohen's d	Power	Effect size Cohen's d	Power
V_T		0.86	0.94	0.84	0.93
EIV		0.62	0.73	0.66	0.78
EEV		0.17	0.11	0.04	0.10
SCM		0.70	0.83	0.6	0.70
SCL		0.73	0.86	0.74	0.86
IC		0.29	0.25	0.4	0.35

Comparison of chest wall volumes and percentage of respiratory muscle activation intensity between quiet breathing, breathing against inspiratory load and recovery steps and between loading of nasal and oral interfaces. V_T , tidal volume; EIV, end inspiratory volume; EIV, end expiratory volume; SCM, sternocleidomastoid; SCL, scalene; IC, parasternal portion of the intercostal; OI, oral interface; NI, nasal interface.

the diaphragm and later assisted by the intercostal muscle, which once activated, showed greater activity than the diaphragm.

Physiologically, the SCL and IC muscles have a primary inspiratory action and greater mechanical advantage (3.4 and

2.2 l^{-1} , respectively) than the SCM (2.0 l^{-1}). The secondary inspiratory function of the SCM, justifies its delayed recruitment. These values are representative of a mechanical advantage and were calculated by an indirect approach, based on the

Maxwell reciprocity theorem. This theorem, when applied to the respiratory system, predicts that the potential change in the airway pressure produced by a particular muscle contracting alone against a closed airway is related to the mass of the muscle, the maximal active muscle tension per unit cross-sectional area, and the fractional change in muscle length per unit volume increase of the relaxed chest wall (De Troyer et al., 1998; Legrand et al., 2003). Another variable to be considered is the mass of the muscles, because, although the action of the IC is primary, its parasternal portion weighs only 3.2 g (De Troyer et al., 1998). Even though the IC is active from the beginning, the small mass could explain its reduced electrical activity during higher ventilatory demand when compared to other muscles. In contrast, the masses of the SCL and SCM muscles are approximately 33.2 and 62.2 g, respectively (Legrand et al., 2003). The fact that the SCM has almost twice as much mass as the SCL explains why they have similar muscular electrical activity despite the mechanical disadvantage of the SCM.

In summary, responding to inspiratory loads, the IC and SCL are initially recruited, but only the SCL responds by increasing its activation intensity according to the load. At loads greater than 20% of MIP, the SCM is recruited and has a similar intensity to the SCL due to its larger size. The SCM also increases its activity to match the load.

We did not find variations in the RA muscle activity in any of the comparisons made. Mesquita Montes et al. (2016) studied the effect of inspiratory and expiratory loads on the abdominal muscle activity in healthy subjects. They found results similar to ours, no variations on the RA muscle activity in response to inspiratory load, but an increased activity when using an expiratory load. Additionally, the authors described the behavior of the external oblique and transverse abdominus/internal oblique muscles. The latter reduced its activity when an inspiratory load was used, probably in order to minimize the effect of increased intra-abdominal pressure. This resulted in a greater recruitment of the diaphragm, thus revealing the contribution of the abdominal muscle during inspiration in response to increased ventilatory demand.

We did not analyze the activity of the external oblique, transverse abdominus, and internal oblique muscles. They are more sensitive to detecting abdominal muscle activity. This is a limitation to the present study. We used sEMG, which was not very effective in measuring the RA muscle activity, because of the thicker adipose layer covering. Another limitation to this study is the fact that the acute effects were assessed only for a limited period, which was necessary for the integrated analysis of the OEP and sEMG systems. However, the study presented favorable evidence on the use of inspiratory flow load

and its application to upper airways, such as a better breathing pattern and greater muscle activation. An increase in lung volume mobilization in response to the imposed load favorable to causing restrictive disorders was observed, without an increase in the end-expiratory volume and therefore, allowing its use also in obstructive disorders. In addition, we believe the nasal interface could be used as an alternative for treating patients with muscle weakness or facial deformities when it is not possible to use mouthpieces. Longitudinal studies must be performed in order to identify the long-term effects of inspiratory load application on ventilation and respiratory muscle strength.

CONCLUSION

The results of our study indicate that applying inspiratory loads with a nasal interface is more effective in eliciting an increase on the inspiratory muscle activity, the chest wall and the compartmental volumes. As a perspective for future studies, we suggest evaluating the effects of IMT with a focus on the upper airways, in order to observe its repercussions on lung function.

ETHICS STATEMENT

We declare that the above mentioned manuscript was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Rio Grande do Norte under protocol 1.251.451/2015, according to the Declaration of Helsinki of 1975.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

JdF: literature search, data collection, study design, analysis of data, and manuscript preparation. KB: analysis of data and manuscript preparation. VR: review of manuscript. GF: study design and review of manuscript. AA: literature search and review of manuscript.

FUNDING

The study received financial support from the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), PGC/CAPES 054/2014 – 23038.007514/2014-78 and Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) process: 400316/2012-9. GF received a grant from CNPq number 307353/2015-0. VR received a grant from CNPq number 310091/2015-2.

REFERENCES

- Aliverti, A., Cala, S. J., Duranti, R., Ferrigno, G., Kenyon, C. M., Pedotti, A., et al. (1997). Human respiratory muscle actions and control during exercise. *J. Appl. Physiol.* 83, 1256–1269. doi: 10.1152/jappl.1997.83.4.1256
- Aliverti, A., and Pedotti, A. (2003). Opto-electronic plethysmography. *Monaldi Arch. Chest Dis.* 59, 12–16.
- American Thoracic Society/European Respiratory Society (2002). ATS/ERS statement on respiratory muscle testing. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 166, 518–624. doi: 10.1164/rccm.166.4.518
- Araújo, P. R. S., Resqueti, V. R., Nascimento, J. Jr., Carvalho, L. D. A., Cavalcanti, A. G. L., Silva, V. C., et al. (2012). Valores de referência da pressão inspiratória nasal em indivíduos saudáveis no Brasil: estudo multicêntrico. *J. Bras. Pneumol.* 38, 700–707. doi: 10.1590/S1806-37132012000600004

- Barbiero, E., Vanderlei, L., Nascimento, P., Costa, M., and Scalabrini Neto, A. (2007). Influência do biofeedback respiratório associado ao padrão quiet breathing sobre a função pulmonar e hábitos de respiradores bucais funcionais. *Braz. J. Phys. Ther.* 11, 347–353. doi: 10.1590/s1413-35552007000500004
- Cala, S. J., Kenyon, C. M., Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Pedotti, A., et al. (1996). Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. *J. Appl. Physiol.* 81, 2680–2689. doi: 10.1152/jappl.1996.81.6.2680
- Cunha, A. P. D. N. D., Marinho, P. É. D. M., Silva, T. N. S., França, E. É. T. D., Amorim, C., Filho, V. C. G., et al. (2005). Efeito do Alongamento sobre a Atividade dos Músculos Inspiratórios na DPOC. *Saude Rev.* 7, 13–19.
- Da Gama, A. E., De Andrade Carvalho, L., Feitosa, L. A., Do Nascimento Junior, J. F., Da Silva, M. G., Amorim, C. F., et al. (2013). Acute effects of incremental inspiratory loads on compartmental chest wall volume and predominant activity frequency of inspiratory muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 1269–1277. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.07.014
- De Troyer, A., Legrand, A., Gevenois, P.-A., and Wilson, T. A. (1998). Mechanical advantage of the human parasternal intercostal and triangularis sterni muscles. *J. Physiol.* 513, 915–925. doi: 10.1111/j.1469-7793.1998.915ba.x
- Falla, D., Dall'alba, P., Rainoldi, A., Merletti, R., and Jull, G. (2002). Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles—a basis for clinical and research electromyography applications. *Clin. Neurophysiol.* 113, 57–63. doi: 10.1016/s1388-2457(01)00708-8
- Han, J. N., Gayan-Ramirez, G., Dekhuijzen, R., and Decramer, M. (1993). Respiratory function of the rib cage muscles. *Eur. Respir. J.* 6, 722–728.
- Hawkes, E. Z., Nowicky, A. V., and McConnell, A. K. (2007). Diaphragm and intercostal surface EMG and muscle performance after acute inspiratory muscle loading. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 155, 213–219. doi: 10.1016/j.resp.2006.06.002
- Held, P. A. D. C., Silva, W. M. S., Silva, T. L. P., Di Lorenzo, K. R., and Pires, V. A. (2008). Treinamento muscular e da respiração nasal em crianças respiradoras orais. *Fisioter. Mov.* 21, 119–127.
- Hostettler, S., Illi, S. K., Mohler, E., Aliverti, A., and Spengler, C. M. (2011). Chest wall volume changes during inspiratory loaded breathing. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 175, 130–139. doi: 10.1016/j.resp.2010.10.001
- Langer, D., Charusisin, N., Jácome, C., Hoffman, M., McConnell, A., Decramer, M., et al. (2015). Efficacy of a novel method for inspiratory muscle training in people with chronic obstructive pulmonary disease. *Phys. Ther.* 95, 1264–1273. doi: 10.2522/ptj.20140245
- Legrand, A., Schneider, E., Gevenois, P. A., and De Troyer, A. (2003). Respiratory effects of the scalene and sternomastoid muscles in humans. *J. Appl. Physiol.* 94, 1467–1472. doi: 10.1152/japplphysiol.00869.2002
- Maarsingh, E. J., Van Eykern, L. A., Sprickelman, A. B., Hoekstra, M. O., and Van Aalderen, W. M. (2000). Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *J. Appl. Physiol.* 88, 1955–1961. doi: 10.1152/jappl.2000.88.6.1955
- McConnell, A. K., and Romer, L. M. (2004). Respiratory muscle training in healthy humans: resolving the controversy. *Int. J. Sports Med.* 25, 284–293. doi: 10.1055/s-2004-815827
- Merletti, R., Farina, D., and Granata, A. (1999). Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.* 50, 293–300.
- Mesquita Montes, A., Baptista, J., Crasto, C., De Melo, C. A., Santos, R., and Vilas-Boas, J. P. (2016). Abdominal muscle activity during breathing with and without inspiratory and expiratory loads in healthy subjects. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 30, 143–150. doi: 10.1016/j.jelekin.2016.07.002
- Neder, J. A., Andreoni, S., Lerario, M. C., and Nery, L. E. (1999). Reference values for lung function tests: II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz. J. Med. Biol. Res.* 32, 719–727. doi: 10.1590/s0100-879x1999000600007
- Nobre, M. E., Lopes, F., Cordeiro, L., Marinho, P. E., Silva, T. N., Amorim, C., et al. (2007). Inspiratory muscle endurance testing: pulmonary ventilation and electromyographic analysis. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 155, 41–48. doi: 10.1016/j.resp.2006.04.005
- Oliveira, E. K., Silva, V. Z., and Turquetto, A. L. (2009). Relationship on walk test and pulmonary function tests with the length of hospitalization in cardiac surgery patients. *Rev. Bras. Cir. Cardiovasc.* 24, 478–484.
- Pereira, A. C. C., Sato, T., and Carla Rodrigues, S. (2007). Novos valores de referência para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca. *J. Bras. Pneumol.* 33, 397–406. doi: 10.1590/s1806-37132007000400008
- Sanna, A., Bertoli, F., Misuri, G., Gigliotti, F., Iandelli, I., Mancini, M., et al. (1999). Chest wall kinematics and respiratory muscle action in walking healthy humans. *J. Appl. Physiol.* 87, 938–946. doi: 10.1152/jappl.1999.87.3.938
- Sasaki, M. (2007). The effect of expiratory muscle training on pulmonary function in normal subjects. *J. Phys. Ther. Sci.* 19, 197–203. doi: 10.1589/jpts.19.197
- Schiratzki, H. (2009). The oral and laryngeal components of the upper airway resistance during mouth breathing. *Acta Otolaryngol.* 60, 71–82. doi: 10.3109/00016486509126989
- Shakouri, S. K., Salekzamani, Y., Taghizadieh, A., Sabbagh-Jadid, H., Soleymani, J., Sahebi, L., et al. (2015). Effect of respiratory rehabilitation before open cardiac surgery on respiratory function: a randomized clinical trial. *J. Cardiovasc. Thorac. Res.* 7, 13–17. doi: 10.15171/jcvtr.2014.03
- Soderberg, G. L., and Knutson, L. M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys. Ther.* 80, 485–498.
- Strohl, K. P., Butler, J. P., and Malhotra, A. (2012). Mechanical properties of the upper airway. *Compr. Physiol.* 2, 1853–1872.
- Walterspacher, S., Pietsch, F., Walker, D. J., Rocker, K., and Kabitz, H. J. (2018). Activation of respiratory muscles during respiratory muscle training. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 247, 126–132. doi: 10.1016/j.resp.2017.10.004
- Wilkens, H., Weingard, B., Lo Mauro, A., Schena, E., Pedotti, A., Sybrecht, G. W., et al. (2010). Breathing pattern and chest wall volumes during exercise in patients with cystic fibrosis, pulmonary fibrosis and COPD before and after lung transplantation. *Thorax* 65, 808–814. doi: 10.1136/thx.2009.131409

Conflict of Interest Statement: AA is a co-inventor of the optoelectronic plethysmography whose patent rights are held by his institution, the Politecnico di Milano.

The remaining authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2019 da Fonsêca, Resqueti, Benício, Fregonezi and Aliverti. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

**Breathing pattern and muscle activity using different inspiratory resistance
devices in children with MBS**

Authors: Jéssica Danielle Medeiros da Fonsêca, MSc^{1,2}; Andrea Aliverti, PhD³; Kadja Benício, MSc^{1,2}; Valéria Soraya de Farias Sales, PhD⁴; Luciana Fontes Silva da Cunha Lima, PhD⁵; Vanessa Regiane Resqueti, PhD^{1,2}; Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi, PhD^{1,2}

¹PneumoCardioVascular Lab/HUOL, Hospital Universitário Onofre Lopes, Empresa Brasileira de Serviços Hospitalares (EBSERH) & Departamento de Fisioterapia Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Rio Grande do Norte, Brasil

²Laboratório de Inovação Tecnológica em Reabilitação, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Rio Grande do Norte, Brasil

³Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria, Politecnico di Milano, Milan, Italy

⁴Departamento de Análises Clínicas e Toxicológicas, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, UFRN, Natal RN, Brazil.

⁵Departamento de Cirurgia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, UFRN, Natal RN, Brazil.

Funding: The study received financial support from the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), PGCI CAPES 054/2014 - 23038.007514/2014-78 and Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) process: 400316/2012-9. Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi

received a grant from CNPq number 307353/2015-0, and Vanessa Resqueti received a grant from CNPq number 310091/2015-2.

Conflicts of interest: Dr. A. Aliverti is co-inventor of optoelectronic plethysmography whose patent rights are held by his institution, the Politecnico di Milano. All other authors have no conflict of interest to disclose.

Correspondence: Prof. Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi, PneumoCardioVascular Lab Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Campus Universitário, Lagoa Nova, CEP 59072970 – Natal, RN – Brasil. Caixa-postal: 1524. Telefone: (84) 3342-2002. E-mail: fregonezi.guilherme@gmail.com.

Keywords: Respiratory muscles; Mouth breathing; Children; Electromyography; Plethysmography.

Abbreviated title: Effect of inspiratory devices in children with MBS

Abstract

Aim: The aim of this study was to evaluate the acute effects of different inspiratory resistance devices and intensity of loads via nasal airway on the breathing pattern and activity of the respiratory muscles in children with mouth breathing syndrome (MBS).

Methods: 39 children with MBS were randomized into two groups based on inspiratory load intensity (20% and 40% of the Maximal Inspiratory Pressure). These subjects were assessed during quiet breathing, breathing against inspiratory load via nasal airway and recovery. The measurements were repeated using two different devices (pressure threshold (PT) and flow resistance (FR)). Chest wall volumes and respiratory muscles activity were evaluated by optoelectronic plethysmography and surface electromyography, respectively.

Results: During the application of inspiratory load, significant changes occurred in respiratory rate ($p<0.04$), inspiratory time ($p<0.02$), total time of respiratory cycle ($p<0.02$), minute volume ($p<0.03$), tidal volume ($p<0.01$) and scalene and sternocleidomastoid muscles activity (RMS values, $p<0.01$) when compared to quiet spontaneous breathing and recovery, regardless of load level or device applied. The application of inspiratory load using the FR device showed an increase in the tidal volume ($p<0.02$) and end-inspiratory volume ($p<0.02$).

Conclusion: The addition of inspiratory loads using a nasal interface has a positive effect on the breathing pattern and electrical activity of the inspiratory muscles, and the FR device is more effective for lung volume generation.

Introduction

Mouth breathing is characterized by a shift in the physiological type of exclusively nasal breathing to oral or mixed breathing¹ for a period of more than six months². It is more common in childhood and due to its various causes is classified as mouth breathing syndrome (MBS)³.

A modification from nasal to oral breathing will be accompanied by functional and morphological adaptive transformations⁴ and determine changes in stomatognathic, musculoskeletal and respiratory systems². Studies also report MBS repercussions such as: learning deficits⁵, nutritional imbalances⁶, auditory loss⁷, behavioral changes⁸ and impairment of respiratory and exercise capacity⁹.

Postural changes resulting from mouth breathing contributes to the increase of thoracic kyphosis and compromise the volume generation of the chest wall^{10,11}. The postural disorder initiated in the cervical spine will negatively influence the contraction of the diaphragm and abdominal muscles, impacting their synergism and leading to a reduced chest wall expansion and respiratory muscles weakness^{1,2}. Moreover, failure occurs in the filtration, humidification and heating of the inspired air, which stimulates an increased presence of leukocytes in the blood, increasing the lungs hypersensitivity and decreasing their volumes and capacity¹². In a previous study Held et al.¹³ performed training of respiratory muscles using the nasal breathing in MBS children and reported improvements in respiratory muscle strength and nasal respiratory flow.

The application of inspiratory load aims to increase endurance and respiratory muscle strength in order to favor the respiratory system¹⁴. Various respiratory resistance modalities have been reported in the literature: voluntary isocapnic hyperpnea, flow resistive loading and pressure threshold loading¹⁵. However, the specific repercussions of each type of inspiratory load are not explicit.

Considering the respiratory changes due to mouth breathing and the possible benefits of using inspiratory loads via the nasal airway, we hypothesized that applying the load using a nasal interface would improve the breathing pattern, the variation of chest wall volumes and the muscle activity of respiratory muscles in MBS children. Furthermore, this study was designed to also evaluate the responses of these variables with different inspiratory resistance devices.

Methods

Type of study and subjects

This research was a cross-sectional study and it was approved by the Hospital Research Ethics Committee (number 1.251.451/2015). The participants legal guardians signed a consent form drafted according to the Helsinki Declaration.

Children with diagnosis of MBS assisted by the Otorhinolaryngology Outpatient Clinic of Onofre Lopes University Hospital / Brazilian Hospital Services Company (HUOL/EBSERH) were recruited for the study. Selected subjects were of both gender, with ages from 6 to 13 years, body mass index (BMI) classified according to the World Health Organization normality standard¹⁶, and relation between forced expiratory volume in the first second and forced vital capacity (FEV_1 / FVC) greater than 80% of predicted¹⁷. Subjects who failed to perform the tests or voluntarily removed themselves from the study were excluded.

Randomization and study design

The sample was randomized and allocated into two groups by way of a simple draw. They were grouped according to the intensity of load applied, 20% or 40% of the Maximum Inspiratory Pressure ($MIP_{20\%}$ and $MIP_{40\%}$, respectively). Assessments were carried out in two stages: 1) clinical, spirometric and respiratory muscle strength evaluation; and 2) chest wall volumes concomitant to the activity of respiratory muscles.

During stage 2, the assessment consisted of three steps of 30 s each: 1) quiet breathing (Qb), 2) breathing against inspiratory load using a nasal interface (Load) and 3) recovery (Rec) (figure 1). The load intensities were applied using two different devices: pressure threshold (PT) and flow resistance (FR). The order of application was also randomized following a simple draw.

2.3 Pulmonary function and respiratory muscle strength

Spirometry was performed using the KoKo DigiDoser[®] spirometer (Longmont, USA). The evaluations were performed according to the criteria of acceptability and reproducibility of the American Thoracic Society / European Respiratory Society (ATS/ERS)¹⁸ and the reference values derived according to the recommendations of the Brazilian Guidelines for pulmonary function test¹⁷.

Respiratory muscle strength was determined by measuring maximal inspiratory pressure (MIP), maximal expiratory pressure (MEP) and sniff nasal inspiratory pressure (SNIP) using a digital manovacuometer (NEPEB-LabCare / UFMG, Belo Horizonte - MG, Brazil). The evaluations were performed according to the ATS/ERS¹⁸ acceptability and reproducibility criteria. Reference values previously published by Lanza et al.¹⁹ were used for MIP and MEP, whereas the reference values of Stefanutti and Fitting²⁰ were used for the SNIP.

Optoelectronic Plethymography

The measurement of the volumes of the chest wall (CW) and its compartments: pulmonary rib cage (RCp), abdominal rib cage (RCa) and abdomen (Ab) was performed by Optoelectronic Plethysmography (OEP, BTS[®], Milano - Italy)²¹. Before each data acquisition, the equipment was calibrated at a frequency of 60Hz. Six photosensitive cameras positioned around the subject (3 in the anterior region and 3 in the posterior

region) captured the movement variation of 89 reflexive markers fixed at specific points of the thorax²².

Surface electromyography

The sEMG was performed following the recommendations of the International Society Electrophysiology Kinesiology (ISEK)²³. Myoelectric signal was recorded using the electromyographic TeleMyo DTS Desk Receiver® (Noraxon USA Inc., Scottsdale, USA) and four wireless sensors Clinical DTS (Noraxon USA Inc., Scottsdale, USA) with 20-500Hz pass filter -band, 1000 gain, 16-bit resolution, and a common mode rejection rate greater than 120 dB. Bipolar double-trace Ag/AgCl (Miotec, Porto Alegre, Brazil) passive surface self-adhesive electrodes were placed on these muscles: scalene (SCL) at a distance of 5 centimeters from the sternum-clavicular joint and 2 centimeters above this point²⁴, sternocleidomastoid (SCM) in the lower third of the distance between the mastoid process and the sternum-clavicular joint²⁵, intercostal (IC) over the second intercostal space and 3 cm from the sternum, and rectus abdominis (RA) at 4 cm from the umbilical scar²⁶, and all placed on the right side of the body to minimize cardiac noise interference. Before placing the electrodes, the skin region was trichotomized and cleaned with alcohol to reduce the impedance for capturing the electrical signal. Data acquisition and analysis was performed using the MR 3.2 (Noraxon, Inc., Scottsdale, USA). Raw data was analyzed by means of RMS (root mean square) and normalized from respiratory baseline values²⁷.

Inspiratory load

The inspiratory loads were applied with a nasal interface using two different inspiratory resistance devices: 1) an inspiratory mechanical device providing a pressure threshold load (Threshold™ IMT, Philips Respironics, Inc., Murrysville, PA, USA) and

2) an electronic device with variable flow resistive load (POWERBreathe[®], KH5, HaB International Ltd, UK).

THRESHOLD[™] IMT is a mechanical inspiratory pressure threshold device. The resistance is spring-imposed with a predetermined pressure, where sufficient inspiratory muscular effort is required to overcome the resistance and promote a valve opening for air passage. This is maintained as long as the pressure threshold is being reached. The POWERBreathe[®] KH5 is an electronically controlled variable flow resistance device, in which an absolute initial load is assigned and successively reduced depending on the inspiratory flow generated by the subject.

Figure 1 demonstrates the variation of the tidal volume of the chest wall during the three evaluation steps (Qb, Load and Rec) and during the use of both inspiratory resistance devices (pressure threshold and flow resistance).

Sample size and statistical analysis

Sample size was established considering the tidal volume as the main variable. Five subjects in each group (total of 10 subjects) were evaluated using hypothetical one-way ANOVA for repeated measures during all three steps (QB, Load and Rec). A sample size medium of 11 subjects per group was estimated using the following: an alpha error of 0.05 with bilateral distribution and a test power of 80%.

Data normality was verified using the Shapiro-Wilk test. The ANOVA one-way for repeated measures and Friedman tests were used to analyze the parametric and non-parametric variables, respectively, of the steps of spontaneous quiet breathing, breathing against inspiratory load and recovery, and in the case of a significant difference, Dunn's post hoc was applied. The comparison between groups (MIP_{20%} and MIP_{40%}) and between devices (PT and FR) were performed using Mann-Whitney and Wilcoxon tests, respectively, when variables were non-parametric. Multiple comparison ANOVA for

repeated measures (post hoc Bonferroni) was used when variables were parametric. The power (β) and effect size (ES) were estimated and are detailed in the results section of this study.

For data analysis, the GraphPad Prism 6.0 program for Windows (GraphPad Software, San Diego, USA) was used. The sample size calculation, β , and ES of the study were calculated using GPower software version 3.1.9.2 (University of Düsseldorf, Kiel, Germany). For all statistical analyses, a level of significance $p < 0.05$ with bilateral distribution was adopted.

Results

We recruited 72 patients, of which 39 were screened to participate in this study. Ten subjects were excluded due to low quality of data acquisition. Resulting in a final sample of 29 subjects that were randomized and categorized into two groups (MIP_{20%}: 14 and MIP_{40%}: 15) (Figure 2). The description and characterization of the sample regarding clinical, spirometric and respiratory muscle strength data are shown in table 1.

The variables from optoelectronic plethysmography and sEMG were normalized by quiet spontaneous breathing (Δ Load-Qb and Δ Rec-Qb) and will be demonstrated below.

Chest wall volumes

As shown in figure 3, regardless of the imposed load, significant increases in the tidal volume of the chest wall ($V_{T,CW}$) were found during the Load step when compared to Qb and Rec steps ($p < 0.01$). These changes occurred in the rib cage compartments (RCp and RCa) in the MIP_{20%} group and in all compartments in the MIP_{40%} group. The generation of $V_{T,CW}$ was greater when using the flow resistance vs. pressure threshold device (MIP_{20%}, $p = 0.02$ and MIP_{40%}: $p = 0.01$). The MIP_{40%} group presented significant

increase in the volume of abdominal compartment when compared to the MIP_{20%} group during the application of load in both devices (PT and RF, $p = 0.01$).

Regarding the operational volumes, a significantly higher end-inspiratory volume (EIV) ($p < 0.01$) was observed during Load step when compared to QB and Rec regardless of load or type of device applied. The rib cage compartments were the main determinants for this increase. In addition, a significant decrease in end-expiratory volume (EEV) (PT, $p = 0.01$ and FR, $p = 0.03$) was observed when 40% of load was imposed, and the abdomen compartment was responsible for this result. When comparing devices, the FR device promoted a greater increase in EIV compared to the PT device during load application (MIP_{20%}: $p = 0.01$; MIP_{40%}: $p = 0.02$), with no differences in EEV observed in this comparison. The 40% of MIP load generated EEV reduction when compared to 20% of MIP load in both devices (PT and FR, $p = 0.01$). Changes in operating volumes are shown in figure 4.

In both groups and devices, during inspiratory load, the breathing pattern showed a decrease of respiratory rate (RR) and an increase of total time of respiratory cycle (T_{TOT}), inspiratory time (T_I), duty cycle and minute ventilation (MV). During the recovery step these variables returned to baseline values. Expiratory time (T_E) did not present significant variations. The comparison between devices, although not significant, presented an average increase of 0.51s in T_{TOT} and 0.49s in T_I when the FR device was applied. These analyses are shown in table 2.

Electrical activity of respiratory muscles

Surface electromyography signals were normalized, and their representations are shown in figure 5. During load steps, the activity of SCM and SCL muscles increased in comparison to QB and Rec steps ($p < 0.01$). However, the IC muscle only showed this activity with the intensity of 40% of MIP load ($p = 0.01$). RA muscle did not present

significant changes. There was no significant difference between inspiratory resistance devices. In the intergroup analysis, an increase in %RMS of the SCM (PT: 243.5% RMS, FR: 291.8% RMS), SCL (PT: 100.6% RMS, FR: 223.2% RMS), IC (PT: 39.8% RMS, FR: 31.54% RMS) and RA muscles (30% RMS) was observed during loading of 40% vs. 20% of MIP, however without significance.

Power and Effect size

Table 3 summarizes the effect size and power test for chest wall volumes and the sEMG RMS values of the SCM, SCL and IC muscles during Qb, Load and Rec steps. It also shows the comparison between flow resistance and pressure threshold devices during the application of inspiratory load.

Discussion

We studied the acute effects of applying different inspiratory resistance devices and load intensities using a nasal interface on breathing pattern variations and respiratory muscle activation in MBS children. The main findings were: 1) acute inspiratory loading using a nasal interface increased chest wall volumes and muscle electrical activity; 2) the effects in chest wall volumes were more evidenced when using the variable flow resistance device compared to the pressure threshold device; 3) confirmation of respiratory muscles weakness in MBS children.

In order to evaluate the pulmonary function of MBS children, we performed a spirometry and measured maximum respiratory pressures, but unlike the results found in the literature¹¹ we did not find reduced values in our sample. However, we confirmed the respiratory muscles weakness of these subjects, a result supported by several authors.^{1,9} Silveira et al.¹¹ found postural changes due to MBS, which correlates negatively with respiratory function, reducing its values. Reduction of pulmonary volume is a characteristic of restrictive respiratory disorders and occurs as a consequence of a

decreased respiratory muscle strength. This leads to more superficial respiratory cycles and/or reduction of costal grid expandability, leading to impairment of pulmonary function. These changes contribute to the formation of atelectasis and retention of secretions, which predispose respiratory tract infections, as well as may negatively reflect on tolerance and exercise capacity due to hypoventilation.

Postural and respiratory repercussions resulting from oral breathing persists in adulthood²⁸, impacting the respiratory system and also the functional exercise capacity. Thus, early diagnosis is important for proper intervention in order to avoid anomalies²⁹. Cuccia, Lotti and Caradonna³⁰ reported that, when regularization of this breathing occurs (from oral to nasal) until adolescence, normalization of the craniocervical posture tends to occur.

The literature is limited regarding respiratory interventions in MBS children. We found benefits on the breathing pattern and muscle activity when applying inspiratory load using a nasal interface. A protocol of respiratory muscle training and nasal breathing in MBS children performed by Held et al.¹³ resulted in improvement of respiratory muscle strength, with MIP reaching its predicted values and also improvement in nasal respiratory flow. The authors explained the importance of nasal respiratory training for the reestablishment of lung volume and nostrils elasticity. This promoted an increase of nasal airflow evidenced by greater nasal inspiratory flow peak values. Barbiero et al.³¹ observed improvements in forced vital capacity, Tiffeneau score, respiratory muscle strength and daily habits in mouth breathers after therapy with reexpansive respiratory exercises associated with respiratory biofeedback. However, both studies used simplistic methodologies to evaluate pulmonary function and were not clear regarding the respiratory muscle activity.

The application of inspiratory loads for muscle training has the potential to improve respiratory muscle strength and endurance. We observed that the application of acute inspiratory loads promoted an increase of $V_{T,CW}$ due to the recruitment of rib cage compartments ($R_{cp} + R_{ca}$) in lower intensity loads (20% of the MIP) and recruitment of all compartments in higher loads (40% of the MIP). Tidal volume is the product resulting from the variation between operational volumes (EIV and EEV), which behaved differently depending on the intensity of load imposed. Initially, at lower intensities, the volume generation is entirely due to EIV expansion in the rib cage. And, at higher load levels, occurs additional EEV recruitment in the abdomen.

During the application of 20% of MIP load, we found a constant EEV in all compartments and increased EIV values only in the rib cage compartments. Indicating that the increase in $V_{T,CW}$ at this load level was exclusively due to the action of inspiratory muscles. Differently, when 40% of MIP load was applied, we also found EIV increased in the rib cage compartments, but EEV was constant only in the rib cage and reduced in the abdomen. This behavior is responsible for the reduced $EEV_{,CW}$ and indicates that both the rib cage and abdominal muscles contribute to increase $V_{T,CW}$ at greater demands of work.

The reduction of abdominal EEV associated to its constant volume in the rib cage is a mechanism favorable to the action of the diaphragm muscle. It increases the diaphragm pre-inspiratory length and prevents its excessive shortening during inspiration. Similarly, EIV increased in chest wall and constant in the abdomen facilitates the mechanics of chest wall inspiratory muscles, increasing their shortening during inspiration and preventing their excessive pre-inspiratory stretching³². Romagnoli et al.³³ and Aliverti et al.³² evaluated hypercapnic stimulation and exercise, respectively, in healthy subjects and found variations in chest wall kinematics similar to our studies. They

concluded that thoracic and abdominal muscles are used as a pressure generator and that coordinated action of these muscles minimizes the pressure produced by the diaphragm, which then acts primarily as a flow generator.

A more efficient ventilatory pattern during load imposition also was observed in our study, regardless of load level applied or device used. We found an increase in T_I which is related to the lung filling time and promotes an increase in EIV. We also found an increase in T_E , this works as an effective mechanism to allow sufficient time to empty the lungs avoiding EEV increase, and thus not causing dynamic hyperinflation. Lastly, we found a RR reduction as a result of longer respiratory cycles due to T_{TOT} increase, which facilitates the ventilation.

The sEMG helped us to interpret the results. There was an increase in inspiratory muscle activity simultaneously to an increase in lung volumes. When the 20% of MIP load was imposed, the SCM and SCL muscles were recruited to generate volume in the rib cage. In the 40% of MIP load, additional activation of IC muscle occurred and, although not significantly expressed, the RA muscle presented an increase of 30% RMS in its activity compared to the MIP_{20%} group. This result reinforces that in initial loads only the rib cage muscles are responsible for the volume generation, whereas at higher loads, the abdominal and rib cage muscles act together. Hawkes, Nowichy and McConnell³⁴ evaluated the acute effects of submaximal inspiratory load on MIP, diaphragm and intercostal activation of healthy subjects. Similarly to our results, they found incremental responses in muscle recruitment. They identified this behavior as a way to optimize respiratory muscle synergy for strength generation.

In our study two different inspiratory resistance devices were used: pressure threshold and flow resistance. The flow resistance device generated greater lung volume when compared to the pressure threshold, while the electromyography did not present

any difference between devices. Hostettler et al.³⁵ refute our results, finding no difference between devices PT and FR when evaluating healthy subjects. However, Langer et al.³⁶ evaluated the effect of inspiratory muscle training with pressure threshold and variable flow resistance in COPD patients, and concluded that subjects who used the FR device tolerated higher training loads and obtained greater improvements in inspiratory function when compared to PT. In another recent study Waltersbacher et al.³⁷ evaluated inspiratory muscle activity in three modes of inspiratory muscle training: pressure threshold, inspiratory flow resistive load and voluntary isocapnic hyperpnea in healthy adult subjects. Their results corroborate with ours when present similar respiratory muscle activation between PT and FR devices.

Langer et al.³⁶ associated the better results using a FR device with its ability to monitor the unsupervised training sessions and to assure that subjects executed the sessions satisfactorily. However, this hypothesis is refuted by our study, since in our protocol both interventions were supervised. Another explanation proposed by these authors is related to the differences in the loads applied. The FR device is an electronic valve that adjusts dynamically and in real time to the generated inspiratory flow. Its mechanism reduces the initial load in order to promote a better volume-pressure relation of inspiratory muscles. Therefore, it maintains a resistance throughout the inspiratory period, allowing the end-inspiratory volume to get closer to total lung capacity.

In addition, we observed a better respiratory pattern during the use of FR vs. PT device. We found higher values of T_{TOT} and particularly of T_I , proving that flow resistance promotes longer inspiratory periods, which are responsible for the increase in EIV. This could be associated with the different inspiratory effort performed with each device. With a pressure threshold, the inspiratory flow starts only after isovolumetric contraction of the inspiratory muscles, and it is only maintained while they are capable

of generating the predetermined threshold pressure. On the other hand, with variable flow resistance, the inspiratory flow is ongoing throughout the inspiratory effort, varying its intensity as the flow-pressure relationship adapts. This mechanism allows the muscles to maintain the work of breathing constant during the entire inspiratory phase resulting in increased pulmonary volume.

As a limitation of this study, we point out the choice of the RA muscle to measure abdominal activity by sEMG. This may have masked our results, since this muscle is located under an adipose layer, making it difficult to capture the signal. However, our results add new perspectives regarding the application of inspiratory loads using a nasal interface, considering the increase in lung volume and inspiratory muscle activity achieved in MBS children. Furthermore, the generation of pulmonary volume was more effective when the flow resistance device was applied. Therefore, the application of this loading modality favors the respiratory system, because an increased pulmonary volume is a protective factor against respiratory tract infections. We suggest that longitudinal studies should be carried out to identify the effects of inspiratory muscle training via nasal airway in MBS children.

Reference

1. Okuro RT, Morcillo AM, Ribeiro MÂGO, Sakano E, Conti PBM, Ribeiro JD. Respiração bucal e anteriorização da cabeça: efeitos na biomecânica respiratória e na capacidade de exercício em crianças. *Jornal Brasileiro de Pneumologia* 2011;37:471-479.
2. Boas AP, Marson FA, Ribeiro MA, Sakano E, Conti PB, Toro AD, Ribeiro JD. Walk test and school performance in mouth-breathing children. *Braz J Otorhinolaryngol* 2013;79(2):212-8.
3. Kuroishi RCS, Garcia RB, Valera FCP, Anselmo-Lima WT, Fukuda MTH. Deficits in working memory, reading comprehension and arithmetic skills in children with mouth breathing syndrome: analytical cross-sectional study. *Sao Paulo Medical Journal* 2015;133:78-83.
4. Cunha TdMAdM, Carlos Maurício Cardeal. Implicações sistêmicas e conduta clínica da síndrome do respirador bucal: revisão da literatura. *Revista de Ciências Médicas e Biológicas* 2014;13(3):388-392.
5. Ribeiro GCA, dos Santos ID, Santos ACN, Paranhos LR, César CPHAR. Influence of the breathing pattern on the learning process: a systematic review of literature. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology* 2016;82(4):466-478.
6. Cunha DAd, Silva GAPd, Silva HJd. Repercussões da respiração oral no estado nutricional: por que acontece? *Arquivos Internacionais de Otorrinolaringologia* 2011;15:223-230.
7. Hitos SF, Arakaki R, Solé D, Weckx LLM. Oral breathing and speech disorders in children. *Jornal de Pediatria (Versão em Português)* 2013;89(4):361-365.
8. Uhlig SE, Marchesi LM, Duarte H, Araujo MT. Association between respiratory and postural adaptations and self-perception of school-aged children with mouth breathing in relation to their quality of life. *Braz J Phys Ther* 2015;19(3):201-10.
9. Milanesi JdM, Weber P, Berwig LC, Ritzel RA, Silva AMTd, Corrêa ECR. Childhood mouth-breathing consequences at adult age: ventilatory function and quality of life. *Fisioterapia em Movimento* 2014;27:211-218.
10. Correa EC, Berzin F. Efficacy of physical therapy on cervical muscle activity and on body posture in school-age mouth breathing children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2007;71(10):1527-35.
11. da Silveira W, de Queiroz Mello FC, Guimarães FS, de Menezes SLS. Postural alterations and pulmonary function of mouth-breathing children. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology* 2010;76(6):683-686.
12. Veron HL, Antunes AG, Milanesi JdM, Corrêa ECR. Implicações da respiração oral na função pulmonar e músculos respiratórios. *Revista CEFAC* 2016;18:242-251.
13. Held PAC, Silva WS, Silva TLP, Di Lorenzo KR, Pires VA. Treinamento muscular e da respiração nasal em crianças respiradoras orais. *Fisioter. Mov.* 2008;21(4):119-127.
14. Sasaki M. The Effect of Expiratory Muscle Training on Pulmonary Function in Normal Subjects. *Journal of Physical Therapy Science* 2007;19(3):197-203.
15. McConnell AK, Romer LM. Respiratory muscle training in healthy humans: resolving the controversy. *Int J Sports Med* 2004;25(4):284-93.
16. World Health Organization WHO. BMI for age 5 to 19 years. 2007.
17. Pereira CAdC. Diretrizes para testes de função pulmonar. *J Pneumol* 2002;29:207-21.

18. ATS / ERS Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;166(4):518-624.
19. Lanza FC, de Moraes Santos ML, Selman JP, Silva JC, Marcolin N, Santos J, Oliveira CM, Dal Lago P, Dal Corso S. Reference Equation for Respiratory Pressures in Pediatric Population: A Multicenter Study. *PLoS One* 2015;10(8):e0135662.
20. Stefanutti D, Benoist MR, Scheinmann P, Chaussain M, Fitting JW. Usefulness of sniff nasal pressure in patients with neuromuscular or skeletal disorders. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;162(4 Pt 1):1507-11.
21. Cala SJ, Kenyon CM, Ferrigno G, Carnevali P, Aliverti A, Pedotti A, Macklem PT, Rochester DF. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. *J Appl Physiol* (1985) 1996;81(6):2680-9.
22. Aliverti A, Pedotti A. Opto-electronic plethysmography. *Monaldi Arch Chest Dis* 2003;59(1):12-6.
23. Merletti R, Farina D, Granata A. Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 1999;50:293-300.
24. Cunha APNM, P. E. M.; Silva, T. N. S.; França, E. E. T; Amorin, C.; Galindo Filho, V. C.; Andrade, A. D. Efeito do Alongamento sobre a Atividade dos Músculos Inspiratórios na DPOC. *Saúde Rev.* 2005;7(17):13-19.
25. Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles--a basis for clinical and research electromyography applications. *Clin Neurophysiol* 2002;113(1):57-63.
26. Maarsingh EJ, van Eykern LA, Sprickelman AB, Hoekstra MO, van Aalderen WM. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *J Appl Physiol* (1985) 2000;88(6):1955-61.
27. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther* 2000;80(5):485-98.
28. Milanese JM, Borin G, Corrêa ECR, da Silva AMT, Bortoluzzi DC, Souza JA. Impact of the mouth breathing occurred during childhood in the adult age: Biophotogrammetric postural analysis. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 2011;75(8):999-1004.
29. Garde JB, Suryavanshi RK, Jawale BA, Deshmukh V, Dadhe DP, Suryavanshi MK. An epidemiological study to know the prevalence of deleterious oral habits among 6 to 12 year old children. *Journal of International Oral Health : JIOH* 2014;6(1):39-43.
30. Cuccia AM, Lotti M, Caradonna D. Oral breathing and head posture. *Angle Orthod* 2008;78(1):77-82.
31. Barbiero E, Vanderlei L, Nascimento P, Costa M, Scalabrini Neto A. Influência do biofeedback respiratório associado ao padrão quiet breathing sobre a função pulmonar e hábitos de respiradores bucais funcionais. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 2007;11:347-353.
32. Aliverti A, Cala SJ, Duranti R, Ferrigno G, Kenyon CM, Pedotti A, Scano G, Sliwinski P, Macklem PT, Yan S. Human respiratory muscle actions and control during exercise. *J Appl Physiol* (1985) 1997;83(4):1256-69.
33. Romagnoli I, Gigliotti F, Lanini B, Bianchi R, Soldani N, Nerini M, Duranti R, Scano G. Chest wall kinematics and respiratory muscle coordinated action during hypercapnia in healthy males. *European Journal of Applied Physiology* 2004;91(5):525-533.

34. Hawkes EZ, Nowicky AV, McConnell AK. Diaphragm and intercostal surface EMG and muscle performance after acute inspiratory muscle loading. *Respir Physiol Neurobiol* 2007;155(3):213-9.
35. Hostettler S, Illi SK, Mohler E, Aliverti A, Spengler CM. Chest wall volume changes during inspiratory loaded breathing. *Respir Physiol Neurobiol* 2011;175(1):130-9.
36. Langer D, Charususin N, Jácome C, Hoffman M, McConnell A, Decramer M, Gosselink R. Efficacy of a Novel Method for Inspiratory Muscle Training in People With Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Physical Therapy* 2015;95(9):1264-1273.
37. Walterspacher S, Pietsch F, Walker DJ, Rocker K, Kabitz HJ. Activation of respiratory muscles during respiratory muscle training. *Respir Physiol Neurobiol* 2018;247:126-132.

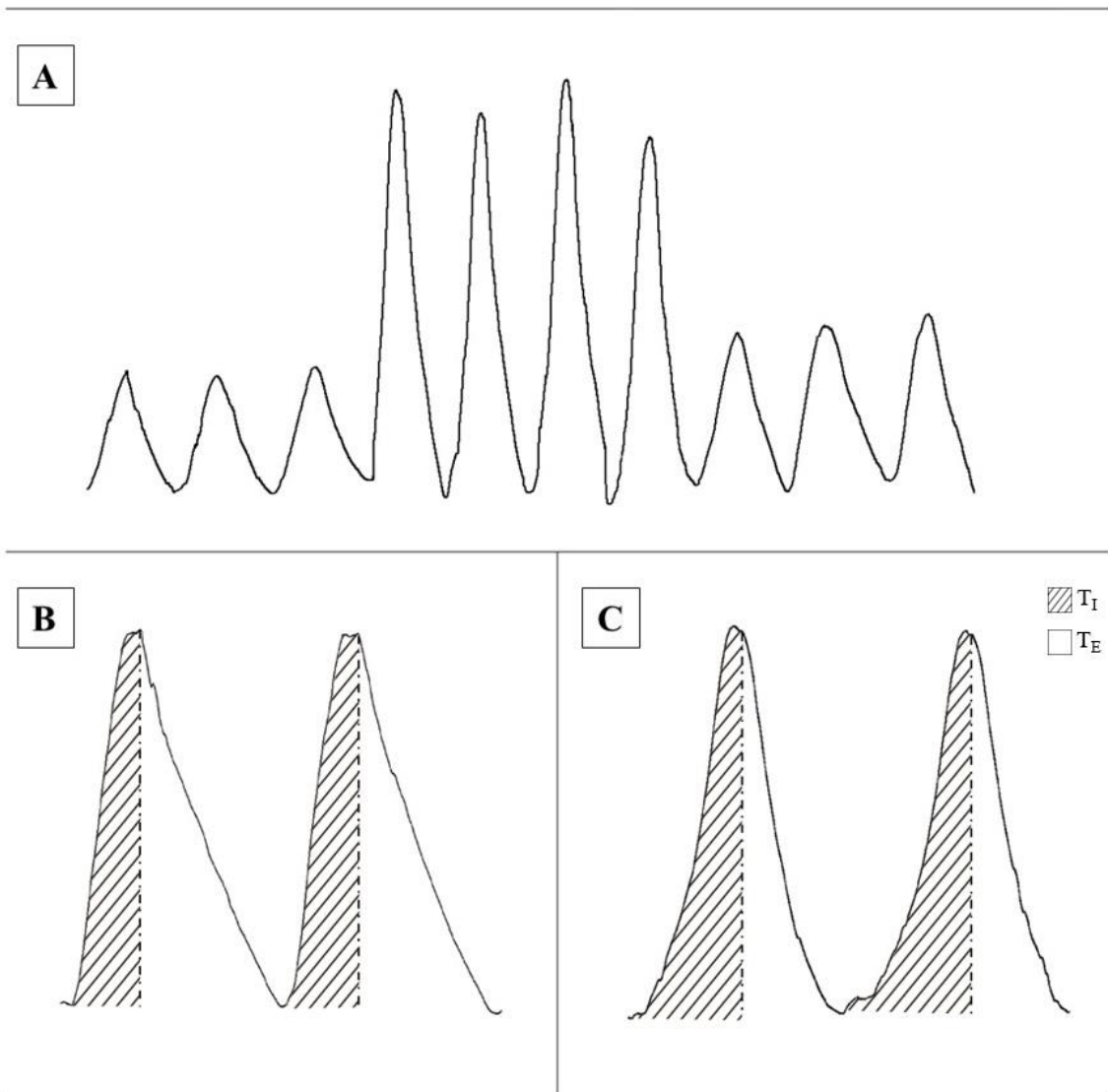


Figure 1. Demonstration of tidal volume variation during the periods of quiet breathing, use of inspiratory load and recovery (A). And comparison of the volume curve in the increment of pressure threshold (B) and flow resistance (C) load. T_I : inspiratory time; T_E : expiratory time.

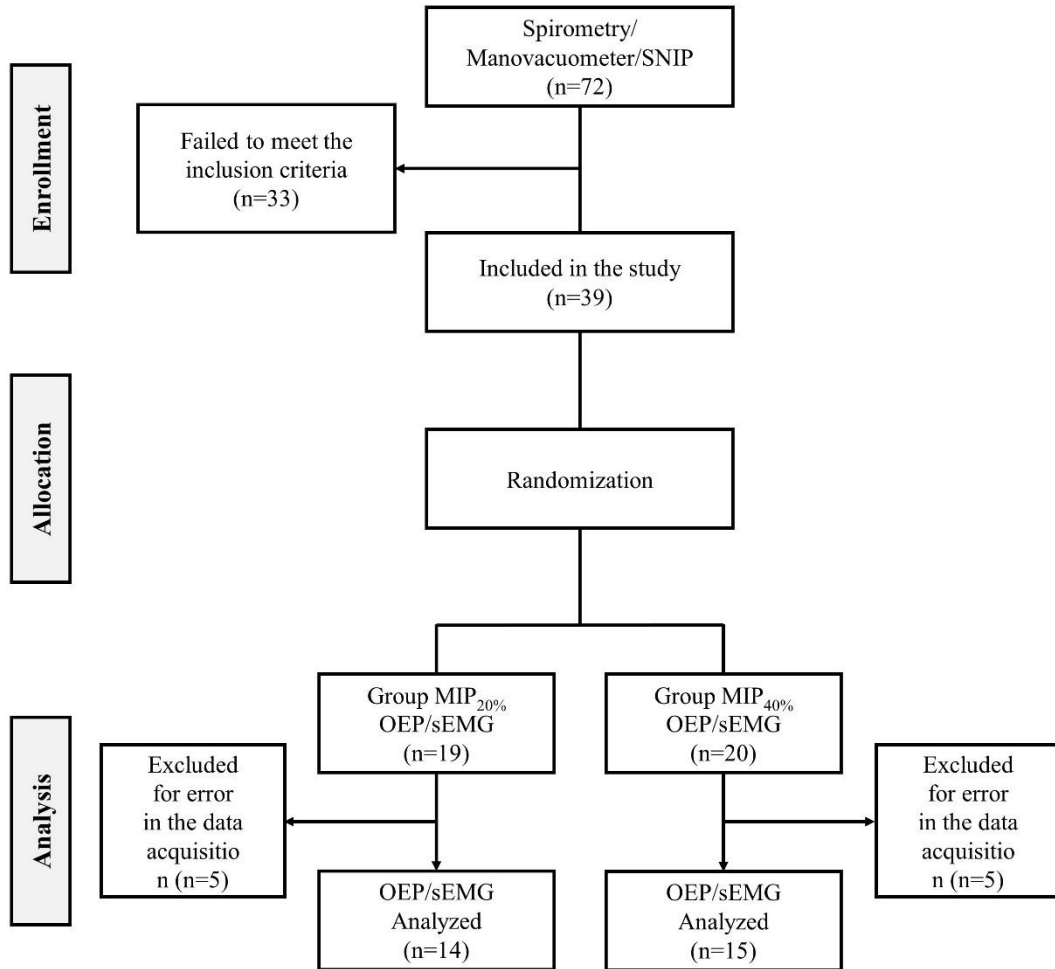


Figure 2. Study design

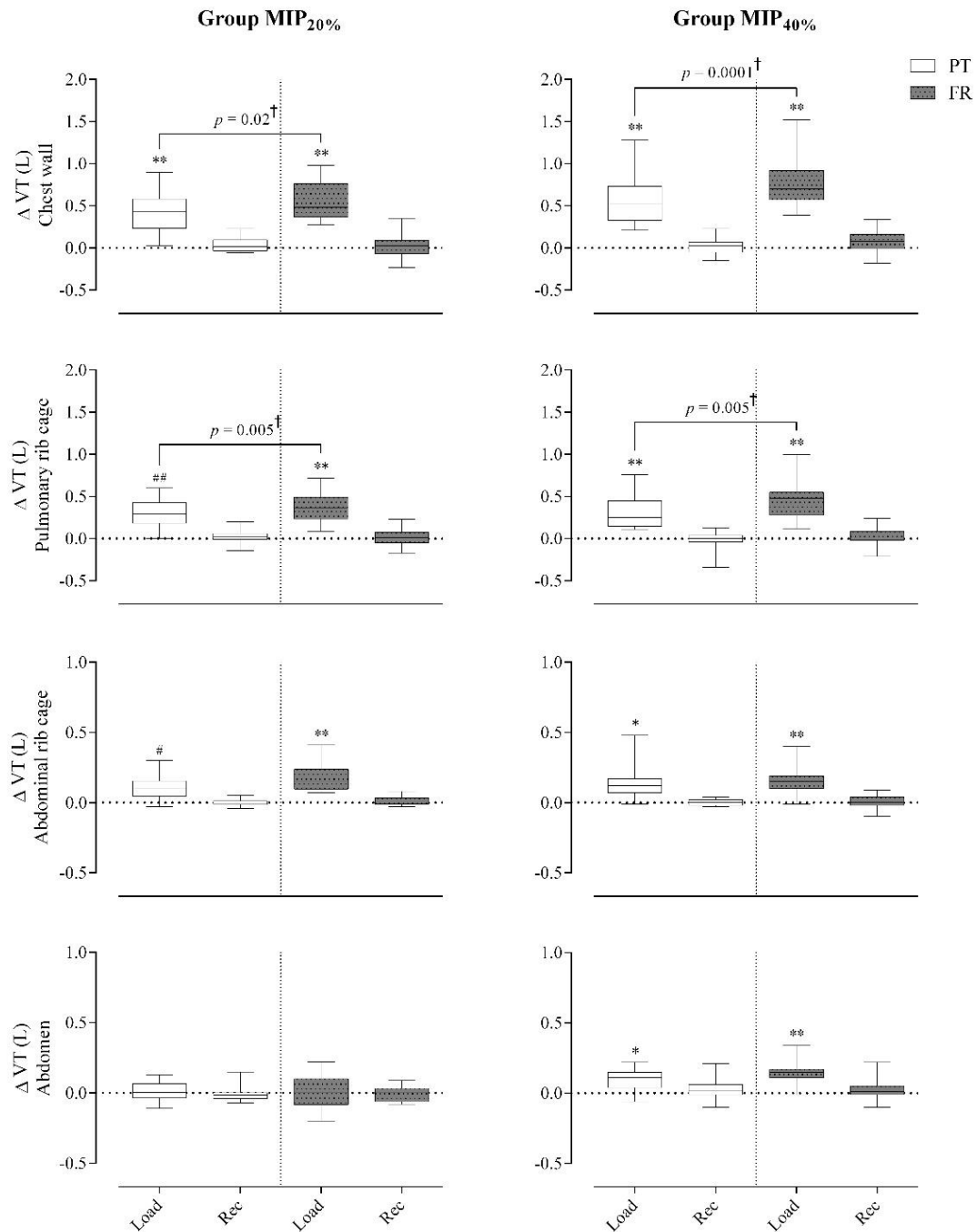


Figure 3. Variations of tidal volume of chest wall and its compartments. Load: breathing against inspiratory load; Rec: recovery; PT: pressure threshold; RF: flow resistance; L: liters. *, ** $p < 0.05$, 0.01 for one-way ANOVA (post hoc Bonferroni) and #, ## $p < 0.05$, 0.01 for Friedman test (post hoc Dunn's) for comparison between quiet spontaneous breathing, breathing against inspiratory load and recovery. † $p < 0.05$ for Wilcoxon test in the comparison between flow resistance vs. pressure threshold device.

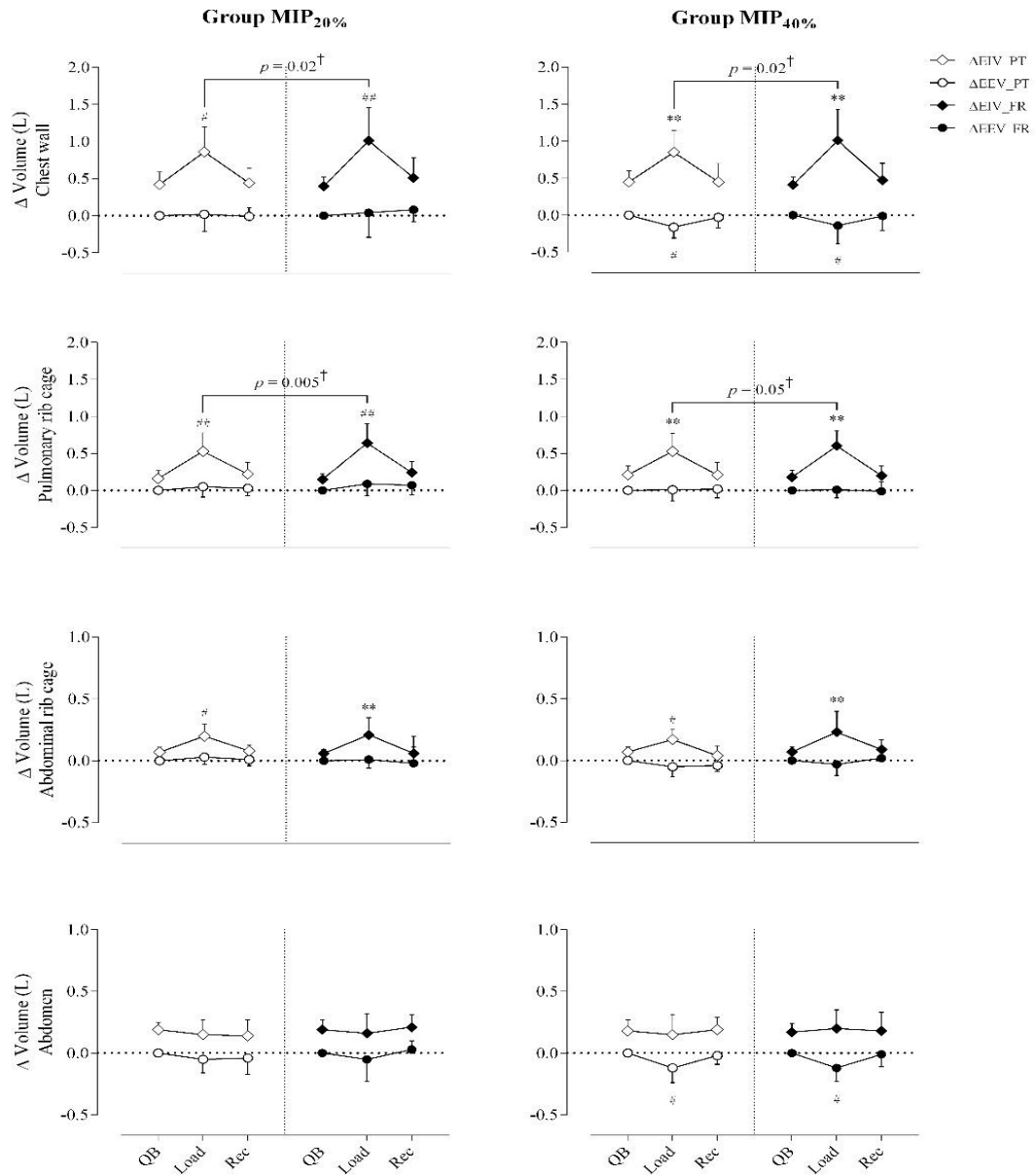


Figure 4. Variations in operational volumes of chest wall and its compartments. QB: quiet spontaneous breathing; Load: breathing against inspiratory load; Rec: recovery; Δ EIV: end inspiratory volume variation; Δ EEV: end expiratory volume variation; PT: pressure threshold; RF: flow resistance; L: liters. *, ** $p < 0.05, 0.01$ for one-way ANOVA (post hoc Bonferroni) and #, ## $p < 0.05, 0.01$ for Friedman test (post hoc Dunn's) for comparison between quiet spontaneous breathing, breathing against inspiratory load and recovery. † $p < 0.05$ for Wilcoxon test in the comparison between flow resistance vs. pressure threshold device.

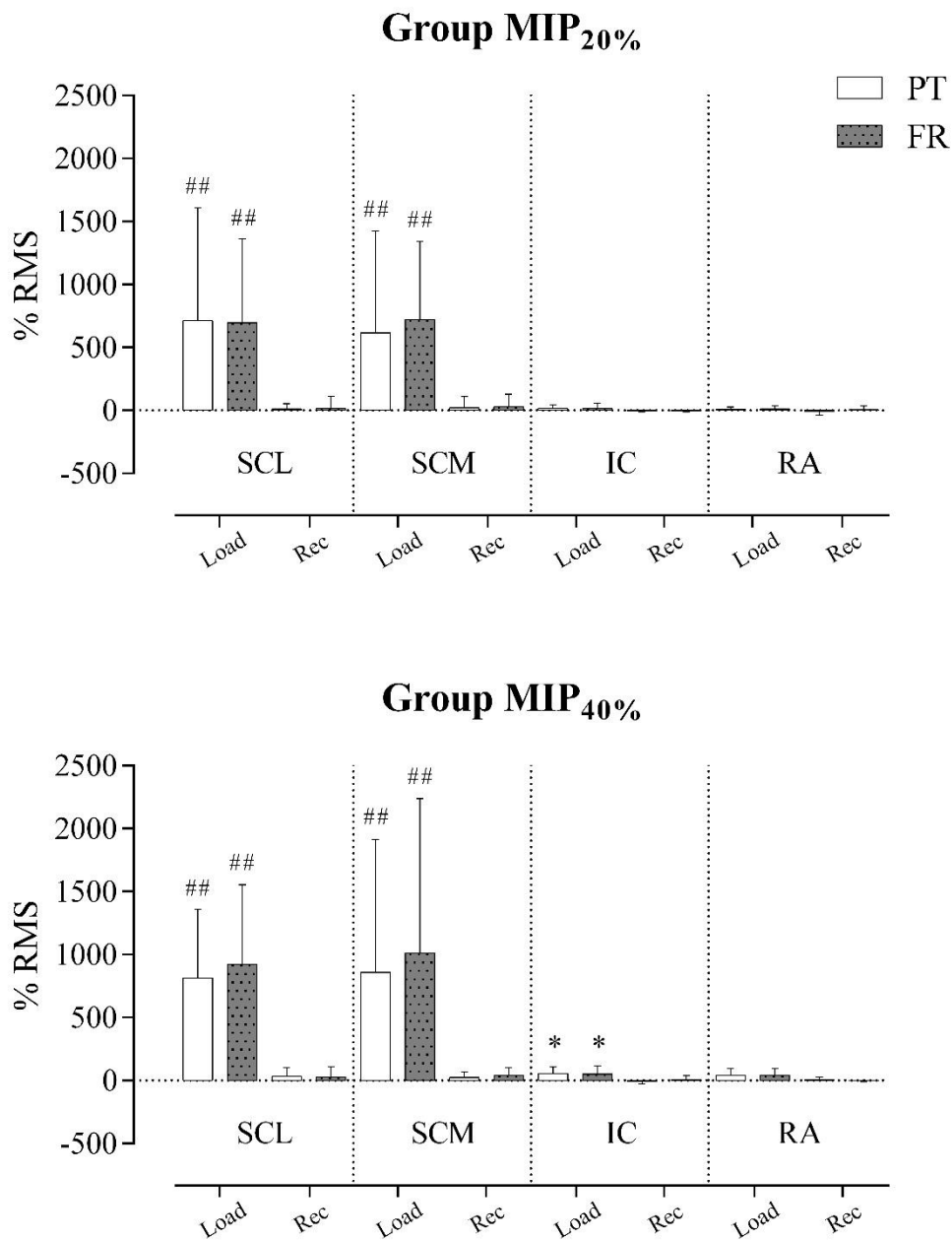


Figure 5. Percentage of respiratory muscle activation. Load: breathing against inspiratory load; Rec: recovery; SCM: sternocleidomastoid; SCL: scalene; IC: parasternal portion of the intercostal; RA: abdominal rectum; PT: pressure threshold; RF: flow resistance. *, ** $p < 0.05$, 0.0001 for one-way ANOVA (post hoc Bonferroni) and #, ## $p < 0.05$, 0.01 for Friedman test (post hoc Dunn's) for comparison between quiet spontaneous breathing. breathing against inspiratory load and recovery.

Table 1. Anthropometric, pulmonary function and respiratory muscle strength characteristics of both groups

Values shown as mean \pm SD. F: Female; M: Male; Kg: Kilograms; m: meters; BMI: Body Mass Index; FVC: Forced Vital Capacity; L: liters; % Pred.: percentage of predicted value; FEV₁: Forced Expiratory Volume in the first second; MIP: Maximum Inspiratory Pressure; MEP: Maximum Expiratory Pressure; SNIP: Sniff Nasal Inspiratory Pressure; ns: non significant. * There is no predictive equation defined for SNIP in female children.

Variable	MIP_{20%} group	MIP_{40%} group	P – value
Gender (F/M)	7/7	9/6	ns
Age (years)	11 \pm 2	11.6 \pm 1.9	ns
Weight (Kg)	35.8 \pm 9.7	40 \pm 10.5	ns
Height (m)	1.43 \pm 0.16	1.45 \pm 0.12	ns
BMI (Kg/m²)	17.2 \pm 2.26	18.8 \pm 2.26	ns
FVC (% pred.)	103.1 \pm 13.3	107.9 \pm 12.7	ns
FEV₁ (% pred.)	95.3 \pm 12.9	99.6 \pm 10.2	ns
FEV₁/FVC (% pred.)	91 \pm 4.9	91.9 \pm 6.6	ns
MIP (% pred.)	80.8 \pm 18.3	87.1 \pm 16.5	ns
MEP (% pred.)	81.7 \pm 18.2	89 \pm 10.5	ns
SNIP (cmH₂O.) (F/M)	75.4/79.1 \pm 24.8/22.2	79.7/85.2 \pm 23.5/13.83	ns
SNIP (% pred.) (F/M)	*/68.4 \pm 15.9	*/78.9 \pm 14.6	ns

Table 2. Time variables of respiratory pattern

* $p < 0.05$ one-way ANOVA (post hoc Bonferroni) and # $p < 0.05$ Friedman test (post hoc Dunn's) for comparison between quiet spontaneous breathing, breathing against inspiratory load and recovery. PT: pressure threshold; RF: flow resistance; T_{TOT} : total time of respiratory cycle; T_I : inspiratory time; T_E : expiratory time; MV: minute ventilation; RR: respiratory rate; s: second; L: liters; min: minute; bpm: breaths per minute.

		MIP_{20%} group		<i>p-value</i>	Δ RF-PT LOAD	MIP_{40%} group		<i>p-value</i>	Δ RF-PT LOAD	Δ 40%-20% LOAD
		LOAD	REC			LOAD	REC			
T_{TOT} (s)	PT	1.77 ± 1.78	-0.55 ± 0.77	0.002*	0.49	2.16 ± 2.51	0.42 ± 1.10	0.02#	0.53	0.39
	RF	2.26 ± 2.47	-0.21 ± 0.65	0.002*		2.69 ± 3.51	0.60 ± 1.15	0.02*		
T_I (s)	PT	1.4 ± 1.47	0.12 ± 0.51	0.01#	0.47	1.58 ± 1.26	0.08 ± 0.58	0.001#	0.5	0.18
	RF	1.87 ± 1.5	-0.10 ± 0.39	0.002*		2.08 ± 2.4	0.24 ± 0.92	0.007*		
T_E (s)	PT	0.38 ± 0.85	-0.16 ± 0.56	<i>Ns</i>	0.01	0.58 ± 1.57	0.34 ± 0.88	<i>ns</i>	0.02	0.2
	RF	0.39 ± 1.2	-0.11 ± 0.57	<i>Ns</i>		0.60 ± 1.57	0.35 ± 0.76	<i>ns</i>		
Duty cycle (%)	PT	11.2 ± 14.2	-12.2 ± 8.7	0.02#	2.8	9.4 ± 10.8	-15.2 ± 8.7	0.03#	1.8	-1.8
	RF	14 ± 12.7	-16.1 ± 8.7	0.01#		11.2 ± 14.8	-17.1 ± 10.5	0.01#		

MV (L/min)	PT	2.83 ± 2.72	0.74 ± 1.69	0.006*	1.55	4.87 ± 5.15	0.29 ± 2.37	0.004*	1.55	2.04
	RF	4.38 ± 7.34	0.40 ± 2.16	0.03*		6.42 ± 7.74	0.22 ± 2.30	0.001*		2.04
RR (bpm)	PT	-6.46 ± 10	0.22 ± 2.81	0.003 [#]	1.35	-5.74 ± 8.54	-2.13 ± 8.74	0.02*	0.81	0.18
	RF	-5.11 ± 4.51	-0.18 ± 3.60	0.007*		-4.93 ± 7.42	-0.68 ± 4.03	0.04*		0.72

Table 3. Effect size and power test

Comparison of chest wall volumes and percentage of respiratory muscle activation intensity between quiet spontaneous breathing, breathing against inspiratory load and recovery periods and pressure threshold of flow resistance. V_T : tidal volume; EIV: end inspiratory volume; EIV: end expiratory volume; SCM: sternocleidomastoid; SCL: scalene; IC: parasternal portion of the intercostal.

		MIP_{20%} group		MIP_{40%} group	
		Comparison between periods			
		Effect size Partial Eta η_p^2	Power	Effect size Partial Eta η_p^2	Power
V_T	<i>pressure threshold</i>	0.74	0.99	0.80	0.99
	<i>flow resistance</i>	0.86	0.99	0.90	0.99
EIV	<i>pressure threshold</i>	0.68	0.98	0.63	0.97
	<i>flow resistance</i>	0.79	0.99	0.74	0.99
EEV	<i>pressure threshold</i>	0.1	0.13	0.1	0.14
	<i>flow resistance</i>	0.24	0.31	0.28	0.42
SCM	<i>pressure threshold</i>	0.42	0.63	0.43	0.7
	<i>flow resistance</i>	0.6	0.93	0.48	0.79
SCL	<i>pressure threshold</i>	0.43	0.66	0.73	0.99
	<i>flow resistance</i>	0.57	0.89	0.7	0.99
		Comparison between flow resistance vs. pressure threshold during load			
		Effect size Cohen's <i>dz</i>	Power	Effect size Cohen's <i>dz</i>	Power
$V_{T,CW}$		6.5	0.99	2	0.99
EIV		1.36	0.99	1.3	0.99
EEV		0.2	0.11	0.2	0.11
SCM		0.07	0.06	1.19	0.99
SCL		0.57	0.51	0.94	0.92

4. CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

A pesquisa propôs avaliar a atividade elétrica muscular respiratória e a cinemática da parede em crianças com respiração oral e adultos saudáveis em resposta ao uso de sobrecargas inspiratórias por meio da interface nasal com diferentes dispositivos de resistência inspiratória (resistência ao fluxo e limiar e pressórico) e com diferentes interfaces (vias aéreas oral e nasal), respectivamente. Trata-se de um estudo precursor no que diz respeito da avaliação dos volumes da parede torácica e seus compartimentos, utilizando um recurso mais sensível a essas variáveis como a Pletismografia Optoeletrônica, juntamente com a análise da atividade elétrica da musculatura respiratória por meio da Eletromiografia, em resposta a utilização de diferentes protocolos de cargas inspiratórias.

O artigo 1 demonstrou que o uso de cargas inspiratórias com interface nasal é mais efetivo em relação ao aumento da atividade muscular inspiratória e dos volumes da parede torácica e de seus compartimentos. Sendo o aumento do volume corrente ocasionado pelo aumento do EIV nos compartimentos da caixa torácica, decorrente do recrutamento da musculatura inspiratória da caixa torácica e pela redução do EEV no compartimento abdominal.

No artigo 2, ao avaliar a função pulmonar das crianças SRO a força muscular respiratória apresenta-se reduzida. Os resultados deste estudo sugerem que o uso de cargas inspiratórias por meio da via nasal foi eficaz no aumento do volume pulmonar e na atividade muscular inspiratória. Adicionalmente, a aumento do volume pulmonar foi mais efetivo com o dispositivo de resistência a fluxo. Em resposta a um maior tempo total do ciclo respiratório, decorrente do aumento do tempo inspiratório. Assim, o uso dessa modalidade de carga favorece a sistema respiratório na SRO, pois o aumento do volume pulmonar atua como fator de proteção para infecções do trato respiratório.

Ambos os estudos abrem novas perspectivas Fisiológicas e terapêuticas. Estudos futuros deveriam ser desenhados para avaliar de intervenções semelhantes às evidenciadas em nossos estudos para avaliar os efeitos a longo prazo que estas intervenções podem ocasionar.

De modo complementar a presente tese me proporcionou a oportunidade de integrar o ambulatório do respirador oral do Hospital Universitário Onofre Lopes, e adquirir novos conhecimentos sobre esta síndrome e suas diversas repercussões, além de proporcionar a vivência do trabalho em uma equipe interdisciplinar composta por médicos, fonoaudiólogos, enfermeiros, psicólogos, os quais integraram a fisioterapia como parte da equipe. Além de expandi meus conhecimentos acerca de novas e

inovadoras metodologias de avaliação respiratória, proporcionada pelos equipamentos disponíveis no PneumoCardio Lab HUOL e pela oportunidade de ter realizado o doutorado sanduíche no Politécnico de Milano, período em que estive imersa e em dedicação exclusiva ao desenvolvimento desta pesquisa, sendo orientada por um professor referência desta linha de pesquisa. E por fim pelo trabalho em grupo compartilhado com todos os colegas, profissionais e professores.

5. REFERÊNCIAS

1. Russo MA, Santarelli DM, O'Rourke D. The physiological effects of slow breathing in the healthy human. *Breathe (Sheff)*. 2017; 13:298-309.
2. Beachey W. *Respiratory Care Anatomy and Physiology : Foundations for Clinical Practice*. London: Elsevier Health Sciences; 2013; Available from: <http://public.ebookcentral.proquest.com/choice/publicfullrecord.aspx?p=2072125>.
3. Chaitow L, Bradley D, Gilbert C. *Recognizing and Treating Breathing Disorders (Second Edition)*. Churchill Livingstone; 2014. p. iv.
4. Strohl KP, Butler JP, Malhotra A. Mechanical Properties of the Upper Airway. *Comprehensive Physiology*. 2012; 2:1853-72.
5. Schiratzki H. The Oral and Laryngeal Components of the Upper Airway Resistance During Mouth Breathing. *Acta Oto-Laryngologica*. 2009; 60:71-82.
6. Wang DY, Li Y, Yan Y, Li C, Shi L. Upper airway stem cells: understanding the nose and role for future cell therapy. *Current allergy and asthma reports*. 2015; 15:490.
7. Collet S, Vande Vannet B, Watelet JB, Gordts F. Different aspects of respiration: relationships between the upper and lower respiratory tracts, and the middle ear cleft, nasal versus oral breathing. *B-ent*. 2012; 8 Suppl 19:21-5.
8. Vareille M, Kieninger E, Edwards MR, Regamey N. The airway epithelium: soldier in the fight against respiratory viruses. *Clin Microbiol Rev*. 2011; 24:210-29.
9. Bartley J. Nasal influences on breathing. *Nasal Physiology and Pathophysiology of Nasal Disorders*. 2014; Önerci (ed.):45-50.
10. Veron HL, Antunes AG, Milanese JdM, Corrêa ECR. Implicações da respiração oral na função pulmonar e músculos respiratórios. *Revista CEFAC*. 2016; 18:242-51.
11. Okuro RT, Morcillo AM, Ribeiro MÂGO, Sakano E, Conti PBM, Ribeiro JD. Respiração bucal e anteriorização da cabeça: efeitos na biomecânica respiratória e na capacidade de exercício em crianças. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*. 2011; 37:471-9.
12. Boas AP, Marson FA, Ribeiro MA, Sakano E, Conti PB, Toro AD, et al. Walk test and school performance in mouth-breathing children. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2013; 79:212-8.
13. Di Francesco RC, Passerotii G, Paulucci B, Miniti A. Respiração oral na criança: repercussões diferentes de acordo com o diagnóstico. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*. 2004; 70:665-70.
14. Abreu RR, Rocha RL, Lamounier JA, Guerra AF. Etiology, clinical manifestations and concurrent findings in mouth-breathing children. *J Pediatr (Rio J)*. 2008; 84:529-35.
15. Basheer B, Hegde KS, Bhat SS, Umar D, Baroudi K. Influence of mouth breathing on the dentofacial growth of children: a cephalometric study. *Journal of international oral health : JIOH*. 2014; 6:50-5.
16. Vieira BB, Sanguino AC, Mattar SE, Itikawa CE, Anselmo-Lima WT, Valera FC, et al. Influence of adenotonsillectomy on hard palate dimensions. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2012; 76:1140-4.
17. Cunha DAd, Silva GAPd, Silva HJd. Repercussões da respiração oral no estado nutricional: por que acontece? *Arquivos Internacionais de Otorrinolaringologia*. 2011; 15:223-30.
18. Baroni M, Ballanti F, Franchi L, Cozza P. Craniofacial features of subjects with adenoid, tonsillar, or adenotonsillar hypertrophy. *Progress in orthodontics*. 2011; 12:38-44.
19. Felcar JM, Bueno IR, Massan ACS, Torezan RP, Cardoso JR. Prevalência de respiradores bucais em crianças de idade escolar. *Ciência & Saúde Coletiva*. 2010; 15:427-35.
20. Menezes VAD, Leal RB, Pessoa RS, Pontes RMES. Prevalência e fatores associados à respiração oral em escolares participantes do projeto Santo Amaro-Recife, 2005. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*. 2006; 72:394-9.
21. Al Ali A, Richmond S, Popat H, Playle R, Pickles T, Zhurov AI, et al. The influence of snoring, mouth breathing and apnoea on facial morphology in late childhood: a three-dimensional study. *BMJ Open*. 2015; 5:e009027.

22. Lagana G, Masucci C, Fabi F, Bollero P, Cozza P. Prevalence of malocclusions, oral habits and orthodontic treatment need in a 7- to 15-year-old schoolchildren population in Tirana. *Progress in orthodontics*. 2013; 14:12.
23. Chung Leng Munoz I, Beltri Orta P. Comparison of cephalometric patterns in mouth breathing and nose breathing children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2014; 78:1167-72.
24. Bresolin D, Shapiro PA, Shapiro GG, Chapko MK, Dassel S. Mouth breathing in allergic children: its relationship to dentofacial development. *American journal of orthodontics*. 1983; 83:334-40.
25. Cuccia AM, Lotti M, Caradonna D. Oral breathing and head posture. *The Angle orthodontist*. 2008; 78:77-82.
26. Pacheco MC, Fiorott BS, Finck NS, Araujo MT. Craniofacial changes and symptoms of sleep-disordered breathing in healthy children. *Dental Press J Orthod*. 2015; 20:80-7.
27. de Godoy LB, Palombini LO, Guilleminault C, Poyares D, Tufik S, Togeiro SM. Treatment of upper airway resistance syndrome in adults: Where do we stand? *Sleep science (Sao Paulo, Brazil)*. 2015; 8:42-8.
28. Fensterseifer GS, Carpes O, Weckx LLM, Martha VF. Respiração bucal em crianças com dificuldade de aprendizado. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*. 2013; 79:620-4.
29. Hitos SF, Arakaki R, Solé D, Weckx LLM. Oral breathing and speech disorders in children. *Jornal de Pediatria (Versão em Português)*. 2013; 89:361-5.
30. Uhlig SE, Marchesi LM, Duarte H, Araujo MT. Association between respiratory and postural adaptations and self-perception of school-aged children with mouth breathing in relation to their quality of life. *Brazilian journal of physical therapy*. 2015; 19:201-10.
31. Milanese JdM, Weber P, Berwig LC, Ritzel RA, Silva AMTd, Corrêa ECR. Childhood mouth-breathing consequences at adult age: ventilatory function and quality of life. *Fisioterapia em Movimento*. 2014; 27:211-8.
32. Yi LC, Jardim JR, Inoue DP, Pignatari SSN. Relação entre a excursão do músculo diafragma e as curvaturas da coluna vertebral em crianças respiradoras bucais. *Jornal de Pediatria*. 2008; 84:171-7.
33. da Silveira W, de Queiroz Mello FC, Guimarães FS, de Menezes SLS. Postural alterations and pulmonary function of mouth-breathing children. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*. 2010; 76:683-6.
34. Held PAC, Siva WM, Silva TLP, Di Lorenzo KR, Pires VA. Treinamento muscular e da respiração nasal em crianças respiradoras orais. *Fisioter Mov*. 2008; 21:119-27.
35. Reid WD, Dechman G. Considerations when testing and training the respiratory muscles. *Physical therapy*. 1995; 75:971-82.
36. Sasaki M. The Effect of Expiratory Muscle Training on Pulmonary Function in Normal Subjects. *Journal of Physical Therapy Science*. 2007; 19:197-203.
37. Shakouri SK, Salekzamani Y, Taghizadieh A, Sabbagh-Jadid H, Soleymani J, Sahebi L, et al. Effect of respiratory rehabilitation before open cardiac surgery on respiratory function: a randomized clinical trial. *Journal of cardiovascular and thoracic research*. 2015; 7:13-7.
38. Oliveira EK, Silva VZ, Turquetto AL. Relationship on walk test and pulmonary function tests with the length of hospitalization in cardiac surgery patients. *Revista brasileira de cirurgia cardiovascular : orgao oficial da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*. 2009; 24:478-84.
39. Hostettler S, Illi SK, Mohler E, Aliverti A, Spengler CM. Chest wall volume changes during inspiratory loaded breathing. *Respiratory physiology & neurobiology*. 2011; 175:130-9.
40. McConnell AK, Romer LM. Respiratory muscle training in healthy humans: resolving the controversy. *International journal of sports medicine*. 2004; 25:284-93.
41. Langer D, Charusisin N, Jácome C, Hoffman M, McConnell A, Decramer M, et al. Efficacy of a Novel Method for Inspiratory Muscle Training in People With Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Physical therapy*. 2015; 95:1264-73.

42. Parreira VF, Vieira DS, Myrrha MA, Pessoa IM, Lage SM, Britto RR. Optoelectronic plethysmography: a review of the literature. *Revista brasileira de fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*. 2012; 16:439-53.
43. da Fonseca JDM, Resqueti VR, Benicio K, Fregonezi G, Aliverti A. Acute Effects of Inspiratory Loads and Interfaces on Breathing Pattern and Activity of Respiratory Muscles in Healthy Subjects. *Frontiers in physiology*. 2019; 10:993.
44. Lima IN, Fregonezi GA, Melo R, Cabral EE, Aliverti A, Campos TF, et al. Acute effects of volume-oriented incentive spirometry on chest wall volumes in patients after a stroke. *Respiratory care*. 2014; 59:1101-7.
45. Aliverti A, Stevenson N, Dellacà RL, Lo Mauro A, Pedotti A, Calverley PMA. Regional chest wall volumes during exercise in chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax*. 2004; 59:210.
46. Kortianou EA, Aliverti A, Louvaris Z, Vasilopoulou M, Nasis I, Asimakos A, et al. Limitation in tidal volume expansion partially determines the intensity of physical activity in COPD. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2015; 118:107-14.
47. Takara LS, Cunha TM, Barbosa P, Rodrigues MK, Oliveira MF, Nery LE, et al. Dynamics of chest wall volume regulation during constant work rate exercise in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*. 2012; 45:1276-83.
48. Sarmiento A, Fregonezi G, Dourado-Junior MET, Aliverti A, de Andrade AD, Parreira VF, et al. Thoracoabdominal asynchrony and paradoxical motion in middle stage amyotrophic lateral sclerosis. *Respiratory physiology & neurobiology*. 2019; 259:16-25.
49. Aliverti A, Pedotti A. Opto-electronic plethysmography. *Monaldi archives for chest disease = Archivio Monaldi per le malattie del torace*. 2003; 59:12-6.
50. Cala SJ, Kenyon CM, Ferrigno G, Carnevali P, Aliverti A, Pedotti A, et al. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 1996; 81:2680-9.
51. Duranti R, Sanna A, Romagnoli I, Nerini M, Gigliotti F, Ambrosino N, et al. Walking modality affects respiratory muscle action and contribution to respiratory effort. *Pflügers Archiv : European journal of physiology*. 2004; 448:222-30.
52. Aliverti A, Ghidoli G, Dellacà RL, Pedotti A, Macklem PT. Chest wall kinematic determinants of diaphragm length by optoelectronic plethysmography and ultrasonography. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2003; 94:621-30.
53. Laveneziana P, Albuquerque A, Aliverti A, Babb T, Barreiro E, Dres M, et al. ERS Statement on Respiratory Muscle Testing at Rest and during Exercise. *European Respiratory Journal*. 2019:1801214.
54. Meekins GD, So Y, Quan D. American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine evidenced-based review: use of surface electromyography in the diagnosis and study of neuromuscular disorders. *Muscle & nerve*. 2008; 38:1219-24.
55. Trevisan ME, Boufleur J, Soares JC, Haygert CJ, Ries LG, Correa EC. Diaphragmatic amplitude and accessory inspiratory muscle activity in nasal and mouth-breathing adults: a cross-sectional study. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2015; 25:463-8.
56. Wang YJ, Li JJ, Zhou HJ, Liu GL, Zheng Y, Wei B, et al. Surface electromyography as a measure of trunk muscle activity in patients with spinal cord injury: a meta-analytic review. *The journal of spinal cord medicine*. 2016; 39:15-23.
57. Ramsook AH, Koo R, Molgat-Seon Y, Dominelli PB, Syed N, Ryerson CJ, et al. Diaphragm Recruitment Increases during a Bout of Targeted Inspiratory Muscle Training. *Medicine and science in sports and exercise*. 2016; 48:1179-86.
58. Da Gama AE, de Andrade Carvalho L, Feitosa LA, do Nascimento Junior JF, da Silva MG, Amorim CF, et al. Acute effects of incremental inspiratory loads on compartmental chest wall volume and predominant activity frequency of inspiratory muscle. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2013; 23:1269-77.

59. Burnetto AF. Comparação entre a escala modificada de Borg e a escala de Borg modificada análogo visual aplicadas em pacientes com dispnéia. *Rev Bras Ciênc Mov.* 1989; 3:34-40.
60. Robertson RJ, Goss FL, Boer NF, Peoples JA, Foreman AJ, Dabayeb IM, et al. Children's OMNI scale of perceived exertion: mixed gender and race validation. *Medicine and science in sports and exercise.* 2000; 32:452-8.
61. Pereira CAC. Diretrizes para testes de função pulmonar. *J Pneumol.* 2002; 29:207-21.
62. Pereira CAC, Sato T, Carla Rodrigues S. Novos valores de referência para espirometria forçada em brasileiros adultos de raça branca 2007.
63. Neder JA, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE. Reference values for lung function tests: II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research.* 1999; 32:719-27.
64. Lanza FC, de Moraes Santos ML, Selman JP, Silva JC, Marcolin N, Santos J, et al. Reference Equation for Respiratory Pressures in Pediatric Population: A Multicenter Study. *PLoS one.* 2015; 10:e0135662.
65. Araújo PRS, Resqueti VR, Nascimento Jr J, Carvalho Lda, Cavalcanti AGL, Silva VC, et al. Valores de referência da pressão inspiratória nasal em indivíduos saudáveis no Brasil: estudo multicêntrico. *Jornal Brasileiro de Pneumologia.* 2012; 38:700-7.
66. Stefanutti D, Fitting JW. Sniff nasal inspiratory pressure. Reference values in Caucasian children. *American journal of respiratory and critical care medicine.* 1999; 159:107-11.
67. Aliverti A. Lung and chest wall mechanics during exercise: effects of expiratory flow limitation. *Respiratory physiology & neurobiology.* 2008; 163:90-9.
68. Merletti R, Farina D, Granata A. Non-invasive assessment of motor unit properties with linear electrode arrays. *Electroencephalography and clinical neurophysiology Supplement.* 1999; 50:293-300.
69. Cunha APNM, Silva TNS, França EET, Amorim C, Galindo Filho VC, Andrade AD. Efeito do Alongamento sobre a Atividade dos Músculos Inspiratórios na DPOC. *Saúde Rev.* 2005; 7:13-9.
70. Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R, Jull G. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles--a basis for clinical and research electromyography applications. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology.* 2002; 113:57-63.
71. Maarsingh EJ, van Eykern LA, Sprickelman AB, Hoekstra MO, van Aalderen WM. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985).* 2000; 88:1955-61.
72. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical therapy.* 2000; 80:485-98.

ANEXOS

ANEXO A – Classificação do IMC de crianças e adolescentes do sexo feminino de acordo com a Organização Mundial da Saúde

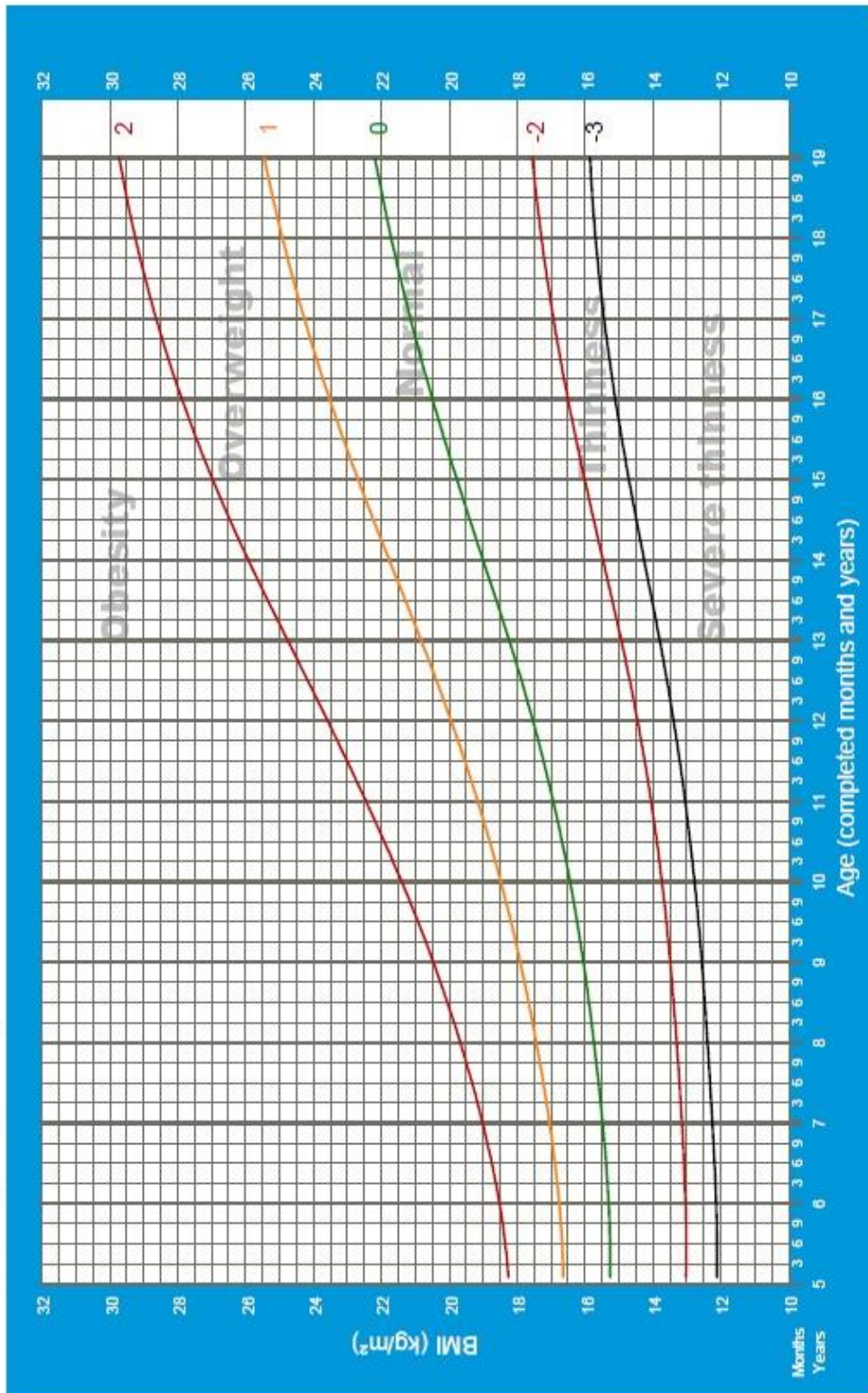


ANEXO B – Classificação do IMC de crianças e adolescentes do sexo masculino de acordo com a Organização Mundial da Saúde



BMI-for-age BOYS

5 to 19 years (Z-scores)



2007 WHO Reference

UNIVERSIDADE FEDERAL DO
RIO GRANDE DO NORTE /
UFRN CAMPUS CENTRAL



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeitos agudos de diferentes modalidades de cargas sobre a mecânica respiratória em sujeitos saudáveis.

Pesquisador:

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 19596313.8.0000.5537

Instituição Proponente: Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 424.987

Data da Relatoria: 27/09/2013

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de mestrado, vinculado ao Departamento de Fisioterapia da UFRN. A pesquisa consiste na análise de variáveis antropométricas, função pulmonar, pletismografia optoeletrônica e eletromiografia, sendo estas duas últimas durante as 3 modalidades de treinamento muscular respiratório (TMR):(1) modalidade de treinamento inspiratório e expiratório combinados com carga linear, (2) a modalidade de treinamento de hiperpneia normocápnica voluntária e (3) modalidade de treinamento de hiperpneia normocápnica voluntária associado ao modo de carga linear para treinamento inspiratório e expiratório. A amostra será composta de forma não-probabilística por conveniência. Serão incluídos no estudo 10 pessoas (homens ou mulheres) sem histórico de doenças pulmonares, cardíacas e neurológicas prévias, entre 18 e 50 anos; não fumante; com índice de massa corpórea entre 20 e 25 kg/m² e funções cognitivas. Para comparar com às demais modalidades de treinamento, serão usadas as cargas de 70% da pressão inspiratória máxima (P_{Imáx}) para inspiração e 70% da pressão inspiratória máxima (P_{Emáx}) para expiração, cargas máximas convencionadas para modalidade de treinamento muscular respiratório com carga linear. O sujeito será avaliado durante 20 respirações, durante as 9 combinações de cargas respiratórias.

Endereço: Av. Senador Salgado Filho, 3000

Bairro: Lagoa Nova

CEP: 59.078-970

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3215-3135

Fax: (84)3215-3135

E-mail: cepufm@reitoria.ufrn.br

Continuação do Parecer: 424.987

Objetivo da Pesquisa:

A pesquisa tem como objetivo primário avaliar os efeitos agudos de diferentes modalidades de treinamento dos músculos respiratórios na cinemática da parede torácica, fluxos respiratórios e atividade eletromiográfica de músculos respiratórios em indivíduos saudáveis.

Os objetivos secundários da pesquisa são: (1) Avaliar os volumes pulmonares da parede torácica e seus compartimentos em indivíduos saudáveis durante a modalidade de treinamento inspiratório e expiratório combinados com carga linear, a modalidade de treinamento de hiperpneia normocápnica voluntária e a modalidade de treinamento de hiperpneia normocápnica voluntária associado ao modo de carga linear para treinamento inspiratório e expiratório; (2) Avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos respiratórios em indivíduos saudáveis durante a modalidade de treinamento inspiratório e expiratório combinados com carga linear; modalidade de treinamento de hiperpneia normocápnica voluntária, e durante a modalidade de treinamento de hiperpneia normocápnica voluntária associado ao modo de carga linear para treinamento inspiratório e expiratório.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O principal risco inerente a pesquisa, considerando a metodologia proposta, é o cansaço que poderá ocorrer durante os testes. Este cansaço será minimizados através da interrupção ou suspensão do teste se for necessário.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Os resultados da pesquisa poderão auxiliar no entendimento de como a técnica de treinamento muscular respiratório auxilia na função respiratória.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto está bem fundamentado e o cronograma está atualizado. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE está adequado. Segundo o que consta no formulário CEP/UFRN, o número amostral ainda não foi definido, o pesquisador responsável solicita a realização de um teste piloto envolvendo 10 sujeitos de pesquisa para determinação do número amostral. Os demais documentos estão adequados.

Endereço: Av. Senador Salgado Filho, 3000

Bairro: Lagoa Nova

CEP: 59.078-970

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3215-3135

Fax: (84)3215-3135

E-mail: cepufrn@reitoria.ufrn.br

Continuação do Parecer: 424.987

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Após revisão ética do protocolo em questão, concluímos que o mesmo se encontra bem instruído e obedecendo às normas e diretrizes regulamentadoras de pesquisas envolvendo o ser humano.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Em conformidade com a Resolução 466/12 - do Conselho Nacional de Saúde - CNS e Manual Operacional para Comitês de Ética - CONEP é da responsabilidade do pesquisador responsável:

1. elaborar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE em duas vias, rubricadas em todas as suas páginas e assinadas, ao seu término, pelo convidado a participar da pesquisa, ou por seu representante legal, assim como pelo pesquisador responsável, ou pela (s) pessoa (s) por ele delegada(s), devendo as páginas de assinatura estar na mesma folha (Res. 466/12 - CNS, item IV.5d);
2. desenvolver o projeto conforme o delineado (Res. 466/12 - CNS, item XI.2c);
3. apresentar ao CEP eventuais emendas ou extensões com justificativa (Manual Operacional para Comitês de Ética - CONEP, Brasília - 2007, p. 41);
4. descontinuar o estudo somente após análise e manifestação, por parte do Sistema CEP/CONEP/CNS/MS que o aprovou, das razões dessa descontinuidade, a não ser em casos de justificada urgência em benefício de seus participantes (Res. 446/12 - CNS, item III.2u) ;
5. elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais (Res. 446/12 - CNS, item XI.2d);
6. manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período de 5 anos após o término da pesquisa (Res. 446/12 - CNS, item XI.2f);
7. encaminhar os resultados da pesquisa para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico integrante do projeto (Res. 446/12 - CNS, item XI.2g) e,
8. justificar fundamentadamente, perante o CEP ou a CONEP, interrupção do projeto ou não publicação dos resultados (Res. 446/12 - CNS, item XI.2h).

Endereço: Av. Senador Salgado Filho, 3000

Bairro: Lagoa Nova

CEP: 59.078-970

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3215-3135

Fax: (84)3215-3135

E-mail: cepufrn@reitoria.ufrn.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DO
RIO GRANDE DO NORTE /
UFRN CAMPUS CENTRAL



Continuação do Parecer: 424.987

NATAL, 15 de Outubro de 2013

Assinador por:
Dulce Almeida
(Coordenador)

Endereço: Av. Senador Salgado Filho, 3000

Bairro: Lagoa Nova

CEP: 59.078-970

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3215-3135

Fax: (84)3215-3135

E-mail: cepufrn@reitoria.ufrn.br

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO
ONOFRE LOPES-HUOL/UFRN



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: EFEITOS AGUDOS DE CARGAS INSPIRATÓRIAS COM DIFERENTES INTERFACES SOBRE A CINEMÁTICA DA PAREDE TORÁCICA E ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS EM CRIANÇAS RESPIRADORES ORAIS

Pesquisador: Jéssica Fonsêca

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 46105515.8.0000.5292

Instituição Proponente: Hospital Universitário Onofre Lopes-HUOL/UFRN

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.251.451

Apresentação do Projeto:

A pesquisa trata-se de um estudo tipo transversal, observacional analítico. O estudo visa definir se crianças respiradoras orais apresentaram respostas diferentes quando comparadas a respiradoras nasais, sobre a mecânica pulmonar e atividade elétrica dos músculos inspiratórios, durante a utilização das diferentes cargas

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar os efeitos agudos de diferentes cargas inspiratórias, através de vias aéreas nasais e orais sobre os volumes da parede torácica, fluxo/pressão e atividade elétrica dos músculos inspiratórios em crianças respiradoras nasais e orais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: A participação do menor na pesquisa envolve alguns riscos, que serão esclarecidos a seguir: poderá acontecer um desconforto momentâneo (tontura) após o esforço do teste da corrida e no teste de soprar e puxar o ar no aparelho que mede a força dos músculos

Endereço: Avenida Nilo Peçanha, 620 - 3º subsolo

Bairro: Petrópolis

CEP: 59.012-300

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3342-5003

Fax: (84)3202-3941

E-mail: cep_huol@yahoo.com.br

Continuação do Parecer: 1.251.451

da respiração e a capacidade máxima de soltar ar dos pulmões, que serão minimizados através das seguintes providências: orientações de que tais desconfortos são passageiros e que são amenizados ao abaixar a cabeça após o esforço. As medidas a serem realizadas não trarão nenhum risco para a sua saúde.

Benefícios: ter conhecimento sobre seu estado nutricional: presença ou não de obesidade/sobrepeso e conhecimento sobre sua respiração, bem como beneficiando e colaborando para a ciência, possibilitando que futuramente alguns diagnósticos e tratamentos sejam mais precisos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa no âmbito da fisioterapia respiratória, com crianças de 7 a 12 anos de idade e avaliação em dois momentos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos forma apresentados de acordo com a resolução pertinente

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto adequado para ser aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

1. Apresentar relatório parcial da pesquisa, semestralmente, a contar do início da mesma.
2. Apresentar relatório final da pesquisa até 30 dias após o término da mesma.
3. O CEP HUOL deverá ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo.
4. Quaisquer documentações encaminhadas ao CEP HUOL deverão conter junto uma Carta de Encaminhamento, em que conste o objetivo e justificativa do que esteja sendo apresentado.
5. Caso a pesquisa seja suspensa ou encerrada antes do previsto, o CEP HUOL deverá ser comunicado, estando os motivos expressos no relatório final a ser apresentado.
6. O TCLE deverá ser obtido em duas vias, uma ficará com o pesquisador e a outra com o sujeito de pesquisa.
7. Em conformidade com a Carta Circular nº. 003/2011 CONEP/CNS, faz-se obrigatório a rubrica

Endereço: Avenida Nilo Peçanha, 620 - 3º subsolo

Bairro: Petrópolis

CEP: 59.012-300

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3342-5003

Fax: (84)3202-3941

E-mail: cep_huol@yahoo.com.br

Continuação do Parecer: 1.251.451

em todas as páginas do TCLE pelo sujeito de pesquisa ou seu responsável e pelo pesquisador.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_469520.pdf	29/07/2015 10:40:45		Aceito
Outros	Carta de encaminhamento.pdf	29/07/2015 10:39:53		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_469520.pdf	21/07/2015 11:13:38		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.pdf	21/07/2015 11:12:39		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Jéssica Medeiros.pdf	21/07/2015 11:11:17		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_469520.pdf	12/06/2015 17:54:55		Aceito
Outros	Questionário de Hábitos de Sono das Crianças.pdf	12/06/2015 17:54:29		Aceito
Outros	Folha de identificação do pesquisador HUOL.pdf	12/06/2015 17:39:11		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.pdf	12/06/2015 17:35:28		Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_469520.pdf	11/06/2015 17:11:30		Aceito
Outros	Declaração Institucional.pdf	11/06/2015 17:07:23		Aceito
Folha de Rosto	Folha de rosto.jpg	11/06/2015 17:06:18		Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Avenida Nilo Peçanha, 620 - 3º subsolo

Bairro: Petrópolis

CEP: 59.012-300

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3342-5003

Fax: (84)3202-3941

E-mail: cep_huol@yahoo.com.br

Continuação do Parecer: 1.251.451

NATAL, 30 de Setembro de 2015

Assinado por:
HELIO ROBERTO HEKIS
(Coordenador)

Endereço: Avenida Nilo Peçanha, 620 - 3º subsolo

Bairro: Petrópolis

CEP: 59.012-300

UF: RN

Município: NATAL

Telefone: (84)3342-5003

Fax: (84)3202-3941

E-mail: cep_huol@yahoo.com.br

ANEXO E – Comprovação de submissão do artigo 2

Pediatric Pulmonology

Preview

From: ppuledoffice@wiley.com

To: fregonezi.guilherme@gmail.com

CC:

Subject: Manuscript submitted - PPUL-19-0539

Body: Dear Dr. Fregonezi:

Your manuscript "Breathing pattern and muscle activity using different inspiratory resistance devices in children with MBS" has been successfully uploaded to Pediatric Pulmonology.

Your manuscript number is PPUL-19-0539. Please make note of your manuscript number. This number will also appear in an e-mail to your co-authors within 24 hours, confirming receipt of your submission. This process will also serve to validate the e-mail addresses that you have provided.

Please note that if you have submitted a case report, should the manuscript be accepted, it may be published online only. Only highly novel and unique case reports will be published in print.

You can keep track of your manuscript by logging on to: <https://mc.manuscriptcentral.com/ppul> where the status will be displayed in your Author Center.

Your user ID is fregonezi.guilherme@gmail.com and your password is @@PERSON_PASSWORD_DIRECT_LINK71477197@@.

Thank you for your interest in Pediatric Pulmonology.

Sincerely,

PPUL Editorial Office
Managing Editor
Pediatric Pulmonology

Date Sent: 13-Aug-2019

APÊNDICES

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE MESTRADO EM FISIOTERAPIA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Esclarecimentos

Este é um convite para você participar da pesquisa “Efeitos agudos de cargas inspiratórias sobre a cinemática da parede torácica e atividade elétrica dos músculos inspiratórios em sujeitos saudáveis” que é coordenada pela aluna de mestrado Jéssica Danielle Medeiros da Fonsêca e o seu orientador Professor Dr. Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi. Sua participação é voluntária, o que significa que você poderá desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento, sem que isso lhe traga nenhum prejuízo ou penalidade. Não haverá pagamento pela sua participação.

Esta pesquisa procura analisar os efeitos agudos de diferentes cargas inspiratórias, por meio de vias aéreas nasal e oral sobre os volumes da parede torácica, fluxo/pressão e atividade elétrica dos músculos inspiratórios em adultos saudáveis. Caso decida aceitar o convite, você participará do estudo, que será dividido em dois dias: primeiramente você será submetido à: medida do peso e da altura, ambos para obter e classificar o seu Índice de Massa Corporal (IMC), mensuração da sua pressão arterial, irá soprar e puxar o ar em dois aparelhos que medem a força dos músculos da respiração e os volumes dos pulmões e responderá a umas perguntas. No segundo dia, você será submetido: a uma avaliação da atividade dos seus músculos, onde serão raspadas quatro áreas e fixado com fita adesiva quatros eletrodos, irá participar de um teste onde serão fixados com fita adesiva alguns marcadores para filmagens e irá respirar em dois diferentes equipamentos, para observarmos como os músculos se comportam em cada uma deles.

Sua participação na pesquisa envolve alguns riscos, que serão esclarecidos a seguir: poderá acontecer um desconforto momentâneo (tontura) após o teste de soprar e puxar o ar no aparelho que mede a força dos músculos da respiração e a capacidade máxima de

soltar ar dos pulmões, que serão minimizados por meio das seguintes providências: orientações de que tais desconfortos são passageiros e que são amenizados ao abaixar a cabeça após o esforço. As medidas a serem realizadas não trarão nenhum risco para a sua saúde. Você terá os seguintes benefícios ao participar da pesquisa: ter conhecimento sobre seu estado nutricional: presença ou não de obesidade/sobrepeso e conhecimento sobre sua respiração, bem como beneficiando e colaborando para a ciência, possibilitando que futuramente alguns tratamentos sejam mais precisos.

Todas as informações obtidas serão sigilosas e seu nome não será identificado em nenhum momento. Os dados serão guardados em local seguro e a divulgação dos resultados será feita de forma a não identificar os voluntários.

Você ficará com uma cópia deste Termo e toda a dúvida que você tiver a respeito desta pesquisa, poderá perguntar diretamente para Jéssica Danielle Medeiros da Fonsêca, no endereço Coordenação do Mestrado em fisioterapia, Departamento de Fisioterapia – UFRN, Caixa Postal 1524 – Campus Universitário, Lagoa Nova, CEP 59072-970, Natal – RN – Brasil ou pelo telefone (84) 3342-2002.

Esta pesquisa contempla os princípios vigentes da Resolução do Conselho Nacional de Saúde (CNS/MS) 466/12 que trata da Pesquisa envolvendo Seres Humanos. Dúvidas a respeito da ética dessa pesquisa poderão ser questionadas ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Onofre Lopes – CEP/HUOL no endereço Av. Nilo Peçanha, 620 – Petrópolis, CEP: 59.012-300, Natal/RN, ou pelo telefone (84)-3342-5003.

Declaro que compreendi os objetivos desta pesquisa, como ela será realizada, os riscos e benefícios envolvidos e concordo em participar voluntariamente da pesquisa “Efeitos agudos de cargas inspiratórias sobre a cinemática da parede torácica e atividade elétrica dos músculos inspiratórios em sujeitos saudáveis”.

Participante da pesquisa:



Nome

Assinatura

Pesquisador responsável:

Assinatura do pesquisador responsável

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE MESTRADO EM FISIOTERAPIA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Esclarecimentos

Este é um convite para você participar da pesquisa “Efeitos agudos de cargas inspiratórias com diferentes interfaces sobre a cinemática da parede torácica e atividade elétrica dos músculos inspiratórios em crianças respiradores orais” que é coordenada pela aluna de mestrado Jéssica Danielle Medeiros da Fonsêca e o seu orientador Professor Dr. Guilherme Augusto de Freitas Fregonezi. Sua participação é voluntária, o que significa que você poderá desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento, sem que isso lhe traga nenhum prejuízo ou penalidade. Não haverá pagamento pela sua participação. Esta pesquisa procura analisar os efeitos agudos de diferentes cargas inspiratórias, por meio de vias aéreas nasais e orais sobre os volumes da parede torácica, fluxo/pressão e atividade elétrica dos músculos inspiratórios em crianças respiradoras nasais e orais. Caso decida aceitar o convite, você participará do estudo, que será dividido em dois dias: primeiramente você será submetido à: medida do peso e da altura, ambos para obter e classificar o seu Índice de Massa Corporal (IMC), mensuração da sua pressão arterial, irá soprar e puxar o ar em dois aparelhos que medem a força dos músculos da respiração e os volumes dos pulmões, responderá a umas perguntas, colocará uma cinta elástica e irá para casa com ela e realizará um teste da corrida em um espaço plano de 20 metros. No segundo dia, você será submetido: a uma avaliação da atividade dos seus músculos, onde serão raspadas quatro áreas e fixado com fita adesiva quatro eletrodos, irá participar de um teste onde serão fixados com fita adesiva alguns marcadores para filmagens e irá respirar em dois diferentes equipamentos, para observarmos como os músculos se comportam em cada uma deles.

A participação do menor na pesquisa envolve alguns riscos, que serão esclarecidos a seguir: poderá acontecer um desconforto momentâneo (tontura) após o esforço do teste da corrida e no teste de soprar e puxar o ar no aparelho que mede a força dos músculos da respiração e a capacidade máxima de soltar ar dos pulmões, que serão minimizados por meio das seguintes providências: orientações de que tais desconfortos são passageiros e que são amenizados ao abaixar a cabeça após o esforço. As medidas a serem realizadas não trarão nenhum risco para a sua saúde. Você terá os seguintes benefícios ao participar da pesquisa: ter conhecimento sobre seu estado nutricional: presença ou não de obesidade/sobrepeso e conhecimento sobre sua respiração, bem como beneficiando e colaborando para a ciência, possibilitando que futuramente alguns diagnósticos e tratamentos sejam mais precisos.

Todas as informações obtidas serão sigilosas e seu nome não será identificado em nenhum momento. Os dados serão guardados em local seguro e a divulgação dos resultados será feita de forma a não identificar os voluntários.

Você ficará com uma cópia deste Termo e toda a dúvida que você tiver a respeito desta pesquisa, poderá perguntar diretamente para Jéssica Danielle Medeiros da Fonsêca, no endereço Coordenação do Mestrado em fisioterapia, Departamento de Fisioterapia – UFRN, Caixa Postal 1524 – Campus Universitário, Lagoa Nova, CEP 59072-970, Natal – RN – Brasil ou pelo telefone (84) 3342-2002.

Esta pesquisa contempla os princípios vigentes da Resolução do Conselho Nacional de Saúde (CNS/MS) 466/12 que trata da Pesquisa envolvendo Seres Humanos. Dúvidas a respeito da ética dessa pesquisa poderão ser questionadas ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Onofre Lopes – CEP/HUOL no endereço Av. Nilo Peçanha, 620 – Petrópolis, CEP: 59.012-300, Natal/RN, ou pelo telefone (84)-3342-5003.

Declaro que compreendi os objetivos desta pesquisa, como ela será realizada, os riscos e benefícios envolvidos e concordo em participar voluntariamente da pesquisa “Efeitos agudos de cargas inspiratórias com diferentes interfaces sobre a cinemática da parede torácica e atividade elétrica dos músculos inspiratórios em crianças respiradores orais”.

Participante da pesquisa:



Nome

Assinatura do responsável

Pesquisador responsável:

Assinatura do pesquisador responsável



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Laboratório de Desempenho PneumoCardioVascular e Músculos Respiratórios

PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

(Efeitos agudos de cargas inspiratórias com diferentes interfaces sobre a cinemática da parede torácica e atividade elétrica dos músculos inspiratórios em crianças respiradores orais)

Avaliador: _____ Data da avaliação: ___/___/___

IDENTIFICAÇÃO

Nome: _____ COD: _____

Data de nascimento: ___/___/___ Idade: _____ anos Gênero: M () F ()

Telefone: _____

Contato do cuidador/responsável: _____

ANAMNESE

Sinais Vitais

PAD: _____ PAS: _____ Fc: _____ SpO₂: _____

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

Peso: _____ kg Altura: _____ m IMC: _____ kg/m²

ESPIROMETRIA

Dados	Predito	Prova 1	Prova 2	Prova 3	Prova 4	Prova 5	% Predito
CVF							
VEF ₁							
VEF ₁ /CVF							
FEF _{25-75%}							
PFE							

MANUVACUOMETRIA

PI_{máx}

Predito:

PE_{máx}

Predito:

1 -	1 -		
2 -	2 -		
3 -	3 -		
4 -	4 -		
5 -	5 -		
SNIP	Predito:		
1 -	6 -		
2 -	7 -		
3 -	8 -		
4 -	9 -		
5 -	10 -		
AVALIAÇÃO DA PERCEPÇÃO DE ESFORÇO DURANTE INTERVENÇÃO			
	SpO₂	FC	OMNI Scale
TSO_20%_QB			
TSO_20%_Treino			
TSO_20%_Recovery			
TSO_40%_QB			
TSO_40%_Treino			
TSO_40%_Recovery			
TSN_20%_QB			
TSN_20%_Treino			
TSN_20%_Recovery			
TSN_40%_QB			
TSN_40%_Treino			
TSN_40%_Recovery			
PBO_20%_QB			
PBO_20%_Treino			
PBO_20%_Recovery			
PBO_40%_QB			
PBO_40%_Treino			
PBO_40%_Recovery			
PBN_20%_QB			
PBN_20%_Treino			

PBN_20%_Recovery			
PBN_40%_QB			
PBN_40%_Treino			
PBN_40%_Recovery			

ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO					
	ECOM	ESC	2°EINT	RA	RMS
TSO_20%_QB					
TSO_20%_Treino					
TSO_20%_Recovery					
TSO_40%_QB					
TSO_40%_Treino					
TSO_40%_Recovery					
TSN_20%_QB					
TSN_20%_Treino					
TSN_20%_Recovery					
TSN_40%_QB					
TSN_40%_Treino					
TSN_40%_Recovery					
PBO_20%_QB					
PBO_20%_Treino					
PBO_20%_Recovery					
PBO_40%_QB					
PBO_40%_Treino					
PBO_40%_Recovery					
PBN_20%_QB					
PBN_20%_Treino					
PBN_20%_Recovery					
PBN_40%_QB					
PBN_40%_Treino					
PBN_40%_Recovery					

Lista de publicações

Artigos originais publicados/submetidos em jornais com revisão por pares

FONSECA, Jéssica D. M.; RESQUETTI, Vanessa R.; BENÍCIO, Kadja; FREGONEZI, Guilherme; ALIVERTI, Andrea. Acute effects of inspiratory loads and interfaces on breathing pattern and activity of respiratory muscles in healthy subjects. *Frontiers in Physiology*. v.10, p. 993. 2019.

FONSECA, Jéssica D. M.; RESQUETTI, Vanessa R.; BENÍCIO, Kadja; SALES, Valéria S. F.; LIMA, Luciana F. S. C.; ALIVERTI, Aandrea; SARMENTO, Antônio; FREGONEZI, Guilherme A. F. Effects of inspiratory load on chest wall kinematics, breathing pattern and respiratory muscle activity of mouth breathing children. *Respiratory Care*. 2019. (*accept*)

FONSECA, Jéssica D. M.; BENÍCIO, Kadja; SALES, Valéria S. F.; LIMA, Luciana F. S. C.; RESQUETTI, Vanessa R. R.; ALIVERTI, Andrea; FREGONEZI, Guilherme. Comparison of different inspiratory resistance devices in the breathing pattern and electrical activity of the respiratory muscles of mouth breathers. *Pediatric Pulmonology*. 2019. (*in press*)

Artigos originais publicados/submetidos em jornais com revisão por pares elaboradores em coautoria

MARQUES, Layana; FREGONEZI, Guilherme A. F.; SANTOS, Ilsa P.; MARCELINO, Ana Aline; MEDEIROS, Jéssica; DOURADO-JUNIOR, Mario E. T.; ALIVERTI, Andrea; SARMENTO, Antônio; RESQUETTI, Vanessa R. Effects of positioning on cough peak flow and muscular electromyographic activation in Duchenne muscular dystrophy. *Respiratory Care*. 2019. (*in press*).

BENÍCIO, Kadja; FONSECA, Jéssica D. M.; DIAS, Fernando A. L.; ALIVERTI, Andrea; FREGONEZI, Guilherme. Effects of diaphragmatic control on the assessment of sniff nasal inspiratory pressure, maximal relaxation rate and respiratory muscle activity. 2019. (*in press*)

Resumos apresentados em congressos internacionais com publicação em anais

FONSECA, J. D. M.; LIMA, L. F. S. D. C.; SALES, V. S. D. F; ALIVERTI, A.; FREGONEZI, G. A. F. Breathing pattern and activity of respiratory muscles in different +inspiratory resistance devices. In: ERS International Congress 2019. European Respiratory Journal 2019; 54: Supl. 63, PA2206.

FONSECA, J. D. M.; RESQUETI, V. R.; SARMENTO, A.; LIMA, L.; SALES, V. S. F.; ALIVERTI, A.; FREGONEZI, G. Acute effects of inspiratory threshold load and interface on breathing pattern and activity of respiratory muscles. In: ERS International Congress 2018. European Respiratory Journal, 2018. v. 52. p. OA2147.

FONSÊCA, J. D. M.; RESQUETI, V. R.; GUALDI, L. P.; LIMA, L.; SALES, V. S. F.; FREGONEZI, G. COMPARAÇÃO DE DIFERENTES INTERFACES E SOBRECARGAS INSPIRATÓRIAS EM CRIANÇAS COM SÍNDROME DA RESPIRAÇÃO ORAL. In: 10° ALAT - Asociación Latinoamericana de Toráx, 2016, Santiago - Chile. Archivos de Bronconeumología, 2016. v. 52. p. 60-61.

SARMENTO, A.; ALIVERTI, A.; MARQUES, L.; PENNATI, F.; MEDEIROS, J.; DOURADO-JUNIOR, M. E.; FREGONEZI, G.; RESQUETI, V. Multiparametric analysis of sniff nasal inspiratory pressure test in middle stage amyotrophic lateral sclerosis. In: ERS Congress 2018. European Respiratory Journal, v. 52. p. PA3897, 2018.

SANTOS, I. P.; LIRA, M.; FONSECA, J. D. M.; MARQUES, L.; MARCELINO, A. A.; DOURADO-JUNIOR, M. E.; FREGONEZI, G.; RESQUETI, V. Analysis of maximum relaxation rate in patients with Duchenne Muscular Dystrophy compared to healthy subjects. In: ERS International Congress 2018. European Respiratory Journal, v. 52. p. PA1715, 2018.

MARQUES, L.; FREGONEZI, G.; SANTOS, I. P.; SARMENTO, A.; MARCELINO, A. A.; LOPES, N.; ALIVERTI, A.; DOURADO-JUNIOR, M. E.; RESQUETI, V. R.; MEDEIROS, J. Effects of posture on peak cough flow and respiratory muscle activation in Duchenne muscular dystrophy. In: ERS International Congress 2018. European Respiratory Journal, v. 52. p. PA3898, 2018.

BENÍCIO, K.; FONSÊCA, J. D. M.; DIAS, F. A. L.; SARMENTO, A.; ALIVERTI, A.; FREGONEZI, G. Multiparametric analysis of the nasal inspiratory pressure test and

inspiratory muscle activity: with or without diaphragmatic control?. In: ERS International Congress 2019. European Respiratory Journal 2019; 54: Supl. 63, PA756.

FREGONEZI, G.; BENÍCIO, K.; FONCECA, J. D. M.; DIAS, F. A. L.; ALIVERTI, A.; RESQUETI, V. Influence of diaphragmatic control during sniff nasal inspiratory pressure on electrical activity and maximum relaxation rate of respiratory muscles in healthy subjects. In: ERS International Congress 2017. Clinical Respiratory Physiology, Exercise and Functional Imaging. p. PA2199.

Premiações

ERS Congress Sponsorship, European Respiratory Society. Ano de obtenção: 2018.