



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
Programa de Pós Graduação em Fisioterapia
Laboratório de Espirometria e Fisioterapia Respiratória



Ivanize Mariana Masselli dos Reis

**ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE EM MÚSCULOS
INSPIRATÓRIOS DE INDIVÍDUOS ADULTOS E IDOSOS: REVISÃO
SISTEMÁTICA**

São Carlos - SP

2015



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA
Programa de Pós Graduação em Fisioterapia
Laboratório de Espirometria e Fisioterapia Respiratória



Ivanize Mariana Masselli dos Reis

**ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE EM MÚSCULOS
INSPIRATÓRIOS DE INDIVÍDUOS ADULTOS E IDOSOS:
REVISÃO SISTEMÁTICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. Área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Orientador: **Prof. Dr. Mauricio Jamami**

Coorientadora: **Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira**

São Carlos - SP

2015

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

R375es

Reis, Ivanize Mariana Masselli dos.

Eletromiografia de superfície em músculos inspiratórios de indivíduos adultos e idosos : revisão sistemática / Ivanize Mariana Masselli dos Reis. -- São Carlos : UFSCar, 2015. 59 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2015.

1. Fisioterapia respiratória. 2. Músculos respiratórios. 3. Diafragma. 4. Esternocleidomastóideo. 5. Intercostais. I. Título.

CDD: 615.836 (20ª)

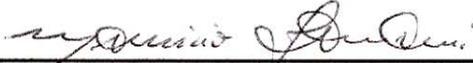


UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

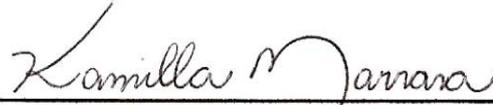
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Folha de Aprovação

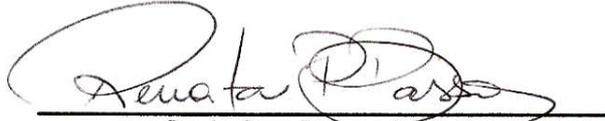
Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Ivanize Mariana Masselli dos Reis, realizada em 26/02/2015:



Prof. Dr. Mauricio Jamami
UFSCar



Profa. Dra. Kamilla Tays Marrara
UNICEP



Profa. Dra. Renata Pedrolongo Basso
UFSCar

AGRADECIMENTOS

À Deus, por guiar meus caminhos, me proteger e me proporcionar grandes alegrias como esta conquista.

À minha mãe Maria de Lourdes, pelo carinho, amor e compreensão e, acima de tudo por estar sempre ao meu lado nos momentos mais difíceis e me ensinar a superá-los. Agradeço a Deus por cada dia ao seu lado e por sua simples presença. É por você que tento ser uma pessoa melhor a cada dia que passa e dessa forma fazer com que sinta orgulho de mim. Obrigada por me compreender até mesmo nos meus momentos de ausência.

Ao meu irmão Ivan, que é meu maior exemplo. Que apesar de ser uma pessoa de poucas palavras, sei que torce por mim assim como eu torço e vibro com suas conquistas. Nossa mãe e você são as minhas maiores riquezas e meu amor por vocês é imensurável. À vocês dedico este trabalho.

Ao meu pai José Ivan (*in memoriam*), que apesar da ausência física, sei que me protege e guia meus caminhos.

Ao meu namorado Thiago, que sempre está ao meu lado, seja em momentos bons ou ruins, que me apoia e incentiva e, acima de tudo, pela paciência e carinho.

Ao meu afilhado Nicolás, que me ensinou a ver o mundo com outros olhos, pela paz que me transmite e por um novo tipo de amor que cultivou dentro de mim. À sua mãe, minha grande amiga Thais (Broto), obrigada por sempre encontrar em você um apoio.

Aos meus amigos de longa data Ana Carolina (Chu), Anna Cláudia, Ana Flávia, Eric, Larissa, Robson, Soraia, Talita e Thais, pelos sorrisos, abraços e lágrimas compartilhados, e por me ensinarem o verdadeiro significado da amizade. Obrigada por torcerem por mim em todos os momentos e pelas palavras de conforto quando necessário. Agradeço pelos momentos vividos e por vocês existirem. E aos amigos que chegaram mais recentemente, como a Mari, o pouco tempo não lhe torna menos importante.

Às minhas querias amigas Jerusa e Manoela, por me orientarem e serem exemplos tanto pessoais como profissionais. Nosso trio é uma grande alegria e agradeço à Deus por tê-las em minha vida e por serem tão especiais.

Aos meus amigos da Fisio 08, que dividiram comigo as dificuldades dos longos e difíceis anos da graduação, mas que ainda se fazem presentes nos encontros de turma, nos grupos das redes sociais e nas trocas de energias positivas.

Aos meus familiares, em especial aos meus tios Adelmo, Edna e Joana, aos meus primos Carlos, Duda e Neno, e às minhas primas Jéssica e Vitória, que sempre torcem por mim.

Aos colegas de laboratório (LEFiR) Adriana, Bruna, Camila, Cris, Daniela, Ivana, Júlia, Juliano, Marina e Renata, pela convivência e por dividirem comigo as dificuldades do dia-a-dia. Pelo conhecimento compartilhado e pelo companheirismo. Aos laboratórios LAIOT e LACO por também me ajudarem sempre que necessário.

Ao voleibol, que me ensinou que vencer nem sempre é possível, mas se empenhar pela vitória é a única coisa que importa. Em especial aos amigos que o "Voleitão" e o "Vôlei Salesianos" me proporcionaram, é muito bom contar com vocês seja dentro ou fora de quadra. E acima de tudo, é tão bom saber que meu time é composto por amigas e não apenas colegas. Ice e Lica, obrigada por fazerem parte dessa história.

Ao meu orientador Prof. Dr. Mauricio Jamami, pela oportunidade e por confiar em mim para a realização deste trabalho. Agradeço pelos momentos em que me deu liberdade para decisões importantes, pois, com certeza elas me ensinaram a crescer.

À minha coorientadora Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira, por sua disponibilidade em ajudar, por me direcionar nos momentos em que me senti mais perdida, por sua dedicação e preocupação e acima de tudo, por todos os ensinamentos. Agradeço imensamente por essa experiência de ser sua aluna e por sempre me estender a mão.

Às minhas amigas Daniela e Letícia, pela ajuda na realização deste trabalho e pela amizade. Vocês também foram responsáveis em oferecer incentivo quando mais precisei. Sem vocês eu não conseguiria.

À minha banca de qualificação e de defesa, composta pelas professoras Dra. Eloisa Maria Gatti Regueiro, Dra. Kamilla Tays Marrara, Dra. Letícia Carnaz, Dra. Renata Gonçalves Mendes, Dra. Roberta de Fátima Carreira Moreira Padovez e Dra. Renata Pedrolongo Basso-Vanelli, pelas correções e importantes contribuições fornecidas. Aproveito também para agradecer a Profa. Dra. Valéria Amorim Pires Di Lorenzo, a quem eu tenho muita admiração e que mesmo não participando diretamente da realização deste trabalho, muito contribui para minha formação.

Aos meus supervisores do aperfeiçoamento Ft. Alexandre Troncoso, Dra. Lilian Goraieb, Dr. Marcelo Adriano Ingraci Barboza e Profa. Stella Maris Pereira Corrêa que me ajudaram a compreender na prática o que significa Fisioterapia Respiratória e por me incentivarem a seguir a carreira acadêmica. Agradeço também aos pacientes que me despertam o sentimento de querer aprender mais e poder ajudá-los.

À UFSCar, que me proporcionou ensino de qualidade e abriu portas para oportunidades, além de me permitir conhecer pessoas que fazem diferença em minha vida.

À CAPES, por fornecer suporte financeiro.

Por fim, a todos que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho, seja pela ajuda, pela presença ou pelo incentivo, muito obrigada!

RESUMO

Introdução: A eletromiografia (EMG) contribui para a avaliação de distúrbios e alterações pulmonares, uma vez que modificações no desempenho da musculatura respiratória estão associadas ao desenvolvimento de doenças. Há ampla variedade de métodos e protocolos empregados na coleta e análise do sinal EMG de músculos respiratórios, demonstrando a inexistência de padronização. **Objetivo:** Identificar os procedimentos mais comumente empregados na avaliação eletromiográfica de superfície (sEMG) de músculos inspiratórios em indivíduos adultos e idosos, por meio de uma revisão sistemática. **Método:** Estudos publicados no período de Janeiro de 1995 até Março de 2014 foram localizados a partir das palavras-chave (*breathing OR respiratory OR inspiratory*) AND (*electromyography OR EMG*) AND (*muscle activity OR muscular activity OR muscle activation OR muscular activation OR evaluation OR assessment OR effect*) nas seguintes bases eletrônicas: Web of Science, PubMed, LILACS, EBSCO e Embase. Apenas estudos que avaliaram sEMG em músculos inspiratórios foram incluídos. **Resultados:** Foram identificados 5410 títulos e, após a seleção, 64 estudos, publicados na língua inglesa, foram incluídos. Os resultados indicam grande variabilidade nos métodos empregados, tanto para obtenção quanto no processamento e análise dos sinais. Foram identificadas falhas na descrição dos procedimentos aplicados. **Conclusão:** Os procedimentos mais comumente aplicados foram identificados e os resultados obtidos não permitiram a síntese de evidência prática que viabilize fornecer recomendações imediatas quanto à padronização do uso da sEMG em músculos inspiratórios. Sendo assim, estudos metodológicos com comparações objetivas são fundamentais para o avanço no sentido da padronização.

Palavras-chave: Músculos respiratórios, Atividade muscular respiratória, Diafragma, Esternocleidomastóideo, Intercostais, Fisioterapia.

ABSTRACT

Introduction: Electromyography (EMG) contributes to the evaluation of disorders and pulmonary changes, since impairments in the respiratory muscles function are associated to the development of diseases. There are wide variety of methods and protocols applied to collect and analyze EMG obtained from respiratory muscles, demonstrating the absence of padronization. **Objective:** To identify the most commonly procedures applied to record surface EMG (sEMG) of inspiratory muscles in adults and elderly individuals, through a systematic review. **Method:** Studies published from January 1995 until March 2014 were searched through the keywords (breathing OR respiratory OR inspiratory) AND (electromyography OR EMG) AND (muscle activity OR muscular activity OR muscle activation OR muscular activation OR evaluation OR assessment OR effect) in the following electronic databases: Web of Science, PubMed, LILACS, EBSCO and Embase. Only studies evaluating sEMG in inspiratory muscles were included. **Results:** We identified 5410 titles and 64 studies, published in English, were included. A great variability of methods applied both record and process/analyze data were found. In general, the description presented by the studies is poor. **Conclusion:** The most commonly procedures applied were identified and the results obtained did not allow the synthesis of practical/clinical evidences which allow provide immediate recommendations for standardization of the methods to apply sEMG in inspiratory muscles. Thus, methodological studies with objective comparisons are fundamental to the advancement toward standardization.

Keywords: Respiratory muscles, Respiratory muscular activity, Diaphragm, Sternomastoid, Intercostal, Physiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Fluxograma dos estudos incluídos na revisão sistemática pela busca eletrônica	28
---	----

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Caracterização dos estudos incluídos quanto ao gênero, população, amostra e faixa etária	29
Quadro 2: Localização dos eletrodos para aquisição do sinal EMG dos músculos Paraesternal intercostal, Intercostais, Inspiratórios, Intercostal Externo, Diafragma, Escalenos, Esternocleidomastóideo, Grande Dorsal, Peitoral Maior e Trapézio	33
Quadro 3: Normalização e análise de dados realizados nos estudos incluídos.....	40
Quadro 4: <i>Check-list</i> produzido de acordo com as normas para apresentação de dados EMG, segundo Merletti (1999)	47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CI	Capacidade inspiratória
CPT	Capacidade pulmonar total
CC	Cartilagem cricóide
CVM	Contração voluntária máxima
DIA	Diafragma
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crônica
EMG	Eletromiografia
sEMG	Eletromiografia de superfície
ESC	Escalenos
EIC	Espaço intercostal
EST	Esterno
ECM	Esternocleidomastóideos
FC	Fibrose cística
GIC	Grupo intercostal
INS	Inspiratórios
IC	Intercostais
IC EXT	Intercostais externos
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
MMT	Média móvel ao longo do tempo
PARA	Intercostais paraesternais
PI_{máx}	Pressão inspiratória máxima
PM	Processo mastóideo
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SAOS	Síndrome da apneia obstrutiva do sono
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
VVM	Ventilação voluntária máxima

SUMÁRIO

1. Contextualização	11
1.1 Definição da eletromiografia (EMG)	11
1.2 Modos de aplicação da EMG	11
1.3 Musculatura respiratória de interesse e mecânica pulmonar	12
1.4 Processamento e normalização do sinal eletromiográfico.....	14
1.5 Aplicabilidade da EMG na Fisioterapia	16
1.6 Panorama atual e justificativa do estudo	17
Referências Bibliográficas	19
2. Estudo	23
2.1 Introdução	24
2.2 Métodos	25
2.2.1 Estratégia de busca	25
2.2.2 Seleção dos estudos e extração dos dados	26
2.2.3 Métodos de análise e síntese dos dados	26
2.3 Resultados	27
2.3.1 Busca dos estudos	27
2.3.2 Localização dos eletrodos e nomenclaturas empregadas	31
2.3.3 Normalização e processamento do sinal EMG	38
2.3.4 Check-list	46
2.4 Discussão	49
2.5 Conclusão	53
Referências Bibliográficas	55

1. Contextualização

1.1 Definição da eletromiografia (EMG)

O registro da atividade elétrica de um músculo em contração pode ser realizado por meio da eletromiografia (EMG). Trata-se de um método de fácil acesso aos processos fisiológicos, o qual auxilia na avaliação da função e disfunção do sistema neuromuscular, por meio da identificação dos potenciais de ação que se propagam ao longo das membranas das fibras musculares (DE LUCA, 1993; SODERBERG; KNUTSON, 2000; ATS/ERS, 2002; HUTTEN et al., 2010; ALONSO et al., 2011).

Como citado, os potenciais de ação são transmitidos via nervo motor até suas terminações nas fibras musculares, promovendo a secreção de acetilcolina, que causa a abertura dos canais e permite a difusão de íons sódio para o interior da fibra muscular, desencadeando o potencial de ação que se propaga pelo centro da fibra, além de despolarizar a membrana. O retículo sarcoplasmático libera íons cálcio, que são essenciais para a contração muscular por terem ação direta nos filamentos de actina e miosina (GUYTON; HALL, 2006).

No caso da contração muscular de um músculo respiratório, os impulsos elétricos são originados em neurônios respiratórios do tronco cerebral, transmitidos via nervos motores para as junções neuromusculares e dessa forma se propagam por toda a membrana muscular. Assim, o sinal eletromiográfico pode ser detectado por meio de eletrodos, sendo necessário amplificá-lo, filtrá-lo, e então, será exibido em uma tela ou digitalizado para facilitar análises posteriores (ATS/ERS, 2002). Qualquer falha que ocorra nesse processo pode resultar em alterações que podem ser detectadas por testes eletrofisiológicos, como a EMG, que irá avaliar a integridade do aparelho neuromotor respiratório (ATS/ERS, 2002).

1.2 Modos de aplicação da EMG

A EMG pode ser aplicada de duas formas invasivas: por meio de eletrodos transesofágicos (cateter balão), que na forma multipares permite sinais diafragmáticos confiáveis e válidos, não são influenciados pela obesidade, entretanto, trata-se de um procedimento desconfortável e pode provocar alguns riscos como regurgitação, aspiração e bradicardia por reflexo vagal, além de serem restritos em condições como hérnia de hiato; outra forma é por meio do eletrodo intramuscular com inserção de eletrodos agulha, fio ou gancho na musculatura respiratória de interesse, que também apresenta dificuldades tanto para fixação dos eletrodos como oferecimento de riscos e desconforto ao paciente

(ATS/ERS, 2002; DUIVERMAN et al., 2004; HUTTEN et al., 2010). A utilização de eletrodo intramuscular com volumes superiores à 1,5L da capacidade pulmonar total pode provocar instabilidade de sua fixação e prejudicar a gravação do sinal (ATS/ERS, 2002). A ocorrência de *crosstalk* (contaminação do sinal por músculos adjacentes) é diminuída, porém não é eliminada, apesar de favorecer o registro de uma única unidade motora quando comparado ao eletrodo de superfície. Também há risco pequeno de pneumotórax e não é indicado para avaliação da atividade respiratória global, além de apresentar risco de sangramento e hematoma, sendo imprescindível a utilização de material estéril (ATS/ERS, 2002; SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Existe também sua aplicação de forma não invasiva, por meio de eletrodos de superfície aplicados á pele (pescoço, caixa torácica, área de aposição do diafragma ou abdominais), que além de ser um método seguro e proporcionar desconforto mínimo ao paciente durante sua utilização, é de fácil aplicação em ambiente ambulatorial (ATS/ERS, 2002; DUIVERMAN et al., 2004; DUIVERMAN et al., 2009). A EMG de superfície (sEMG) apesar das suas vantagens, permite abrangência de várias unidades motoras e muitas vezes, a proximidade dos músculos a serem avaliados pode comprometer o sinal adquirido por contaminação (*crosstalk*), além da interferência da gordura subcutânea ou deformidade postural (ATS/ERS, 2002; LUO; MOXHAM; POLKEY, 2008). Entretanto, sabe-se que se respeitada a apropriada localização de eletrodos, mantendo a qualidade do registro e minimizando influências de fatores externos, é possível obter dados de EMG muscular respiratória com boa reprodutibilidade e alta qualidade (ATS/ERS, 2002; DUIVERMAN et al., 2004; HUTTEN et al., 2010; CHIEN et al., 2013).

A eleição da técnica a ser utilizada deve levar em consideração as vantagens e as desvantagens de cada método, bem como o contexto da utilização (ATS/ERS, 2002). O objetivo do presente estudo foi explorar uma técnica prática, sem desconforto, segura e confiável para ser aplicada em ambiente ambulatorial, e portanto, o foco será dado para a sEMG.

1.3 Musculatura respiratória de interesse e mecânica pulmonar

A ventilação pulmonar é um processo mecânico em que os músculos respiratórios agem em conjunto para promover a entrada e saída de ar nos pulmões, disponibilizando-o para a troca gasosa (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008; DAVIES; MISRA, 2014). Os músculos respiratórios, a complacência pulmonar e da caixa torácica e a resistência do fluxo

de ar nas vias aéreas, são os principais fatores que influenciam essa mecânica ventilatória, levando em consideração que a ventilação depende tanto de controle neural e químico, quanto mecânico (DAVIES; MISRA, 2014).

A ventilação depende da ação coordenada dos músculos respiratórios, seja pela pressão subatmosférica gerada pela contração dos músculos inspiratórios, seja pela ação da musculatura expiratória que entra em ação em determinadas situações e condições (LAGHI; TOBIN, 2003). Os músculos intercostais internos (interósseos) e os abdominais, que incluem reto abdominal, oblíquo externo, oblíquo interno e transverso abdominal, são os responsáveis pela expiração ativa (WILSON et al., 2001; WILSON; TROYER, 2004; RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008; RODRIGUES-MACHADO, 2008). O principal músculo inspiratório é o diafragma (DIA), todavia os intercostais externos (IC EXT) também participam dessa função. Ambos recebem auxílio dos paraesternais (PARA), esternocleidomastóideo (ECM) e escaleno (ESC), de acordo com a demanda imposta ao sistema respiratório (LEGRAND et al., 2003; CHITI et al., 2008; RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008; LISSENS, 2010). Destaque será dado para a musculatura inspiratória, pois trata-se do foco de nosso estudo

O DIA é um músculo de estrutura músculo-tendínea, fino, achatado, que se localiza entre as cavidades torácica e abdominal. Suas fibras musculares irradiam a partir de um tendão central para as três vértebras lombares (porção crural) e para as seis costelas inferiores (porção costal) (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008). Durante sua contração há uma compressão do conteúdo abdominal para baixo e para frente, conseqüentemente aumentando a dimensão vertical da caixa torácica, o que gera uma pressão negativa e permite a entrada de ar. Há tanto aumento do diâmetro vertical quanto transversal da caixa torácica (WEST, 2002; RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008; DAVIES; MISRA, 2014).

Os IC EXT são finas camadas musculares que se dirigem obliquamente para baixo em direção à costela inferior em um eixo que se move ventralmente e dessa forma, quando contraído, eleva a costela inferior em direção à costela superior, de forma a expandir a caixa torácica - ação inspiratória (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008; WILSON; TROYER, 2004). Também de ação inspiratória destacam-se os PARA, que se localizam ventralmente, entre o esterno e as junções condroesternais, São músculos que diferentemente do diafragma, possuem comprimento ótimo quando mais próximos da capacidade pulmonar total (CPT) do que da capacidade residual funcional (CRF), o que faz com que possam ser ativados em ampla faixa de volume pulmonar (RODRIGUES-MACHADO, 2008).

O ECM sai do processo mastóideo e se dirige em direção ao terço médio da clavícula e a superfície ventral do manúbrio do esterno. Os ESC partem do processo transversos das últimas cinco vértebras cervicais em direção à superfície superior das duas primeiras costelas, sendo o ESC anterior e o ESC medial na primeira costela e o ESC posterior na segunda costela (RODRIGUES-MACHADO, 2008). Ambos quando se contraem possuem ação inspiratória, seja para elevar o esterno ou as duas primeiras costelas, respectivamente (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008; LEGRAND et al., 2003).

O ECM é considerado um músculo acessório da respiração em virtude de não estar ativo durante o basal. Sua contração aumenta o diâmetro da caixa torácica superior e é ativado em altos volumes pulmonares e alta demanda (RODRIGUES-MACHADO, 2008). Já em relação aos ESC, estudos recentes têm documentado sua ativação em respiração basal, colocando em suspeita o conceito de que não seriam músculos acessórios da respiração e sim primários, e também possuem o papel de contribuir para expansão da caixa torácica superior (RODRIGUES-MACHADO, 2008).

Os músculos Peitoral Maior (PM), Trapézio Superior (TRA) e Grande Dorsal (GD) também são conhecidos por terem ação acessória da respiração. O PM é largo e tem forma de leque, sendo ativado na inspiração profunda ou forçada quando os membros superiores ou os ombros estão fixos (KENDALL, et al., 2007). O TRA também auxilia na inspiração forçada e suas fibras superiores que se inserem no terço lateral da clavícula participam dessa função (KENDALL et al., 2007). E por fim, o GD que tem ação principalmente na expiração forçada (fibras anteriores - flexão tronco), mas também na inspiração profunda por meio de suas fibras posteriores, que se tornam ativas na extensão do tronco (KENDALL et al., 2007).

Considerando que qualquer alteração no desempenho dos músculos respiratórios, como a fraqueza muscular, pode prejudicar a ventilação, e que esta, está relacionada à doenças respiratórias, como doenças obstrutivas, restritivas e neuromusculares, há o interesse de explorar o comportamento desses músculos nas diversas condições clínicas vivenciadas pelos pacientes (RATNOVSKY; ELAD; HALPERN, 2008).

1.4 Processamento e normalização do sinal eletromiográfico

Os registros de sEMG são tipicamente obtidos utilizando eletrodo de configuração bipolar com um eletrodo terra (também conhecido como eletrodo de referência), que permite o cancelamento de atividade elétrica indesejada fora do músculo (RATNOVSKY; ELAD;

HALPERN, 2008; DE LUCA, 2002). O eletrodo de referência normalmente é fixado em um local eletricamente neutro, como uma proeminência óssea (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Garantir o adequado manejo do sinal eletromiográfico é necessário para evitar distorções, e conseqüentemente não alterar a interpretação dos dados. Decidir o filtro a ser utilizado, sua constante de tempo e a frequência de amostragem são essenciais para garantir o efeito desejado no sinal eletromiográfico (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Para saber quão ativo é um músculo ou quanto tempo ele está ativo, o sinal eletromiográfico bruto precisa ser processado (BURDEN, 2010). O processamento do sinal eletromiográfico no domínio do tempo, pode ser realizado por dois parâmetros: o *root-mean-squared* (RMS) e o valor médio retificado (por meia onda ou onda completa). Ambos fornecem medidas da amplitude do sinal, e aumentam em função do maior recrutamento das unidades motoras. Para os sinais detectados durante contrações voluntárias, o valor RMS pode ser mais apropriado, pois representa a potência do sinal (DE LUCA, 1993; ATS/ERS, 2002). Para a área da Cinesiologia a forma mais comum de processar o sinal eletromiográfico é a retificação seguida de filtragem (SODERBERG; KNUTSON, 2000). O tipo de filtro que será utilizado depende das características do sinal eletromiográfico. O procedimento conhecido como envelope linear nada mais é do que uma retificação seguida pelo alisamento com filtro passa-baixa de X Hz (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Já no domínio da frequência o processamento é realizado pela análise espectral, que fornece a frequência mediana e a frequência de potência média. Essa análise pode ser utilizada para análise de fadiga muscular ou verificar inibição muscular proporcionada pela dor (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

A normalização do sinal eletromiográfico é realizada para permitir a comparação entre os dados e entre estes em várias condições (DE LUCA, 1993), compensando as diferenças de força, tônus muscular, gordura corporal, geometria muscular e outros fatores (ANKRUN, 2000). Trata-se do processo de referenciar os dados eletromiográficos em função de algum valor padrão, geralmente dividindo os dados obtidos por um valor eletromiográfico de referência, também conhecido como fator de normalização (SODERBERG; KNUTSON, 2000; BURDEN, 2010). Por esta razão, o sinal passa a ser representado como proporção ou porcentagem (%) desse valor de referência (BURDEN, 2010).

Esse valor de referência pode ser obtido por uma contração a partir de um esforço estático ou um esforço dinâmico. A mais comum é uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do músculo a ser estudado (SODERBERG; KNUTSON, 2000), em que a medida da CIVM é considerada como um ponto de referência de 100% e as demais medidas para o mesmo indivíduo são convertidas em uma % deste valor (ANKRUN, 2000). Entretanto, há outras formas de normalizar o sinal, como usar uma % da CIVM (submáxima), valor pico obtido durante atividade dinâmica ou o valor médio obtido durante atividade dinâmica. Essas formas alternativas de normalização podem ser realizadas pois sabe-se que a CIVM é alcançada ativando todas as unidades motoras, e para isso, o nível de treinamento do indivíduo, a motivação e outras condições são necessárias, dificultando a sua realização em muitas situações onde sua execução pode ser arriscada, como doenças em exacerbação (SODERBERG; KNUTSON, 2000; REILLY et al., 2011). Existe também a possibilidade de utilizar valores basais ou de repouso, que devem ser realizados em situação de necessidade, como casos de paralisia cerebral ou acidente vascular cerebral (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

De acordo com o método de normalização escolhido, o número de repetições e o intervalo entre as contrações devem ser levados em consideração a fim de evitar a fadiga muscular (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

O método a ser utilizado como prioridade ainda não foi determinado na literatura nem ao menos para indivíduos saudáveis (BURDEN, 2010), sobretudo, quando trata-se de normalização de músculos respiratórios e de indivíduos acometidos por doenças respiratórias.

1.5 Aplicabilidade da EMG na Fisioterapia

A EMG é uma ferramenta muito utilizada pelos fisioterapeutas com diversos objetivos como avaliar a função muscular durante ou após procedimentos terapêuticos, para acompanhamento da efetividade dos tratamentos; utilização como *biofeedback*; avaliação de controle muscular por meio do *onset* e análise de fadiga muscular (DE LUCA, 2002).

Em especial, na área da fisioterapia respiratória ela pode ser utilizada a fim de verificar a função muscular dos músculos da respiração da caixa torácica, fornecendo informações sobre o período e intensidade de ativação muscular (avaliação do nível e padrão da ativação muscular) e, pode ser aplicada na prática clínica para avaliações da função contrátil muscular e acompanhamentos da efetividade de tratamentos (MAARSINGH et al.,

2000; SODERBERG; KNUTSON, 2000; ATS/ERS, 2002; DUIVERMAN et al., 2004; HAWKES; NOWICKY; MCCONNELL, 2007; AMORIM, 2008).

O *biofeedback* tem a finalidade de proporcionar ao usuário a capacidade de alterar voluntariamente o comportamento da curva do sinal eletromiográfico, de forma a recuperar, manter ou melhorar seu desempenho e por esta razão, pode ser utilizada no tratamento de doenças respiratórias, como é o caso da asma (AMORIM, 2008). E sua utilização na investigação de seu papel nesta doença tem sido documentada na literatura (RITZ; DAHME; ROTH, 2004).

A avaliação muscular respiratória pode ser realizada de forma associada com a avaliação da mecânica toracoabdominal e padrão respiratório quando aplicada simultaneamente com a pletismografia optoeletrônica e há crescente interesse nesses tipos de avaliações na atualidade (DA GAMA et al., 2013; LUNARDI et al., 2013; MYRRHA et al., 2013; PAISANI et al., 2013; LUNARDI et al., 2014).

1.6 Panorama atual e justificativa do estudo

Os estudos que utilizam sEMG para avaliação de músculos respiratórios apresentam ampla variedade de métodos e protocolos empregados, não havendo consenso ou padronização para localização de eletrodos, normalização e tratamento dos dados. A localização de eletrodos normalmente depende da palpação e do conhecimento do pesquisador sobre anatomia da musculatura respiratória, pois não há normas para esse posicionamento (ATS/ERS, 2002). As recomendações da SENIAM ("*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*") para o uso da sEMG não contemplaram a musculatura respiratória. E devido a sua natureza não invasiva e por permitir a abrangência de várias unidades motoras, a sEMG, é amplamente utilizada em ambiente laboratorial, entretanto, seu uso necessita de padronização (ATS/ERS, 2002).

Uma revisão sistemática ajuda a formar a base para o desenvolvimento de diretrizes para a prática clínica, fornece informações sobre as lacunas existentes no conhecimento na atualidade e dessa forma, guia estudos futuros (SHAMSEER et al., 2014). Por esta razão, há necessidade de realizar essa revisão sistemática da literatura a fim de identificar qual metodologia de avaliação eletromiográfica de superfície de músculos inspiratórios em indivíduos adultos e idosos tem apresentado maior utilização, assim como descrever quais músculos inspiratórios são mais comuns de serem avaliados, e a partir disso tentar propor a

metodologia mais adequada para ser empregada. Além disso, foi considerado o relato da metodologia utilizada nos estudos incluídos, a fim de verificar se o padrão de relato sugerido pela ISEK (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*) foi obedecido (MERLETTI, 1999).

Referências Bibliográficas

ALONSO, J.F.; et al. Coordination of respiratory muscles assessed by means of nonlinear forecasting of demodulated myographic signals. **J Electromyogr Kines**, v.21, n.6, p. 1064-73, 2011.

AMORIM, C.F. Eletromiografia de superfície – aplicação em fisioterapia respiratória. In: RODRIGUES-MACHADO, M.G. **Bases da fisioterapia respiratória: terapia intensiva e reabilitação**, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.166-169, 2008.

ANKRUN, D.R. Questions to ask when interpreting surface electromyography (SEMG) research. **Proceedings of the IEA**, 2000.

ATS/ERS. American Thoracic Society/European Respiratory Society statement on respiratory muscle testing. **Am. J. Respir. Crit. Care Med**, v.166, n4, p.518–624, 2002.

BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. **J Electromyogr Kines**, v.20, n.6, p.1023-35, 2010.

CHIEN, M.Y.; et al. Electrophysiologic changes with incremental exercise in obstructive sleep apnea. **Muscle Nerve**, v.48, n.2, p.212-8, 2013.

CHITI, L.; et al. Scalene muscle activity during progressive inspiratory loading under pressure support ventilation in normal humans. **Respir Physiol Neurobiol**, v.164, n.3, p.441-8, 2008.

DA GAMA, A.E.F; et al. Acute effects of incremental inspiratory loads on compartmental chest wall volume and predominant activity frequency of inspiratory muscle. **J Electromyogr Kines**, v.23, n.6, p.1269-77 2013.

DAVIES, S.; MISRA, U. Respiration: ventilation. **Anaesth Intensive Care Med**, v.15, n.11, p.544–6, 2014.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Delsys**. 1993.

DE LUCA, C.J. Surface electromyography: detection and recording. **Delsys**. 2002.

DUIVERMAN, M.L.; et al. Reproducibility and responsiveness of a noninvasive EMG technique of the respiratory muscles in COPD patients and in healthy subjects. **J Appl Physiol**, v.96, n.5, p.1723-9, 2004.

DUIVERMAN, M.L.; et al. Respiratory muscle activity and dyspnea during exercise in chronic obstructive pulmonary disease. **Respir Physiol Neurobiol**. v.167, n.2, p.195-200, 2009.

GUYTON, A.C; HALL, J.E. Contração do músculo esquelético. In: GUYTON, A.C; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**, Rio de Janeiro: Elsevier, p.72-90, 2006.

HAWKES, E.Z.; NOWICKY, A.V.; MCCONNELL, A.K. Diaphragm and intercostal surface EMG and muscle performance after acute inspiratory muscle loading. **Respir Physiol Neurobiol**, v.155, n.3, p.213-9, 2007.

HUTTEN, G.J.; et al. A literature review of the methodology of EMG recordings of the diaphragm. **J Electromyogr Kines**, v.20, n.2, p.185-90, 2010.

KENDALL, F.C.; et al. Músculos respiratórios e do tronco. In: Músculos: provas e funções, Barueri: Manole, p.233-241, 2007.

LAGHI, F.; TOBIN, M.J. Disorders of the respiratory muscles. **Am. J. Respir. Crit. Care Med**, v.168, p.10-48, 2003.

LISSENS, M.A. Electrodiagnostic evaluation of the respiratory muscles. **Phys Rehab Med**, v.22, n.(1-4), p.91-102, 2010.

LEGRAND, A.; et al. Respiratory effects of the scalene and sternomastoid muscles in humans. **J Appl Physiol**, v.94, p.1467-1472, 2003.

LUO, Y.M.; MOXHAM, J.; POLKEY, M.I. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. **Clin Sci**, v.115, n.7-8, p.233-44, 2008.

LUNARDI, A.C.; et al. Impact of laparoscopic surgery on thoracoabdominal mechanics and inspiratory muscular activity. **Respir Physiol Neurobiol**, v.186, n.1, p.40-4, 2013.

LUNARDI, A.C.; et al. Effect of volume-oriented versus flow-oriented incentive spirometry on chest wall volumes, inspiratory muscle activity, and thoracoabdominal synchrony in the elderly. **Respir Care**, v.59, n.3, p.420-6, 2014.

MAARSINGH, E.J.; et al. Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. **J Appl Physiol**, v.88, n.6 p.1955-61, 2000.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. **International Society of Electrophysiology and Kinesiology**, 1999.

MYRRHA, M.A.C.; et al. Chest wall volumes during inspiratory loaded breathing in COPD patients. **Resp Physiol Neurobiol**, v.188, n.1, p.15-20, 2013.

PAISANI, D.D.; et al. Volume rather than flow incentive spirometry is effective in improving chest wall expansion and abdominal displacement using optoelectronic plethysmography. **Respir Care**, v.58, n.8, p.1360-6, 2013.

RATNOVSKY, A.; ELAD, D.; HALPERN, P. Mechanics of respiratory muscles. **Respir Physiol Neurobiol**, v.163, p.82-9, 2008.

REILLY, C.C.; et al. Neural respiratory drive, pulmonary mechanics and breathlessness in patients with cystic fibrosis. **Thorax**, v.66, n.3, p.240-6, 2011.

RITZ, T.; DAHME, B.; ROTH, A.T. Behavioral interventions in asthma Biofeedback techniques. **J Psychos Res**, v.56, p.711-720, 2004.

RODRIGUES-MACHADO, M.G. Anatomia e função dos músculos respiratórios. In: RODRIGUES-MACHADO, M.G. **Bases da fisioterapia respiratória: terapia intensiva e reabilitação**, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.1-9, 2008.

SHAMSEER, L.; et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015: elaboration and explanation. **BMJ**, 2014.

SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Physical Therapy**, v.80, n.5, p.485-498, 2000.

WEST, J.B. Mecânica da respiração: como o pulmão é sustentado e movimentado. In: WEST, J.B. **Fisiologia respiratória**, Barueri: Manole, p.89-116, 2002.

WILSON, T.A.; et al. Respiratory effects of the external and internal intercostal muscles in humans. **J Physiol**, v.520, n.2, p.319-330, 2001.

WILSON, T.A.; TROYER, A. The two mechanisms of intercostal muscle action on the lung. **J Appl Physiol**, v.96, p.483-488, 2004.

2. Estudo

ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE EM MÚSCULOS INSPIRATÓRIOS DE INDIVÍDUOS ADULTOS E IDOSOS: REVISÃO SISTEMÁTICA

*Surface electromyography in inspiratory muscles in adults and older individuals: A
systematic review*

Título resumido: EMG de superfície em músculos inspiratórios

Short title: *Surface EMG in inspiratory muscles*

**IVANIZE MARIANA MASSELLI DOS REIS¹, DANIELA GONÇALVES OHARA¹,
LETÍCIA BERGAMIN JANUÁRIO², ANA BEATRIZ DE OLIVEIRA², MAURICIO
JAMAMI¹**

Departamento de Fisioterapia, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos/SP, Brasil.

¹Laboratório de Espirometria e Fisioterapia Respiratória (LEFiR) da UFSCar, São Carlos/SP, Brasil.

²Laboratório de Cinesiologia Clínica e Ocupacional (LACO) da UFSCar, São Carlos/SP, Brasil.

Endereço de correspondência: Ivanize Mariana Masselli dos Reis. Laboratório de Espirometria e Fisioterapia Respiratória (Departamento de Fisioterapia). Universidade Federal de São Carlos. Rodovia Washington Luiz, Km 235, CEP:13565-905, São Carlos/SP, Brasil. Telefone: +55 16 33518343. E-mail: nizemmr@gmail.com

Fonte de financiamento: Bolsa de Mestrado Capes.

Palavras-chave: Músculos respiratórios, Atividade muscular respiratória, Diafragma, Esternocleidomastóideo, Intercostais, Fisioterapia.

Keywords: *Respiratory muscles, Respiratory muscular activity, Diaphragm, Sternomastoid, Intercostal, Physiotherapy.*

2.1 Introdução

A mecânica pulmonar normal depende da interação entre a musculatura respiratória, a complacência do pulmão e da caixa torácica e o fluxo de ar nas vias aéreas para promover a entrada e saída de ar nos pulmões, disponibilizando-o para a troca gasosa^{1, 2}. O principal músculo envolvido na inspiração é o diafragma (DIA), todavia os intercostais externos (IC EXT) também participam dessa função. Ambos podem receber auxílio dos intercostais paraesternais (PARA), esternocleidomastóideos (ECM) e escalenos (ESC), de acordo com a demanda imposta^{1, 3, 4}.

Sabe-se que alterações no desempenho dos músculos respiratórios podem levar à desvantagem mecânica do DIA, afetar o movimento da caixa torácica, prejudicar a ventilação pulmonar, o padrão respiratório e a geometria dos músculos respiratórios^{1, 5-7}. E considerando que essas alterações podem estar associadas ao desenvolvimento de doenças obstrutivas, como doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC)^{6, 8}, síndrome da apneia obstrutiva do sono (SAOS)⁹, asma¹⁰ e fibrose cística (FC)^{7, 11}; e que doenças restritivas - como a obesidade e cifoescoliose, e neuromusculares - como miopatia e miastenia gravis¹ estão associadas a alterações musculares; a avaliação da atividade muscular é fundamental. Neste contexto, a eletromiografia (EMG) tem um papel importante, contribuindo com informações relevantes para o entendimento desses distúrbios e alterações pulmonares, auxiliando no diagnóstico e *follow-up* dos pacientes^{1, 5}.

A EMG é um método que permite a avaliação da função muscular, por meio do registro de sua atividade elétrica^{9, 12}. A avaliação simultânea de diversas musculaturas, incluindo músculos de ação primária e acessória da respiração, facilita a compreensão da ativação muscular com detalhamento do recrutamento muscular respiratório, promovendo o entendimento da mecânica e funcionalidade respiratórias^{9, 12}. Além disso, a EMG pode ser utilizada para avaliação da *endurance*, fadiga muscular respiratória e *drive* neural respiratório^{1, 13, 14}. Como há possibilidade de aplicações com diferentes objetivos e em diversas doenças e condições clínicas, e sobretudo pelo fato da avaliação muscular respiratória poder ser realizada associada à outras ferramentas de avaliação, como a avaliação da mecânica toracoabdominal e padrão respiratório com a utilização simultânea com a pletismografia optoeletrônica, há uma crescente utilização deste recurso^{5, 6, 15-17}. Assim, a aplicabilidade clínica da ferramenta é promissora, apesar das dificuldades de acesso ao equipamento e de natureza metodológica ainda serem uma realidade.

A ampla variedade de métodos e protocolos empregados na coleta e análise do sinal eletromiográfico de músculos respiratórios demonstra a inexistência de consenso quanto à localização dos eletrodos, normalização e tratamento dos dados¹³. Portanto, a falta de padronização compromete o uso da eletromiografia de superfície (sEMG) como ferramenta de avaliação, uma vez que a comparação de dados entre sujeitos e entre estudos torna-se limitada. Fica, portanto, cada vez mais clara a necessidade de diretrizes que promovam a padronização do uso da técnica em todas as etapas^{13, 18}. Um grande esforço foi aplicado pelo SENIAM ("*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*") na síntese de estudos e proposição de diretrizes para o uso da sEMG¹⁸. No entanto, a avaliação de músculos respiratórios não foi contemplada e ainda requer padronização.

Diante desse panorama, fica evidente a necessidade de padronização dos métodos aplicados no registro da sEMG de músculos respiratórios. Com a proposta de avançar neste sentido, o objetivo desta revisão sistemática foi identificar os músculos inspiratórios e os procedimentos mais comumente empregados no registro da sEMG desses músculos em indivíduos adultos e idosos. Além disso, identificar a qualidade do relato apresentado pelos estudos, tendo como referência as recomendações da ISEK ("*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*"). Espera-se, portanto, propor uma metodologia mais adequada, e caso isso não seja possível, estes resultados serão fundamentais para indicar os avanços necessários para padronização dos métodos empregados no uso da sEMG para avaliação dos músculos inspiratórios.

2.2 Métodos

2.2.1 Estratégia de busca

Estudos publicados no período de Janeiro de 1995 até Março de 2014 foram localizados a partir das seguintes bases eletrônicas: Web of Science, PubMed, LILACS, EBSCO e Embase. Foi utilizada ampla estratégia de busca, a partir das seguintes palavras-chave: (*breathing OR respiratory OR inspiratory*) AND (*electromyography OR EMG*) AND (*muscle activity OR muscular activity OR muscle activation OR muscular activation OR evaluation OR assessment OR effect*). A mesma combinação de palavras foi utilizada em todas as bases de dados, respeitando os *guidelines* da *Cochrane Collaboration*¹⁹ e *Prisma Statement*²⁰. Foram selecionados artigos relevantes considerando os critérios de inclusão e exclusão descritos a seguir.

2.2.2 Seleção dos estudos e extração dos dados

Os critérios de inclusão foram: (1) Tipo de estudo: estudos transversais e longitudinais; (2) Tipo de avaliação realizada: avaliação respiratória por meio da sEMG de músculos inspiratórios; (3) População: adultos e idosos; (4) Condições: indivíduos conscientes, saudáveis ou com acometimentos respiratórios; (5) Data publicação: a partir de 1995. Foram excluídos estudos que utilizaram outras formas de avaliar a atividade elétrica muscular que não a sEMG (EMG invasiva, por exemplo) ou que avaliaram a excitabilidade da via corticoespinal para verificar os potenciais motores evocados. Estudos que envolveram animais, crianças e neonatos; sujeitos com doenças neurológicas, anestesiados, em unidade de terapia intensiva ou pós-operatório imediato foram excluídos, uma vez que nestas condições a colocação de eletrodos, assim como a comunicação com o voluntário, pode estar comprometida. Quando a busca da versão completa resultava em resumos de congresso ou artigos *short paper* ou ainda, versão completa em outro idioma que não o Inglês, esses estudos também foram excluídos.

A escolha dos estudos selecionados foi realizada por meio de consenso entre dois avaliadores (IMMR e DGO). Inicialmente foram selecionados os títulos considerados pertinentes de acordo com os critérios de inclusão de maneira independente, e em caso de discordância, um terceiro revisor (LBJ) era contatado. Em seguida, foi realizada a seleção dos resumos de acordo com o mesmo método. Os resumos selecionados tiveram seus textos completos recuperados para leitura e extração dos dados. Os revisores não eram cegos em relação à revista, autores e data dos manuscritos. Para realizar as duas primeiras fases (seleção de títulos e seleção de resumos) foi utilizada uma ferramenta computacional (StArt[®]) desenvolvida para dar suporte ao desenvolvimento de estudos de revisão sistemática.

2.2.3 Métodos de análise e síntese dos dados

Após a seleção dos estudos incluídos para leitura completa, os principais resultados de cada artigo foram extraídos de maneira resumida em quadros e consistiram de informações disponíveis sobre a avaliação eletromiográfica de músculos inspiratórios. As ocorrências das formas de avaliação e dos músculos foram descritas em porcentagem.

Os estudos incluídos na revisão foram avaliados quanto à descrição dos itens considerados essenciais para serem relatados quando do uso da sEMG. O *check-list* aplicado foi elaborado de acordo com uma adaptação das recomendações da ISEK (*International*

Society of Electrophysiology and Kinesiology)²¹. Cada item foi avaliado da seguinte forma: ✓ quando parcialmente citado no estudo, ou seja, há relato do procedimento, porém, sem detalhamento da aplicação (por exemplo: relata uso de filtro, mas não fornece informação sobre a frequência de corte utilizada) e ✓✓ quando adequadamente relatado. Os itens foram pontuados para cada um dos estudos, sendo que cada relato adequado (✓✓) recebeu um ponto.

2.3 Resultados

2.3.1 Busca dos estudos

Os estudos obtidos a partir da estratégia de busca utilizada estão representados na Figura 1. Foram identificados 5410 estudos, sendo 1420 títulos duplicados. Dos 3990 estudos potencialmente relevantes, 3855 excluídos, sendo que destes, 3579 foram descartados na fase de leitura de títulos e 276 na leitura de resumos; além disso, três outros estudos foram excluídos por falta de acesso ao resumo. Considerando os 132 estudos selecionados, 51 estudos foram excluídos com base nos critérios de inclusão (11 por serem resumos de congresso; quatro "short paper"; 21 aplicavam exclusivamente EMG invasiva; um livro; 10 não abordavam avaliação eletromiográfica de músculos inspiratórios ou não atendiam aos critérios de inclusão; um era duplicado e três estavam nos idiomas Chinês e Japonês) e 17 pela falta de acesso ao texto completo. Assim, 64 estudos foram incluídos na presente revisão (Figura 1 e Quadro 1).

Os estudos incluídos avaliaram tanto homens quanto mulheres, na faixa etária de adultos e idosos e continham amostras variando de 3 a 100 indivíduos, sendo indivíduos saudáveis ou com acometimentos respiratórios (Quadro 1).

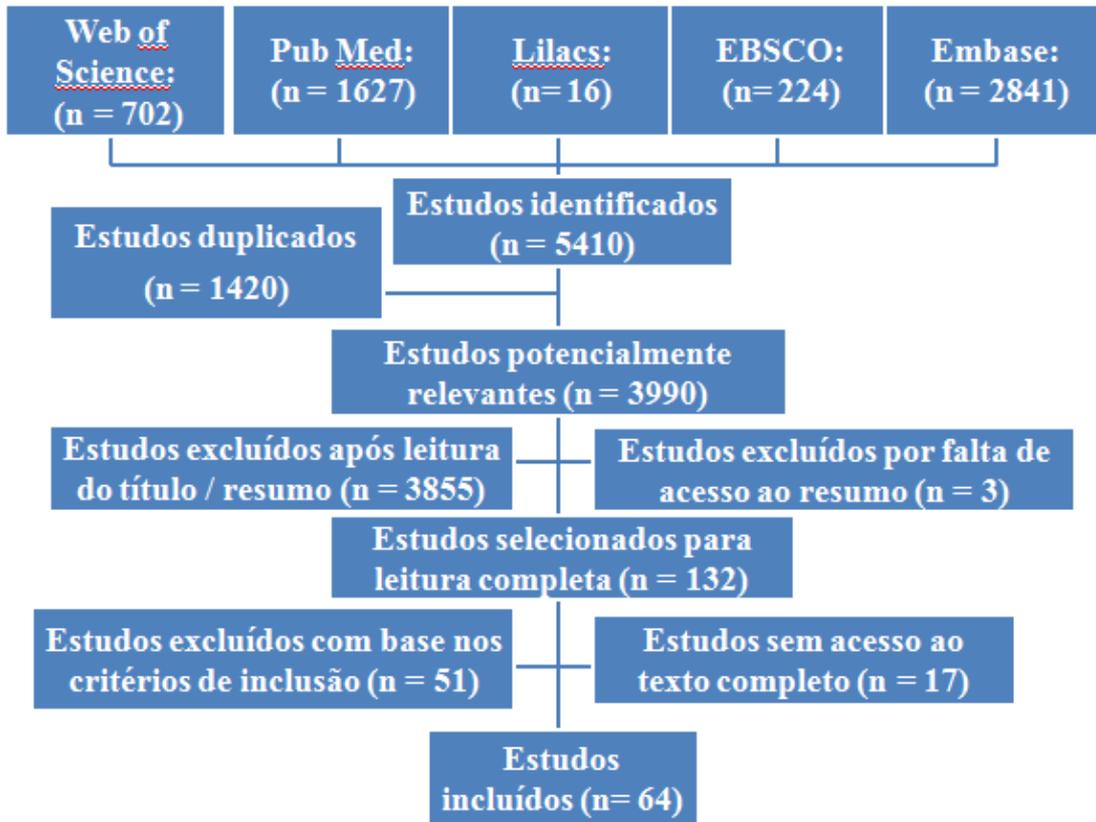


Figura 1. Fluxograma dos estudos incluídos na revisão sistemática pela busca eletrônica.

Quadro 1. Caracterização dos estudos incluídos quanto ao gênero, população, amostra e faixa etária.

Estudo	Gênero	População	Amostra (n)	Média de Idade (DP ou variação) (Anos)
Duranti et al. ²²	H	DPOC	9	65,7
Orozco-Levi et al. ²³	H	S	11	30 (2)
White et al. ²⁴	H	DPOC	10	63
Zattara-Hartmann et al. ²⁵	H	S/DPOC	S: 6 / DPOC 1: 9 / DPOC 2: 6	S: 45 (4) / DPOC 1: 61 (3) / DPOC 2: 59 (4)
Meessen et al. ²⁶	M / H	NR	21	32,5 (14-62)
McEvoy et al. ²⁷	H	S	11	36,6 (2,2)
Van der Schans et al. ²⁸	NR	A	12	24 (5)
Tzelepis et al. ²⁹	NR	S	8	34 (6)
Lehrer et al. ³⁰	M / H	A	6	18-65
Field et al. ³¹	M / H	SDE	25	46,1 (15,4)
Gonzalez et al. ³²	H	S	10	25 (4,2) (19-35)
Zakynthinos et al. ³³	H	S	12	35 (6)
Lake et al. ³⁴	M / H	S	5	40
Mañanas et al. ³⁵	H	DPOC	6	68,8 (4,3)
Worsnop et al. ³⁶	H	S	J: 11/I: 12	J: 18-25 / I: 42-67
Loring et al. ³⁷	M / H	NR	3	24-50
Mañanas et al. ³⁸	H	DPOC/S	DPOC: 6 / S: 6	68,8 (4,3) / 60,5 (4,3)
Serra et al. ³⁹	M / H	FVC devido a FC	12	28 (6)
O'donoghue et al. ⁴⁰	H	DPOC	9	70 (7,3)
Jouiniaux et al. ⁴¹	M / H	S	4	21,8 (1,0)
Thys et al. ⁴²	M / H	DPOC / EAP	20	74 (8,4) (52-89)
Ergun et al. ⁴³	M / H	DTR	12	66,2 (11,5)
Puckree et al. ⁴⁴	M / H	S	9	25 (20-39)
Ratnovsky et al. ⁴⁵	M / H	S	8	25-50
Duiverman et al. ⁴⁶	NR	DPOC / S	DPOC: 7 / S: 7	DPOC: 61 (13) / S: 53 (3)
Reynaud-Gaubert et al. ⁴⁷	M / H	FVC (FC + B)	7	33 (5) (18-49)
Stoohs et al. ⁴⁸	M / H	SAOS	9	54,1 (12,5) (33-69)
de Andrade et al. ⁴⁹	M / H	DPOC / S	DPOC : 7 / S: 7	DPOC: 66,4 (8,7) / S: 68,1 (4,2)
de Mayo et al. ⁵⁰	M / H	S	33	GTRCS: 21,2 (19-24) / GTRCD: 20,9 (19-25)
Knaack et al. ⁵¹	H	SAOS / S	SAOS: 5 / S: 5	C: 44,4 (3,6) / SAOS: 47,6 (13,3)
Ritz et al. ⁵²	M (EXP 1) / M e H (EXP 2)	S	EXP 1: 8 / EXP 2: 6	EXP 1: 35,6 (32-39) / EXP 2: 27,1 (24-30)
Meo et al. ⁵³	H	S / TFC	50 / 50	36,86 (1,5) (20-60) / 37,8 (1,66) (20-60)
Tomich et al. ⁵⁴	M / H	S	17	23 (5) (18-44)
Alonso et al. ⁵⁵	H	SAOS / S	SAOS: 8 / S: 8	SAOS: 53,8 (10,5) / S: 45,0 (7,0)
Hawkes et al. ⁵⁶	M / H	S	12	25 (9)
Chiti et al. ⁴	M / H	S	10	28,7 (2,0)
Segizbaeva et al. ⁵⁷	H	S	5	19-27
Eckert et al. ⁵⁸	H	S	14	24 (2) (19-42)
Chien et al. ⁵⁹	H	S	10	22,1 (2,0)
Murray et al. ⁶⁰	M / H	S	11	32 (9,4)
Segizbaeva et al. ⁶¹	H	S	8	23,2 (1,8)
Duiverman et al. ¹⁴	M / H	DPOC / S	DPOC: 17 / S: 10	DPOC: 60 (54-64) / S: 55 (53-59)
Chien et al. ⁶²	H	AOS / S	AOS: 15 / S: 15	AOS: 51,3 (6,6) / S: 51,2 (7) / 40-65
Panka et al. ⁶³	H	S	13	50-80
Guenette et al. ⁶⁴	M / H	S	7	28 (6) (22-40)
Segizbaeva et al. ⁶⁵	M / H	S	10	NR
Alonso et al. ⁹	H	SAOS	8	53,8 (10,5)
Reilly et al. ⁷	M / H	FC / S	FC: 15 / S: 15	FC: 24 (5,5) / S: 25 (3)
Murphy et al. ⁸	M / H	DPOC	30	72 (10)
Cardoso et al. ⁶⁶	M / H	DPOC / S	DPOC: 12 / S: 13	40-70
Steier et al. ¹⁰	M / H	A / S	36	S: 26,6 (10,8) / A controlada: 42,3 (16,6) / A não controlada: 45,6 (17,1)
Petersen et al. ⁶⁷	M / H	S	10	25-64
Watson et al. ⁶⁸	M	Cantores	6	53, 23, 23, 31, 21, 22
Kim et al. ⁶⁹	H	DPOC	12	68,2 (8,2)
Reilly et al. ¹¹	M / H	FC	12	23 (4)

Murray et al. ⁷⁰	M / H	S	9	35 (13)
Nadiv et al. ⁷¹	H	S	8	22,1 (3)
Da Gama et al. ⁵	M / H	S	39	18-30
Chien et al. ⁷²	H	SAOS / S	SAOS: 11 / S: 11	40-65
Paisani et al. ¹⁵	M / H	S	22	20-40
Myrrha et al. ⁶	H	DPOC	15	65,15 (7,09) (45-75)
Porszasz et al. ⁷³	H	DPOC	15	65,5 (9.1)
Reilly et al. ⁷⁴	M / H	S	LI: 12 / Protocolo: 10	LI: 30 (7) / Protocolo: 33(4)
Lunardi et al. ¹⁷	M / H	S	I: 22 / Adultos: 18	I (>65)/ Adultos (<40)

DP: Desvio-padrão; H: homens; DPOC: doença pulmonar obstrutiva crônica; S: saudáveis; M: mulheres; NR: não relata; A: Asma; SDE: suspeita doença de esôfago; J: jovens; FVC: falência ventilatória crônica; FC: fibrose cística; EAP: edema agudo de pulmão; DTR: doença torácica restritiva; B: bronquiectasia; SAOS: síndrome de apneia obstrutiva do sono; GTRCS: grupo tipo de respiração costal superior; GTRCD: grupo tipo de respiração costal-diafragmática; C: controle; EXP: experimento; TFC: trabalhadores de fábrica de cimento; AOS: apneia obstrutiva do sono; LI: limiar inspiratório; I: idosos.

2.3.2 Localização dos eletrodos e nomenclaturas empregadas

O Quadro 2 apresenta informações referentes à localização dos eletrodos. Foi identificada variação na nomenclatura utilizada para designar os músculos intercostais: PARA, intercostais (IC), IC EXT e inspiratórios (INS). A partir da localização dos eletrodos foi possível identificar que a maioria dos estudos utilizou o termo PARA em referência à porção intercostal paralela ao osso esterno (EST). Alguns estudos não forneceram informações completas suficientes para determinar a localização do eletrodo^{7, 8, 37, 40, 57}. O termo IC também foi utilizado quando a avaliação envolveu as fibras musculares paralelas ao osso EST, com exceção de Meo et al.⁵³ e Guenette et al.⁶⁴. Os músculos IC EXT são aqueles com localização mais lateral na caixa torácica, na linha hemiclavicular ou axilar - exceto nos estudos de Ratnovsky et al.⁴⁵ e Nadiv et al.⁷¹. Para facilitar a descrição, o termo grupo intercostal (GIC) foi utilizado em referência ao conjunto de músculos PARA, IC, IC EXT e INS.

Dos 32 estudos que avaliaram o GIC, dez (31,25%) apresentaram descrição da localização dos eletrodos incompleta ou ausente^{7, 8, 15, 17, 37, 40, 44, 52, 53, 57}. Considerando apenas os estudos que avaliaram os músculos PARA, a localização no segundo espaço intercostal (EIC) foi a mais utilizada (oito citações em um total de dezesseis)^{10, 11, 24, 28, 37, 50, 53, 74}. Para os IC, o segundo EIC também foi o mais utilizado (quatro citações em um total de seis)^{14, 26, 46, 73} e para os IC EXT não houve predomínio de localização nos sete estudos identificados^{32, 36, 45, 52, 56, 59, 71}. Dois estudos^{15, 17} avaliaram simultaneamente IC superiores e inferiores e apenas um estudo⁷² avaliou INS (Quadro 2).

Os estudos que avaliaram o DIA (n=28) utilizaram as seguintes linhas de referência: axilar (n=6)^{24, 34, 48, 51, 58, 65}; hemiclavicular (n=4)^{22, 56, 59, 62}; entre as linhas axilar e hemiclavicular (n=3)^{5, 41, 49}; entre as linhas axilar e clavicular (n=2)^{9, 55}; axilar média (n=2)^{29, 44}; margem costal (n=2)^{27, 39}; entre as linhas hemiclavicular e axilar média (n=1)²⁶; entre as linhas axilar média e axilar posterior (n=1)³¹ e processo xifóide (n=1)⁴³. Dois estudos separaram o DIA em partes dorsal e frontal^{46, 73}. Do total de 28 estudos, apenas quatro (14,28%) relataram a localização de eletrodos de forma incompleta ou ausente^{25, 36, 40, 47}.

Além da linha de referência, os estudos relataram o EIC utilizado para captura do sinal, sendo que diversas alturas foram utilizadas, variando desde o 5° ao 10° EIC. O EIC mais utilizado foi o do 7° ao 8° (Quadro 2).

Os estudos que avaliaram o músculo ESC (n=12) utilizaram as seguintes posições: na região do próprio músculo (n=4)^{14, 30, 46, 73}; no triângulo posterior do pescoço ao nível da cartilagem cricóide (CC) (n=4)^{4, 58, 60, 70}; na linha hemiclavicular ao nível da CC (n=1)⁶⁷; na porção inferior (n=1)⁶⁶; na fossa supraclavicular (n=1)²⁸ e um estudo não relatou a localização⁶⁹ (Quadro 2).

Os seguintes posicionamentos de eletrodos foram utilizados nos estudos que avaliaram o músculo ECM (n=20): à 5 cm do processo mastóide (PM) (n=4)^{5, 49, 15, 17}; terço inferior do músculo (n=3)^{6, 63, 68}; 3 cm acima da cabeça anterior do músculo (n=2)^{4, 66}; sobre o próprio músculo (n=2)^{35, 42}; entre o ângulo da mandíbula e clavícula (n=2)^{45, 71}; porção média do músculo (n=2)^{50, 54}; entre PM e ponto médio do músculo (n=1)⁹; entre o PM e clavícula (n=1)⁶⁴ e 20% abaixo do PM (n=1)⁵⁵. Dois estudos não relatam o posicionamento utilizado^{38, 69} (Quadro 2).

Em síntese, dos 64 estudos incluídos, 32 avaliaram GIC (50%), 28 avaliaram DIA (43,75%), 12 avaliaram ambos os músculos (18,75%). Assim, 48 estudos (75%) avaliaram a musculatura primária da respiração (GIC + DIA) - Quadro 2. Alguns estudos (n=14)(21,9%) avaliaram tanto musculatura primária quanto a acessória, simultaneamente (Quadro 2). Trinta estudos avaliaram a musculatura acessória da respiração (46,9%): 12 estudos avaliaram ESC (18,75%), 20 avaliaram ECM (31,25%), quatro (6,25%) avaliaram outros músculos acessórios da inspiração (grande dorsal – n=2, trapézio – n=1 e peitoral maior – n=1) - Quadro 2.

Quadro 2. Localização dos eletrodos para aquisição do sinal EMG dos músculos Intercostal Paraesternal, Intercostais, Inspiratórios, Intercostal Externo, Diafragma, Escalenos, Esternocleidomastóideo, Grande Dorsal, Peitoral Maior e Trapézio.

Estudo	Intercostais (GIC)	Diafragma	Escaleno	Esternocleidomastóideo	Outros
Duranti et al. ²²	PARA: 2° ao 3° EIC paraesternalmente	Parte inferior da caixa torácica ântero-lateral, do 6° ao 7° EIC na linha hemiclavicular	NA	NA	NA
Orozco-Levi et al. ²³	NA	NA	NA	NA	GD: caudal e lateralmente ao ângulo inferior da escápula sobre o lado não-dominante e separadas por 2-3 cm
White et al. ²⁴	PARA: lateralmente ao EST no 2° EIC. Pelo menos 2 cm de distância de outros músculos	7° ou 8° EIC na linha axilar anterior (LD). Pelo menos 2cm de distância de outros músculos	NA	NA	NA
Zattara-Hartmann et al. ²⁵	NA	6° e 7° EIC (LD). Distância intereletrodo de 20mm	NA	NA	NA
Meessen et al. ²⁶	IC: no 2° EIC paraesternalmente (LE)	Entre as linhas hemiclavicular e axilar média no 7° ou 8° EIC (LD)	NA	NA	NA
McEvoy et al. ²⁷	NA	6°, 7° e 8° EIC adjacente à margem costal (LD)	NA	NA	NA
Van der Schans et al. ²⁸	PARA: 2° EIC lateralmente ao EST (LD). Distância entre eletrodos: 4cm	NA	Na fossa supraclavicular dorsalmente ao músculo ECM (LD)	NA	NA
Tzelepis et al. ²⁹	NA	CT: ao nível do 8° ao 10° EIC (LD) ao longo da linha axilar média	NA	NA	NA
Lehrer et al. ³⁰	NA	NA	LD	NA	TRA: LE
Field et al. ³¹	NA	7°, 8° ou 9° EIC entre as linhas axilar média e posterior (LD)	NA	NA	NA
Gonzalez et al. ³²	IC EXT: 3° EIC (linha hemiclavicular) (LD) longe do PM. 2 mm separados	NA	NA	NA	NA
Zakynthinos et al. ³³	PARA: sobre o 2° ou 3° EIC perto da margem esternal (LD)	NA	NA	NA	NA
Lake et al. ³⁴	NA	6° e 7° EIC na linha axilar anterior bilateralmente	NA	NA	NA
Mañanas et al. ³⁵	NA	NA	NA	Sobre o ECM	NA
Worsnop et al. ³⁶	IC EXT: Sobre o 6° EIC lateralmente	Sobre a margem subcostal anteriormente	NA	NA	NA
Loring et al. ³⁷	PARA: 2° EIC (LD)	NA	NA	NA	NA
Mañanas et al. ³⁸	NA	NA	NA	NR	NA

Serra et al. ³⁹	NA	Descrito por Polese et al. ⁷⁵ : 6° e 7° EIC perto da margem costal (LD)	NA	NA	NA
O'donoghue et al. ⁴⁰	PARA: NR	NR	NA	NA	NA
Jounieaux et al. ⁴¹	NA	Em torno do 5° EIC, entre as linhas axilar anterior e hemiclavicular	NA	NA	NA
Thys et al. ⁴²	NA	NA	NA	Sobre o ECM	NA
Ergun et al. ⁴³	NA	Abaixo do processo xifóide	NA	NA	NA
Puckree et al. ⁴⁴	PARA: à 2cm da borda esternal (LD)	2cm anterior a linha axilar média no 8° EIC (LD)	NA	NA	NA
Ratnovsky et al. ⁴⁵	IC EXT: 1° e 2° EIC, 2cm lateral ao EST (ambos os lados)	NA	NA	Metade da distância entre o ângulo da mandíbula e da clavícula	NA
Duiverman et al. ⁴⁶	IC: 2° EIC (ambos os lados), 3cm paraesternalmente	DIA frontal: um par bilateralmente na margem costal na linha mamilar; DIA dorsal: um par bilateralmente nas costas ao nível do DIA	No pescoço sobre o músculo ESC (ambos os lados)	NA	NA
Reynaud-Gaubert et al. ⁴⁷	NA	6° e 7° EIC (ambos os lados)	NA	NA	NA
Stoohs et al. ⁴⁸	NA	7° e 8° EIC na linha axilar anterior direita com distância horizontal de 2cm	NA	NA	NA
de Andrade et al. ⁴⁹	NA	7° e 8° EIC anterior de acordo com o melhor sinal entre as linhas axilar e hemiclavicular direta	NA	No ventre muscular, à 5cm do PMA	NA
de Mayo et al. ⁵⁰	NA	NA	NA	Na borda anterior (porção média) do músculo ECM (LE), 1cm acima e abaixo do ponto motor	NA
Knaack et al. ⁵¹	NA	7° e 8° EIC na linha axilar anterior direita com distância horizontal de 2cm	NA	NA	NA
Ritz et al. ⁵²	IC EXT: 2° e 3° EIC (LD)	NA	NA	NA	NA
Meo et al. ⁵³	IC: 7° e 8° EIC (LD)	NA	NA	NA	NA
Tomich et al. ⁵⁴	NA	NA	NA	No ponto médio do ventre do músculo ECM (LD). Os eletrodos foram posicionados nesta área separadamente por uma distância de 2,5 cm	NA
Alonso et al. ⁵⁵	NA	7° e 8° EIC na superfície ventrolateral direita da caixa	NA	Acima da zona de inervação (detectada por meio de eletrodos	NA

		torácica, no ponto médio entre as linhas clavicular e axilar		arrays abaixo do PMA em torno de 35% de distância do manúbrio do EST e o PMA. Eletrodos localizados 20% da distância abaixo do PMA	
Hawkes et al. ⁵⁶	IC EXT: 5° EIC na linha axilar posterior. Distância entre eletrodos: nunca > 2cm	Nos EIC inferiores (LD), na linha hemiclavicular	NA	NA	NA
Chiti et al. ⁴	NA	NA	No triângulo posterior do pescoço (LD) ao nível da CC, na porção inferior do ESC anterior	Sobre o ventre do ECM (LD), 3 cm acima da cabeça anterior deste músculo. Distância intereletrodo: 1 cm	NA
Segizbaeva et al. ⁵⁷	PARA: NR	NA	NA	NA	NA
Eckert et al. ⁵⁸	Previamente descrito (Butler et al. ⁷⁶). PARA: 2° ou 3° EIC, 2 cm da borda do EST, com outro em costela adjacente ou sobre o EST	Descrito por Butler et al. ⁷⁶ : DIA e ICs inferiores laterais: na parede torácica na linha axilar anterior no 7° EIC recobrando o DIA costal e sobre a margem costal 4 cm inferior	Previamente descrito (Butler et al. ⁷⁶ : no triângulo posterior do pescoço ao nível da CC e outro 4cm inferior	NA	NA
Chien et al. ⁵⁹	IC EXT: 2° ou 3° EIC na linha hemiclavicular. Distância entre eletrodos: nunca > 2 cm	7° ou 8° EIC (LD) na linha hemiclavicular	NA	NA	NA
Murray et al. ⁶⁰	NA	NA	No triângulo posterior do pescoço ao nível transversal da CC, no ponto médio entre a borda posterior do músculo ECM e a borda anterior do músculo TRA	NA	NA
Segizbaeva et al. ⁶¹	PARA: 2° e 3° EIC, logo à direita da linha esternal	NA	NA	NA	NA
Duiverman et al. ¹⁴	IC: 2° EIC bilateralmente, cerca de 3cm paraesternal	NA	No pescoço: sobre os ESC (ambos os lados)	NA	NA
Chien et al. ⁶²	NA	7° ou 8° EIC na linha hemiclavicular (LD). Distância entre eletrodos: < 2cm	NA	NA	NA
Panka et al. ⁶³	NA	NA	NA	No terço inferior do LE da porção esternal do ventre muscular do músculo ECM, 2,5cm separados desta área	NA
Guenette et al. ⁶⁴	IC: 7° EIC ao longo da linha axilar anterior (LD)	NA	NA	Entre o PMA e extremidade medial da clavícula	NA
Segizbaeva et al. ⁶⁵	PARA: 2° EIC (LD) a uma distância de 3–4cm da margem	8° e 9° EIC (LD) ao longo da linha axilar anterior	NA	NA	NA

	esternal				
Alonso et al. ⁹	NA	Entre o 7° e 8° EIC na superfície ventrolateral direita da caixa torácica no ponto médio entre as linhas clavicular e axilar	NA	A zona de inervação foi detectada por meio de eletrodos <i>array</i> e normalmente localiza-se em torno do ponto médio do músculo. Eletrodo foi colocado entre este ponto e o PMA	NA
Reilly et al. ⁷	PARA: NR	Invasivo*	NA	NA	NA
Murphy et al. ⁸	PARA: 2° EIC	NA	NA	NA	NA
Cardoso et al. ⁶⁶	NA	NA	Sobre a porção inferior do músculo ESC anterior (terço inferior de uma linha traçada entre o meio do PMA e o meio do manúbrio do EST)	Sobre o músculo ECM (3cm acima da cabeça anterior do músculo e em ambos os triângulos posteriores do pescoço, ao nível da CC	NA
Steier et al. ¹⁰	PARA: 2° EIC bilateralmente, 2 cm (Maarsingh et al. ^{77, 78}) ou 3cm (Duivermann et al. ⁴⁶) paraesternalmente	NA	NA	NA	NA
Petersen et al. ⁶⁷	NA	NA	Na linha hemiclavicular ao nível da CC e outro 3cm inferior à ela (LD)	NA	NA
Watson et al. ⁶⁸	NA	NA	NA	Terço inferior do músculo ECM (zona de inervação aproximadamente no meio do músculo)	GD: sobre o músculo na parede posterior da axila
Kim et al. ⁶⁹	NA	NA	NR	NR	PM: NR
Reilly et al. ¹¹	PARA: 2° EIC bilateralmente, 3cm do ponto médio do EST	NA	NA	NA	NA
Murray et al. ⁷⁰	NA	NA	Sobre o músculo ESC no triângulo posterior do pescoço ao nível da CC, bilateralmente	NA	NA
Nadiv et al. ⁷¹	Previamente descrito (Ratnovsky et al. ⁴⁵ ; Perlovitch et al. ⁷⁹) IC EXT: 1° e 2° EIC, 2cm lateral ao ST (ambos os lados)	NA	NA	Previamente descrito (Ratnovsky et al. ⁴⁵ ; Perlovitch et al. ⁷⁹). Metade da distância entre o ângulo da mandíbula e da clavícula	NA
Da Gama et al. ⁵	NA	7° ou 8° EIC anterior entre as linhas axilar e hemiclavicular	NA	5cm do PMA (de Andrade et al. ⁴⁹)	NA
Chien et al. ⁷²	INS: 7° ou 8° EIC (LD) na linha hemiclavicular. Distância intereletrodos: nunca > 2cm	NA	NA	NA	NA
Paisani et al. ¹⁵	IC EXT da caixa torácica superior: 2° EIC anterior (LD); IC EXT da caixa torácica	NA	NA	No ventre muscular, 5cm do PMA (LD)	NA

	inferior: 7° e 8° EIC anterior (LE)				
Myrrha et al. ⁶	NA	NA	NA	Terço inferior do ventre muscular (LD)	NA
Porszasz et al. ⁷³	Descrito por Duiverman et al. ⁴⁶ . IC: 2° EIC (ambos os lados), 3cm paraesternalmente	Descrito por Duiverman et al. ⁴⁶ . DIA frontal: um par bilateralmente na margem costal na linha mamilar; DIA dorsal: um par bilateralmente nas costas ao nível do DIA	Descrito por Duiverman et al. ⁴⁶ . No pescoço sobre o músculo ESC (ambos os lados)	NA	NA
Reilly et al. ⁷⁴	PARA: 2° EIC bilateralmente, 3cm do ponto médio do EST	Invasivo*	NA	NA	NA
Lunardi et al. ¹⁷	IC EXT da caixa torácica superior: 2° EIC anterior (LD); IC EXT da caixa torácica inferior: 7° e 8° EIC anterior (LE). Distância intereletrodos: 20mm	NA	NA	No ventre muscular, 5cm do PMA (LD)	NA

PARA: paraesternal; EIC: espaço intercostal; NA: não se aplica; GD: grande dorsal; EST: esterno; LD: lado direito; IC: intercostal; LE: lado esquerdo; ECM: esternocleidomastóideo; CT: caixa torácica; TRA: trapézio; IC EXT: intercostal externo; PM: peitoral maior; NR: não relata; DIA: diafragma; PMA: processo mastóideo; CC: cartilagem cricóide; ESC: escaleno; INS: inspiratório.

O Quadro 3 apresenta as localizações do eletrodo de referência utilizado nos estudos. Apenas 22 estudos (34,37%) citaram a localização do eletrodo de referência, sendo o EST o local mais frequentemente utilizado (n=9)^{4, 10, 14, 46, 56, 59, 62, 72, 73}.

2.3.3 Normalização e processamento do sinal EMG

Os dados referentes à normalização e processamento do sinal EMG estão apresentados no Quadro 3. Os estudos que normalizaram os sinais a partir de manobras máximas utilizaram ou a pressão inspiratória máxima (P_{Imáx}) (n=5)^{9, 44, 54, 59, 66}, ou a ventilação voluntária máxima (VVM) (n=1)⁶⁴, ou pressão inspiratória nasal máxima (manobra *sniff*) (n=1)⁸, ou então, a combinação das três manobras anteriores mais a capacidade inspiratória (CI) (n=4)^{7, 10, 11, 74}. Dois estudos^{23, 71} citaram o uso de manobras máximas, porém não especificaram quais. Alguns estudos (n=8)^{4, 14, 27, 36, 39, 49, 63, 72} relataram utilizar valores de repouso ou basais para a normalização. Além disso, 14 estudos relataram a normalização do sinal, entretanto, utilizaram outros valores de referência como aqueles da própria atividade avaliada (n=8)^{26, 34, 40, 51, 58, 60, 61, 70} ou não especificaram se tratavam-se de manobras máximas (n=6)^{22, 25, 35, 45, 47, 69}. Ainda, os demais estudos (n=29) não relataram a realização da normalização.

Os estudos incluídos na revisão utilizaram predominantemente análises no domínio do tempo. Dois estudos^{22, 24} aplicaram de forma sequencial os procedimentos de retificação, média móvel ao longo do tempo (MMT) e filtro passa-baixa, relatando o tamanho da janela utilizada. Vinte e um estudos^{8, 9, 23, 25, 26, 27, 28, 29, 31, 33, 34, 36, 39, 40, 48, 51, 55, 60, 68, 70, 73} retificaram o sinal (por onda completa ou meia onda) e calcularam a MMT, relatando o tamanho da janela utilizado; dois estudos^{25, 32} realizaram o mesmo procedimento, entretanto, não relataram o tamanho da janela utilizado. Ainda no domínio do tempo, 16 estudos realizaram o cálculo da *Root Mean Square* (RMS)^{4, 6, 7, 10, 11, 35, 54, 56, 59, 62, 63, 66, 69, 71, 72, 74} e seis do envelope linear^{15, 17, 44, 45, 49, 64}. Os cálculos de RMS foram realizados de duas formas: em um estudo³⁵ o sinal era estacionário e apenas um valor foi calculado; em seis estudos^{4, 7, 11, 59, 71, 75} foram relatados os tamanhos das janelas utilizadas e em nove estudos^{6, 10, 54, 56, 62, 63, 66, 69, 72} o relato foi limitado.

Dez estudos analisaram os sinais no domínio da frequência^{5, 35, 47, 48, 57, 59, 61, 62, 68, 72}, com relato completo dos procedimentos utilizados. Outros cinco estudos^{9, 34, 38, 55, 67} realizaram outros tipos de análise.

Uma pequena parcela dos estudos (n=8)^{14, 41, 43, 46, 50, 52, 53, 65} forneceu informações incompletas sobre a análise de dados realizada. Outros três estudos^{37, 40, 42} não relataram o método aplicado no processamento do sinal.

Quadro 3. Localização do eletrodo de referência, normalização e análise de dados realizados nos estudos incluídos.

Estudo	Eletrodo referência	Normalização	Processamento e variáveis obtidas
Duranti et al. ²²	NR	- 3 manobras de CI até a CPT (referência).	- Retificação por onda completa e integração ao longo do tempo (100 ms), utilizando um filtro passa baixa de 3ª ordem para MMT; - Atividade pico e <i>slope</i> .
Orozco-Levi et al. ²³	Bíceps braquial	- CVM.	- Retificação e integração - constante de tempo de 0.1s; - Atividade EMG média - a partir da área sob a curva do sinal integrado.
White et al. ²⁴	NR	NR	- Retificação e integração utilizando um filtro passa baixa de 1ª ordem ao longo do tempo (50ms); - EMG pico.
Zattara-Hartmann et al. ²⁵	NR	- Medidas foram feitas nos primeiros 3s de cada contração sustentada em cada repetição.	- Filtro passa banda (10-50Hz para baixas frequências e 100-400Hz para altas); - Retificação por meia onda e integração com MMT (100ms); - Potência do sinal nas bandas de alta (A) e baixa (B) frequência, e razão A/B.
Meessen et al. ²⁶	NR	- Valores médios do pico registrados de 5 repetições controle.	- Retificação e integração ao longo do tempo (50ms); - Valores médios e pico.
McEvoy et al. ²⁷	NR	- Valores basais.	- Integração ao longo do tempo - média (100ms); - EMG pico durante inspiração, EMG tônica e EMG fásica.
Van der Schans et al. ²⁸	NR	NR	- Retificação e integração (IEMG) ao longo do tempo (0.3s); - Os pacotes de atividade do IEMG foram considerados para refletir atividade muscular fásica em períodos de 60s. Valores médios foram considerados para análise.
Tzelepis et al. ²⁹	NR	NR	- Retificação e integração com MMT (200ms); - Atividade EMG pico e taxa de aumento.
Lehrer et al. ³⁰	NR	NR	NR
Field et al. ³¹	NR	NR	- Retificação e integração ao longo do tempo (100ms).
Gonzalez et al. ³²	Articulação acrômio-clavicular direita	NR	- Retificação por onda completa e cálculo da média para obter o IEMG; - IEMG médio.
Zakynthinos et al. ³³	NR	NR	- Retificação e integração com MMT (200ms); - EMG pico e valores médios de 3 ou 4 medidas.
Lake et al. ³⁴	NR	- Normalização de acordo com tempo inspiratório neural (domínio do tempo).	- Integração ao longo do tempo (200ms); - Pico do IEMG obtido a partir de média, atividade elétrica total avaliada como a área do sinal integrado; - Análise especial para investigar <i>onset</i> .
Mañanas et al. ³⁵	Ombro	- % do RMS médio calculado em ciclos respiratórios diferentes durante todos os testes.	- Valores RMS; - PSD considerado localmente estacionário (~800ms); frequência mediana ou frequência central, frequência média, e razão entre componentes de alta e baixa frequência (razão A/B).
Worsnop et al. ³⁶	NR	- % do nível de pré-transição do nível de base.	- Integração com MMT (100ms); - Atividade tônica, atividade fásica e atividade inspiratória total foram calculados para cada respiração.
Loring et al. ³⁷	NR	NR	NR
Mañanas et al. ³⁸	NR	NR	- Análise de estacionariedade: 1) Análise de estacionariedade local: determina o comprimento máximo para a janela no espectrograma para ser utilizado com outros métodos tempo-frequência para extrair informação espectral. 2) Alterações estatísticas durante ciclo respiratório: detecta os instantes de tempo em que há alterações estatísticas importantes nos sinais EMG e onde é interessante analisar os componentes de frequência com métodos tempo-frequência; - Métodos Tempo-Frequência: 1) Espectrograma por meio de FFT. 2) Escalograma por meio do método <i>Morlet wavelet</i> . 3) Distribuição Wigner-Ville. 4) Distribuição Choi-Williams. Estes quatro métodos foram analisados por: frequência média; frequência central; relação entre os componentes de alta e baixa frequência; <i>group time delay</i> ;

			- Função de correlação-cruzada: permite a avaliação da energia em avanço e atraso do primeiro sinal EMG em relação ao primeiro segundo. O primeiro parâmetro indica o atraso médio da atividade do sinal vibromiográfico (VMG) em relação ao sinal EMG durante o ciclo respiratório. O último índice calcula a % do atraso da VMG com relação ao EMG.
Serra et al. ³⁹	Superfície anterior do antebraço	- Respiração espontânea.	- A partir do sinal Edi filtrado a duração total da atividade Edi (Ti, Edi) foi computada, bem como o tempo entre o <i>onset</i> de um pacote de atividade e aquele do próximo pacote Edi (Ttot, Edi) para calcular a Edi do ciclo (Ti, Edi/Ttot, Edi); - A Edi foi digitalmente retificado e processado com a média móvel utilizando uma janela de tempo (0.1s); - A amplitude pico (unidades arbitrárias), expressa como % do valor registrado durante respiração espontânea; integral do sinal Edi retificado sobre o Ti; Edi foi medido e este valor foi multiplicado pela frequência respiratória para obter a energia elétrica utilizada pelo DIA ao longo de 1 minuto (Edi, int).
O'donoghue et al. ⁴⁰	NR	- Atividade tônica (atividade mínima nos últimos 400ms da expiração precedente).	- Filtro (NR), retificação por onda completa, MMT (100ms); - EMG fásica pico expressa como um valor absoluto em unidades arbitrárias e como % da atividade tônica.
Jounieaux et al. ⁴¹	NR	NR	- Sinal EMG não foi retificado ou integrado.
Thys et al. ⁴²	NR	NR	NR
Ergun et al. ⁴³	NR	NR	- Cinco sinais EMG com a maior amplitude de contração máxima foram escolhidos para avaliação. O valor médio resultante foi aceito como força de contração máxima desse músculo.
Puckree et al. ⁴⁴	Clavícula (1/3 de distância do EST)	- PImáx e pressão expiratória máxima.	- EMG foi amostrado a 1000Hz; - Sinais foram retificados e processados como envelopes lineares (filtro passa baixa de 10Hz); - Amplitude pico de respiração-a-respiração e duração dos ciclos foram medidos.
Ratnovsky et al. ⁴⁵	NR	- Inspiração a partir volume residual e expiração a partir da CPT.	- Retificação completa e filtro passa baixa (Butterworth a 6Hz); - Avaliação estatística foi conduzida para explorar a dependência do volume pulmonar do valor máximo do envelope linear do sinal EMG para ambas as variações inter e intra-indivíduos.
Duiverman et al. ⁴⁶	EST	NR	- A média de 6–10 respirações foram obtidas para calcular a excursão média pico-a-pico. A partir dos dados médios, o pico máximo e o pico mínimo foram detectados para cada sinal. As diferenças entre os valores pico e mínimo foram reportados como valores médios pico-a-pico; - Dados EMG foram relatados como logaritmo da razão da atividade EMG; - Para obter um sinal EMG representativo de todo o DIA, as atividades médias do DF e do DD foram utilizadas.
Reynaud-Gaubert et al. ⁴⁷	NR	- Dados adquiridos dos primeiros segundos do esforço respiratório sustentado.	- PSDF calculado pela FFT; - Tempo de amostragem para digitalização foi 1500ms e PSDF média foi calculada para dois períodos consecutivos, i.e. 3s; - Valores médios de frequência mediana e potência total foram utilizados para comparar PSDFs juntas; - Em cada PSDF, a potência total foi também calculada em duas faixas de frequência - baixa (10–50Hz) e alta (80–400Hz).
Stoohs et al. ⁴⁸	NR	NR	- O artefato do eletrocardiograma foi primeiramente eliminado utilizando um procedimento padrão, uma FFT foi aplicada ao sinal com frequência de corte entre 1 e 30Hz; - EMG foi retificado e submetido o cálculo de média móvel (200ms); - Valores de EMG DIA pico para cada esforço inspiratório foi identificado durante os eventos. A diferença entre o ponto inferior durante a parte inspiratória e o ponto superior durante a parte expiratória do ciclo respiratório foram calculadas. Os

			eventos mais longos abrangiam até 10 esforços inspiratórios; - Valores de EMG DIA foram expressos em unidades arbitrárias.
de Andrade et al. ⁴⁹	NR	- Repouso pré-carga.	- Retificação por onda completa e filtrado com Butterworth linear (4ª ordem), a 5Hz; - Valores pós-carga foram obtidos de uma razão matemática entre valores absolutos do período pós-carga e aqueles do período pré-carga de referência. Resultados dos valores RMS maiores que 1 representam um aumento na atividade muscular e valores menores do que 1 representam uma queda na atividade muscular.
de Mayo et al. ⁵⁰	Testa	NR	- O sinal EMG foi integrado; - Valores médios e picos foram manualmente calculados.
Knaack et al. ⁵¹	NR	- Valores EMGdi foram relativamente calibrados para os valores Pes para obter a média aritmética de todos os esforços inspiratórios (das gravações Pes) e dividindo-os por média aritméticas dos valores de EMGdi.	- O artefato do eletrocardiograma foi primeiramente eliminado utilizando um procedimento padrão, uma FFT foi aplicada ao sinal com frequência de corte entre 1 e 30Hz; - EMG foi retificado e submetido ao cálculo de média móvel (200ms); - Valores Pes pico negativo e EMGdi pico foram identificados para cada esforço inspiratório durante os eventos. A diferença entre o ponto inferior durante a parte inspiratória e o ponto superior durante a parte expiratória do ciclo respiratório foram calculados. Os eventos mais longos abrangiam até 10 esforços inspiratórios. - Valores EMGdi foram então ajustados pelo fator Pes/EMGdi; - Valores EMGdi foram expressos em unidades arbitrárias. - Comparação entre os dados Pes e EMGdi foi realizada por dois métodos diferentes. No primeiro método, valores absolutos de Pes e EMGdi foram considerados. Na segunda análise, nós calculamos a diferença % entre o primeiro esforço inspiratório e cada esforço subsequente durante os eventos respiratórios em sujeitos com SAOS e períodos controle em sujeitos controle normais sem respiração obstruída. Para análise dos dados, o número mínimo de esforços inspiratórios nos eventos respiratórios foram 3-7 nos períodos controle. Eventos foram agrupados e obtidas médias pelo respectivo número de esforços inspiratórios durante o evento ou período controle.
Ritz et al. ⁵²	NR	NR	- Retificado e obtida a média para cada período de avaliação.
Meo et al. ⁵³	NR	NR	- Números de picos, amplitude pico máxima, amplitude pico-a-pico e duração da resposta foram calculados.
Tomich et al. ⁵⁴	Processo estilóide da ulna (antebraço direito)	- Medidas de PImáx.	- RMS foram calculados.
Alonso et al. ⁵⁵	NR	NR	- Retificação por onda completa e janelamento por média móvel (400ms); - Tendências basais bem como o fluxo e pressão inspiratória foram removidos para garantir estacionariedade; - Cálculo CMIF (<i>Cross Mutual Information Function</i>) e dados substitutos.
Hawkes et al. ⁵⁶	EST	NR	- RMS.
Chiti et al. ⁴	Manúbrio do EST	- Respiração tranquila.	- RMS foi calculado com período médio de tempo de 2ms; - Para cada condição em cada sujeito, esforços inspiratórios foram identificados a partir do sinal pressão de abertura das vias aéreas (Pmask). O sinal contínuo EMG RMS foram então truncados em muitos períodos como esforços inspiratórios, cada período começando 1s antes do início do correspondente esforço inspiratório e acabando 2s depois do final, e portanto contendo a atividade EMG de toda a fase inspiratória. No final, a partir de 40–50 períodos consecutivos de EMG,

			referentes à inspiração, foram obtidas as médias.
Segizbaeva et al. ⁵⁷	NR	NR	- Transformada discreta de Fourier e amplitude média do espectro sinal EMG em altas (380-700Hz) e baixas (50-200Hz) amplitudes de frequências foram calculados; - Valor pico da atividade integrada.
Eckert et al. ⁵⁸	NR	- Atividade EMG média da linha de base para o <i>onset</i> de 100ms precedente.	- Retificação por onda completa; - <i>Onset</i> : ponto onde o sinal EMG retificado cruzou a linha de base antes do primeiro EMG pico positivo sustentado (últimos 10 ms); - Supressão onset: primeiro ponto onde as gravações de EMG retificada cruzou a linha de base para um período de sustentação de 10ms após o pico da resposta de excitação se presente; - O primeiro ponto onde a EMG retificada retornou à linha de base depois do limiar de supressão foi utilizado para definir a cessação da supressão e o <i>onset</i> da excitação secundária para resposta do EMG ESC.
Chien et al. ⁵⁹	EST	- Cinco PImáx foram realizadas para determinar a força muscular inspiratória para comparação. Estes dados não foram utilizados como um fator de normalização.	- RMS foram calculados com uma constante de tempo de 25ms; - MPF foi calculada por uma janela de 0.5s iniciada no ponto de pressão pico durante a PImáx.
Murray et al. ⁶⁰	Clavícula (referência) ; Ombro direito (Terra)	- Área RE medidas foram normalizadas pelo produto da EMG basal e a média intervalo de onset-a-pico da RE.	- Ensaios de 400ms de duração, iniciando 100ms antes do estímulo foram coletados off-line; - EMG dos ensaios restantes foram retificados e obtida a média (5-pontos de alisamento); - O EMG foi retificado, obtido a média para cada execução de repetições (ensaios) para provar a latência do <i>onset</i> de RI, onset e pico de RE, as amplitudes de RI, médias de 10ms centrais de RI, pico de RE, média de 10ms em torno do pico de RE; - A área sob a curva RI (AOC) e a área sob a curva RE (AUC) também foram medidas.
Segizbaeva et al. ⁶¹	NR	- Valores médios de A/B para as primeiras 10 respirações no início do exercício.	- FFT: bandas de alta e baixa frequência foram consideradas para calcular a razão A/B dos músculos a 380-700Hz and 50-200Hz para A e B, respectivamente.
Duiverman et al. ¹⁴	EST	- Respiração tranquila em repouso.	- O sinal EMG médio foi re-amostrado a 10 Hz com janelas de 30s; - A cada 10s os 5° e 95° percentis foram calculados servindo como valores inferior (5°) e pico (95°) da EMG respiratória durante os 30s precedentes. As diferenças entre os valores pico e inferior foram reportados como valores médios pico-a-pico.
Chien et al. ⁶²	EST	NR	- Valores RMS de amplitude e MPF foram calculados.
Panka et al. ⁶³	NR	- Repouso.	- A amplitude média foi estimada pelo valor RMS.
Guenette et al. ⁶⁴	NR	- Valores máximos IEMG obtidos durante as manobras de VVM.	- Retificação, filtro passa baixa (30–50Hz), e integração; - EMG IC foi integrada para cada inspiração e expiração, ao passo que a EMG ECM foi apenas integrada durante a inspiração. Foi calculado a média do sinal IEMG com 30s; - IEMG foram multiplicados pela frequência respiratória.
Segizbaeva et al. ⁶⁵	NR	NR	- Valores pico do sinal elétrico integrado foram calculados.
Alonso et al. ⁹	NR	- Pressão máxima sustentada.	- Retificação por onda completa e janela média móvel (400ms); - Dados basais foram removidos do sinal; - Predição não-linear.
Reilly et al. ⁷	NR	- Quatro manobras voluntárias máximas diferentes foram utilizadas para normalização: CI, PImáx, pressão inspiratória nasal máxima (manobra <i>sniff</i>) e	- Pico RMS por respiração foi calculado e obtido a média em 1 min.

		VVM por 15s. Cada manobra foi repetida 5 vezes e o sinal EMG maior numericamente foi utilizado.	
Murphy et al. ⁸	NR	- Valores máximos obtidos a partir de uma pressão inspiratória nasal máxima (manobra <i>sniff</i>) reproduzível.	- Método descrito por Jolley et al. ⁸³ ; - EMG de repouso e máxima foram calculadas; - EMG bruto foi convertido a RMS utilizando uma janela móvel (50ms); - O máximo valor RMS por respiração durante 100ms foi determinado manualmente. A média do RMS pico por respiração foi calculado ao longo de dois trechos de 30s (EMG repouso); - EMG durante manobra máxima foi convertido a RMS e o maior valor foi considerado. Porcentagens em relação ao máximo foram considerados para cada sujeito (EMG máximo).
Cardoso et al. ⁶⁶	NR	- Contração isométrica voluntária máxima obtida durante a medida de PImáx.	- Valores RMS foram obtidos.
Steier et al. ¹⁰	EST	- RMS EMG máximos obtidos durante uma das 4 manobras respiratórias máximas (inspiração até CPT, pressão inspiratória nasal máxima (manobra <i>sniff</i>), PImáx e VVM).	- Sinal bruto foi convertido a RMS; - A média do RMS pico da EMG por respiração foi calculada.
Petersen et al. ⁶⁷	Ombro direito	NR	- Retificação e cálculo da média em 50 repetições estimuladas e 50 repetições não-estimuladas; - As médias para cada condição foram sobrepostas e alterações nas médias a partir da atividade basal foram identificadas. A área de supressão e facilitação subsequente entre os cursores colocados no <i>onset</i> e no final de cada uma foi calculada. Esta área foi então comparada a medida da mesma janela de tempo da média EMG não estimulada para permitir a mudança do nível EMG durante a inspiração. Para a supressão, a área foi medida de uma segunda forma utilizando uma janela constante de tempo em todas as três condições. A janela de tempo foi definida como o <i>onset</i> e o final das medidas para cada condição de ventilação voluntária hipocápnica para cada sujeito.
Watson et al. ⁶⁸	C7	NR	- Integração com constante de tempo (50ms); - FFT também foi calculada.
Kim et al. ⁶⁹	NR	- Contração voluntária de referência com sujeito na posição sentada (neutra).	- Atividade muscular foi medida durante a fase inspiratória. RMS foi calculado.
Reilly et al. ¹¹	Superfície lateral da clavícula direita	- Manobras voluntárias máximas (CI, PImáx, pressão inspiratória nasal máxima (manobra <i>sniff</i>) e VVM por 15s) - VVM foi realizada apenas uma vez, enquanto as outras manobras respiratórias foram repetidas pelo menos 5 vezes. A maior EMG foi utilizada e convertida em RMS.	- Filtro passa-banda entre 20-1000Hz foi aplicado; - Pico RMS por respiração foi calculado e feito a média em 1min.
Murray et al. ⁷⁰	Clavícula	- EMG e área RI foram normalizados a partir do registro de 100ms pré-oclusão; - Medidas de área RE foram normalizadas pelo produto da EMG pré-oclusão e a média obtida entre o <i>onset</i> e o pico de ER.	- Retificação e cálculo da média, em 5-pontos, a partir de janelas justapostas (0,54ms); - Os registros foram realizados como previamente descrito (Murray et al. ⁶⁰) para obtenção das latências do <i>onset</i> , <i>onset</i> e pico de RE, amplitudes de RI, média de 10ms centrais de RI, pico de RE, média de 10ms em torno do pico de RE, área sob a curva de RE e RI.
Nadiv et al. ⁷¹	NR	- Valores máximos obtidos em toda a gravação.	- Retificação e valores RMS foram computados para segmentos sucessivos de 1s; - Para cada músculo, os valores médios de RMS em 60

			segmentos consecutivos foram selecionados como uma medida de fadiga a cada; - Os valores de MPF foram calculados utilizando análise espectral para cada músculo para cada sujeito com e sem a carga na mochila. As médias dos MPF para o sinal todo foram computados.
Da Gama et al. ⁵	NR	NR	- Espectro de frequência do sinal EMG foi calculado a partir de análise <i>wavelet</i> e transformação <i>wavelet</i> contínua.
Chien et al. ⁷²	EST	- Valores basais de sEMG RMS, RMS/VO ₂ , e MPF durante a fase sem carga do ciclismo.	- RMS e MPF foram calculados. No final de cada estágio, foi calculada a média do RMS e MPF das últimas 5 contrações consecutivas; - Valores RMS foram divididos pelo consumo de oxigênio (RMS/VO ₂) para comparar sinal EMG no mesmo nível energético.
Paisani et al. ¹⁵	NR	NR	- Filtro passa-alta Butterworth a 20Hz; - Envelope linear com retificação por onda completa e filtro passa-baixa; - A atividade elétrica foi relatada como valores RMS.
Myrrha et al. ⁶	Processo estilóide da ulna	NR	- Valores RMS foram calculados.
Porszasz et al. ⁷³	EST	NR	- Valores médios foram calculados a cada 20s; - EMG relativo - nível pré-exercício foi subtraído.
Reilly et al. ⁷⁴	Superfície lateral da clavícula	Descrito por Reilly et al. ¹¹ .	- EMG bruto foi convertido a RMS utilizando uma janela móvel (50ms); - O máximo valor RMS por respiração foi determinado. A média do RMS pico por respiração foi calculado e feita a média em 1 min; - IDRN foi calculado.
Lunardi et al. ¹⁷	NR	NR	Descrito por Paisani et al. ¹⁵ .

NR: não relata; CI: capacidade inspiratória; CPT: capacidade pulmonar total; MMT: média móvel ao longo do tempo; CVM: contração voluntária máxima; EMG: eletromiografia/eletromiográfica/sinal eletromiográfico; IEMG: EMG integrada; RMS: raiz quadrática média (*root mean square*); PSD: densidade espectral de potência (*power spectral density*); FFT = transformada rápida de Fourier; Edi: eletromiografia diafragmática; Ti: tempo inspiratório; Ttot: duração ciclo total; EST: esterno; PImáx: pressão inspiratória máxima; DIA = diafragma; DF: DIA frontal; DD: DIA dorsal; PSDF = função de densidade espectral de potência (*power spectral density function*); EMGdi: eletromiografia diafragmática; Pes: pressão esofágica; SAOS: síndrome da apneia obstrutiva do sono; ESC = escaleno; MPF: frequência de potência média (*mean power frequency*); RE: resposta excitatória; RI: resposta inibitória; VVM: ventilação voluntária máxima; IC = intercostal; ECM = esternocleidomastóideo; VO₂: consumo de oxigênio; IDRN: índice *drive* respiratório neural.

2.3.4 Check-list

Os resultados do *Check-list* aplicado estão apresentados no Quadro 4. No que se refere à descrição dos eletrodos, seis estudos (9,4%) apresentaram relato de todos os itens, sendo a localização o item mais frequentemente relatado. Nove estudos não apresentaram esta informação (Quadro 4).

A descrição da detecção da sEMG é frequentemente falha, exceto no que se refere às informações de ganho e frequência de corte utilizada nos filtros, itens comumente relatados. Muitos estudos descrevem que o sinal EMG foi amplificado, entretanto, não relatam o valor de ganho utilizado. Quinze estudos (23,44%) fizeram a descrição completa (amplificação + tamanho do ganho). Em relação à frequência de corte utilizada nos filtros, 11 estudos (17,19%) não relataram a utilização de filtros e um estudo (1,56%) relatou a filtragem, porém não descreveu a frequência de corte utilizada (Quadro 4).

Houve ausência de descrição detalhada da frequência de amostragem (26 estudos - 40,6%) e do conversor analógico-digital utilizado (40 estudos - 62,5%). Outro aspecto observado em relação ao conversor analógico-digital foi que 13 estudos (20,31%) relataram seu uso, porém não especificaram a quantidade de bits do equipamento.

O estudo que contemplou a maior parte de itens citados foi o de Andrade et al. (2005) e abrangeu apenas 76,5% da pontuação total.

Quadro 4. Check-list produzido de acordo com as normas para apresentação de dados EMG, segundo Merletti (1999).

Check-list	Eletrodo de superfície						Detecção EMG												Pontuação total (%)	
	Material	Forma	Tamanho	Preparação pele	Distância intereletrodo	Localização	Pontuação	Diferencial	Impedância	IRMC	SNR	Ganho	Tipo de filtro	Frequência de corte	Rampa da frequência de corte	Pontuação	Amostragem	Conversor (bits)		Pontuação
Duranti et al. ²²	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	-	-	0	2 (11,8)
Orozco-Levi et al. ²³	✓✓	-	-	-	✓✓	✓✓	3	✓✓	✓✓	-	-	-	-	✓✓	-	3	-	-	0	6 (32,3)
White et al. ²⁴	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	6	-	✓✓	-	-	✓	-	✓✓	-	2	-	-	0	8 (47)
Zattara-Hartmann et al. ²⁵	-	-	-	-	✓✓	✓✓	2	-	-	-	-	-	-	✓✓	✓✓	2	-	-	0	4 (23,5)
Meessen et al. ²⁶	✓✓	✓✓	✓✓	-	✓✓	✓✓	5	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	-	-	0	6 (32,3)
McEvoy et al. ²⁷	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	-	-	0	2 (11,8)
Van der Schans et al. ²⁸	✓✓	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	4	-	-	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	4	✓✓	✓✓	2	10 (58,8)
Tzelepis et al. ²⁹	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	-	-	0	2 (11,8)
Lehrer et al. ³⁰	-	-	-	-	-	-	0	-	-	-	-	-	-	-	-	0	-	-	0	0
Field et al. ³¹	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	-	-	0	2 (11,8)
Gonzalez et al. ³²	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	4	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	✓✓	✓	1	6 (32,3)
Zakynthinos et al. ³³	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	-	-	0	2 (11,8)
Lake et al. ³⁴	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	-	-	0	2 (11,8)
Mañanas et al. ³⁵	✓✓	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	✓✓	-	1	3 (17,6)
Worsnop et al. ³⁶	-	✓✓	-	-	-	✓✓	2	-	-	-	-	-	-	-	-	0	-	-	0	2 (11,8)
Loring et al. ³⁷	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	✓✓	-	1	2 (11,8)
Mañanas et al. ³⁸	✓✓	-	✓✓	-	-	-	2	-	-	-	-	✓	-	✓✓	✓✓	2	✓✓	-	1	5 (29,4)
Serra et al. ³⁹	-	-	-	-	-	-	0	✓✓	-	-	-	✓	-	✓✓	-	2	✓✓	-	1	3 (17,6)
O'donoghue et al. ⁴⁰	-	-	-	-	-	-	0	-	-	-	-	-	✓✓	✓✓	-	2	✓✓	-	1	3 (17,6)
Jouiniaux et al. ⁴¹	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	-	-	✓✓	-	1	-	-	0	2 (11,8)
Thys et al. ⁴²	-	-	-	-	-	-	0	-	-	-	-	-	-	-	-	0	-	-	0	0
Ergun et al. ⁴³	✓✓	-	✓✓	-	-	✓✓	3	-	-	-	-	-	-	✓✓	-	1	-	-	0	4 (23,5)
Puckree et al. ⁴⁴	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	6	-	-	-	✓✓	✓	✓✓	✓✓	-	3	✓✓	-	1	10 (58,8)
Ratnovsky et al. ⁴⁵	✓✓	-	-	-	-	✓✓	2	-	-	-	-	✓	✓✓	✓✓	-	2	✓✓	✓	1	5 (29,4)
Duiverman et al. ⁴⁶	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	✓✓	✓✓	✓	✓✓	-	✓✓	-	4	✓✓	✓✓	2	7 (41,2)
Reynaud-Gaubert et al. ⁴⁷	✓✓	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	4	-	✓✓	-	-	✓	-	✓✓	-	2	✓✓	✓	1	7 (41,2)
Stoohs et al. ⁴⁸	✓✓	✓✓	-	✓✓	✓✓	✓✓	5	-	-	-	-	-	-	✓✓	-	1	✓✓	-	1	7 (41,2)
de Andrade et al. ⁴⁹	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	6	✓✓	-	✓✓	-	✓✓	✓✓	✓✓	-	5	✓✓	✓✓	2	13 (76,5)
de Mayo et al. ⁵⁰	-	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	3	-	-	-	-	✓	-	-	-	0	-	-	0	3 (17,6)
Knaack et al. ⁵¹	✓✓	✓✓	-	✓✓	-	✓✓	4	-	-	-	-	-	-	✓✓	-	1	✓✓	-	1	6 (32,3)
Ritz et al. ⁵²	-	-	✓✓	✓✓	-	✓✓	3	✓✓	-	-	-	-	-	✓✓	-	2	-	-	0	5 (29,4)
Meo et al. ⁵³	-	-	-	✓✓	-	✓✓	2	-	-	-	-	✓	-	✓	-	0	-	-	0	2 (11,8)
Tomich et al. ⁵⁴	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	-	✓✓	5	✓✓	-	-	-	✓✓	-	✓✓	-	3	✓✓	✓✓	2	10 (58,8)
Alonso et al. ⁵⁵	✓✓	-	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	5	-	-	-	-	-	-	✓✓	-	1	✓✓	-	1	7 (41,2)
Hawkes et al. ⁵⁶	✓✓	-	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	5	✓✓	-	-	-	✓✓	-	✓✓	-	3	✓✓	✓	1	9 (52,9)
Chiti et al. ⁴	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	6	-	✓✓	-	-	-	-	✓✓	-	2	✓✓	-	1	9 (52,9)
Segizbaeva et al. ⁵⁷	✓✓	-	-	-	-	-	1	✓✓	-	-	-	✓	-	✓✓	-	2	-	✓	0	3 (17,6)
Eckert et al. ⁵⁸	✓✓	-	-	-	-	✓✓	2	-	-	-	-	-	-	✓✓	-	1	✓✓	-	1	4 (23,5)
Chien et al. ⁵⁹	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	6	-	-	-	-	✓✓	-	✓✓	-	2	✓✓	✓	1	9 (52,9)
Murray et al. ⁶⁰	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓✓	-	✓✓	-	2	-	-	0	3 (17,6)
Segizbaeva et al. ⁶¹	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	-	-	0	2 (11,8)
Duiverman et al. ¹⁴	✓✓	✓✓	✓✓	-	✓✓	✓✓	5	-	-	-	-	✓✓	-	-	-	1	✓✓	✓✓	2	8 (47)
Chien et al. ⁶²	-	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	3	✓✓	-	-	-	✓	-	✓✓	-	2	✓✓	-	1	6 (32,3)
Panka et al. ⁶³	-	-	-	✓✓	-	✓✓	2	-	-	-	-	✓✓	-	✓✓	-	2	✓✓	✓✓	2	6 (32,3)

Check-list	Eletrodo de superfície						Detecção EMG													Pontuação total (%)
	Material	Forma	Tamanho	Preparação pele	Distância intereletrodo	Localização	Pontuação	Diferencial	Impedância	IRMC	SNR	Ganho	Tipo de filtro	Frequência de corte	Rampa da frequência de corte	Pontuação	Amostragem	Conversor (bits)	Pontuação	
Guenette et al. ⁶⁴	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	✓✓	✓	1	3 (17,6)
Segizbaeva et al. ⁶⁵	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	-	-	0	-	-	0	1 (5,9)
Alonso et al. ⁹	✓✓	-	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	5	-	-	-	-	-	✓✓	-	1	✓✓	-	1	7 (41,2)	
Reilly et al. ⁷	-	-	-	-	-	-	0	✓✓	-	-	-	✓	-	✓✓	-	2	✓✓	✓	1	4 (23,5)
Murphy et al. ⁸	-	-	-	✓✓	-	✓✓	2	-	-	-	-	-	-	-	-	0	-	-	0	2 (11,8)
Cardoso et al. ⁶⁶	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	6	✓✓	✓✓	-	-	-	✓✓	✓✓	-	4	✓✓	-	1	11 (64,7)
Steier et al. ¹⁰	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	-	-	-	-	0	-	-	0	1 (5,9)
Petersen et al. ⁶⁷	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓	-	✓✓	-	1	✓✓	✓	1	3 (17,6)
Watson et al. ⁶⁸	✓✓	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	4	✓✓	-	-	-	-	✓✓	-	2	✓✓	-	1	7 (41,2)	
Kim et al. ⁶⁹	✓✓	-	-	-	-	-	1	-	-	-	-	-	-	-	-	0	-	-	0	1 (5,9)
Reilly et al. ¹¹	-	-	-	✓✓	-	✓✓	2	✓✓	-	-	-	✓	-	✓✓	-	2	✓✓	✓	1	5 (29,4)
Murray et al. ⁷⁰	-	-	-	-	-	✓✓	1	-	-	-	-	✓✓	-	✓✓	-	2	-	✓✓	1	4 (23,5)
Nadiv et al. ⁷¹	✓✓	-	-	-	-	✓✓	2	-	-	-	-	✓	✓✓	✓✓	-	2	✓✓	✓	1	5 (29,4)
Da Gama et al. ⁵	✓✓	✓✓	-	✓✓	✓✓	✓✓	5	-	-	✓✓	-	✓✓	-	✓✓	-	3	✓✓	✓	1	9 (52,9)
Chien et al. ⁷²	-	-	-	-	✓✓	✓✓	2	✓✓	-	-	-	✓	-	✓✓	-	2	✓✓	-	1	5 (29,4)
Paisani et al. ¹⁵	✓✓	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	4	✓✓	-	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	-	4	✓✓	✓✓	2	10 (58,8)
Myrrha et al. ⁶	✓✓	✓✓	✓✓	-	-	✓✓	4	✓✓	-	✓✓	-	✓✓	-	-	-	3	✓✓	✓✓	2	9 (52,9)
Porszasz et al. ⁷³	✓✓	--	-	-	-	✓✓	2	-	-	✓✓	-	✓✓	-	-	-	2	✓✓	✓✓	2	6 (32,3)
Reilly et al. ⁷⁴	-	-	-	✓✓	-	✓✓	2	✓✓	-	-	-	✓	-	✓✓	-	2	✓✓	✓	1	5 (29,4)
Lunardi et al. ¹⁷	✓✓	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	4	✓✓	-	-	-	✓✓	✓✓	✓✓	-	4	✓✓	✓✓	2	10 (58,8)

Eletrodo de superfície: material do eletrodo (por exemplo, Al / AgCl, etc.); forma do eletrodo (discos, barras, retangular, etc.); tamanho (por exemplo, diâmetro, raio, comprimento x largura); uso de gel ou pasta, o álcool aplicado para limpar a pele, abrasão da pele, depilação dos pelos, etc; distância intereletrodos; localização do eletrodo, orientação sobre o músculo em relação aos tendões, ponto motor e direção das fibras. **Detecção EMG:** monopolar, diferencial, diferencial duplo, etc; impedância de entrada; índice de rejeição pela modulação comum (IRMC); relação sinal-ruído (SNR); ganho utilizado; tipos de filtro (por exemplo, Butterworth, Chebyshev, etc.); frequências de corte passa alta e/ou passa baixa; slopes dos *cut-offs* (dB/oitava ou dB/década). **Amostragem:** frequência de amostragem. **Conversor analógico-digital:** número de bits, modelo.

✓: parcialmente citado. Relata o procedimento, porém não relata valores. ✓✓: adequadamente citado. Relata o procedimento com valores. Apenas a citação adequada foi contabilizada na pontuação.

2.4 Discussão

Esta revisão sistemática foi conduzida como um primeiro passo para padronização dos métodos aplicados no registro da sEMG de músculos respiratórios. Assim, foi realizada uma síntese dos estudos que avaliaram músculos inspiratórios por meio de sEMG em adultos e idosos. A grande variedade de métodos utilizados nos estudos incluídos, tanto na obtenção, processamento e análise dos dados comprometeram a síntese de evidência no sentido de fornecer recomendações imediatas quanto à padronização dos procedimentos. No entanto, os resultados obtidos são fundamentais para o desenvolvimento de estudos que subsidiem futuras recomendações. Além disso, a identificação na falha da descrição dos procedimentos apontam a necessidade de ações para melhorar a qualidade do relato. Este aspecto é fundamental para subsidiar revisões e sínteses também futuras.

A correta descrição do posicionamento dos eletrodos é muito importante para garantir comparação de dados e reprodução de estudos com fidedignidade. Os dados referentes à obtenção do sinal EMG demonstraram a inexistência de consenso na localização dos eletrodos, para todos os músculos avaliados nos estudos incluídos na revisão. O único tipo de consistência metodológica identificada diz respeito aos estudos conduzidos pelo mesmo grupo de pesquisa. De maneira geral, diversos posicionamentos são utilizados e, além disso, a descrição é incompleta ou ausente em 28,12%, 14,28%, 8,3% e 10% dos estudos que avaliaram GIC, DIA, ESC e ECM, respectivamente. Foi comum entre os estudos incluídos a referência à estudos anteriores ou ainda a menção ao local escolhido, sem justificativa da escolha. Quando relatadas, as justificativas se resumiram à melhor captura do sinal, verificada, em alguns casos a partir de inspiração mantida^{56, 72} ou às recomendações de Hermens et al.^{5, 15, 18}, que não fizeram referência a qualquer músculo respiratório. Outras justificativas foram identificadas em alguns estudos. A avaliação do lado direito do tórax foi justificada pela possível contaminação pelo sinal cardíaco^{28, 72}, enquanto o posicionamento do sujeito foi determinado para evitar a interferência de músculos posturais²⁸.

Como exceções, Reilly et al.⁷⁴ justificaram o registro EMG do IC no segundo EIC devido à facilidade de acesso e por serem sincrônicos ao DIA; Ergun et al.⁴³ avaliaram o DIA com eletrodo abaixo do processo xifóide, por ser um local mais estável do que a área intercostal, eliminando riscos de distorções ocasionadas por deformidades

da caixa torácica; Watson et al.⁶⁸ avaliaram o grande dorsal na prega posterior da axila devido à facilidade de acesso e ao menor *crosstalk*.

A avaliação eletromiográfica do músculo grande dorsal foi realizada em dois estudos^{23, 68}, como um músculo de função acessória da respiração, sob circunstâncias específicas. Há relatos de que há um aumento de sua ativação em indivíduos saudáveis, principalmente em respiração a altos volumes pulmonares sob carga inspiratória resistiva²³.

Outro estudo que recebe destaque pela forma particular de avaliar o DIA é o de Duiverman et al.⁴⁶, que o avaliaram em duas porções, dorsal (crural) e ventral (costal)¹. Apesar da distinção das porções avaliadas, não foram observadas diferenças significativas entre os sinais obtidos nas duas porções. Assim, a média dos dois sinais foi utilizada para compor um único registro da atividade elétrica do DIA. Apesar de Porszasz et al.⁷³ também terem aplicado a mesma diferenciação de porções do DIA, não é possível determinar se esta compreende a melhor forma de avaliação. Novos estudos devem abordar comparações objetivas que sustentem recomendações futuras.

Quanto ao eletrodo de referência, a recomendação clássica indica sua fixação em zona eletricamente neutra, como na pele sobre um osso^{80, 81}. Entretanto, a pele sobre o osso não é necessariamente eletricamente neutra, podendo sofrer interferência dos músculos em sua vizinhança⁸¹. A principal regra destacada é a de que o eletrodo de referência deve ter 10 vezes a área correspondente ao eletrodo de detecção, pois deve ter bom contato com a pele, garantindo estabilidade mecânica e, portanto, deve ser grande^{80, 81}. Apenas 34,37% dos estudos relataram o local de fixação do eletrodo de referência, sendo apresentados nove diferentes locais (bíceps, testa, articulação acrômio-clavicular, ombro, antebraço, clavícula, esterno, processo estilóide da ulna e C7), que variaram desde superfícies ósseas como o esterno, musculatura inativa como o bíceps, articulações como a acrômio-clavicular, até áreas genéricas e pouco específicas como o ombro, demonstrando a falta de padronização. O único estudo que justificou sua escolha foi de Orozco-Levi et al.²³, que fixaram o eletrodo de referência sobre o bíceps braquial, por ser um músculo que participa de movimentos do membro superior, mas não participa da ventilação. De maneira geral, o relato do tamanho do eletrodo de referência é bastante limitado entre os estudos.

O sinal eletromiográfico é influenciado por muitos fatores técnicos, anatômicos (antropométricos) e fisiológicos (volume pulmonar) que podem interferir na magnitude

do sinal. A normalização compreende um procedimento que minimiza estas influências, reduzindo equívocos na interpretação do sinal e possibilitando a comparação entre sujeitos. Não realizar a normalização permite apenas avaliar a mudança no *status* da doença¹¹. A escolha de métodos e posturas adequadas para obtenção do sinal de referência para a normalização é fundamental para garantir a qualidade do sinal e das comparações^{49, 72, 74, 82}.

Normalizar o sinal a partir de uma manobra máxima já foi demonstrado ser um método reprodutível para DIA e PARA^{7, 8, 83} e um método validado a partir da contração voluntária máxima (CVM)²³. Sabe-se que exigir manobras máximas para alguns pacientes em períodos de exacerbação da doença pode ser arriscado e difícil, além de exigir a cooperação do sujeito. Nestes casos a obtenção de uma contração verdadeiramente máxima pode não ser garantida⁷. Portanto, a familiarização dos sujeitos com as técnicas máximas se faz necessária pois a não reprodutibilidade pode acontecer por variações nos valores das manobras máximas e não pelo repouso⁷.

É possível observar que muitos estudos não relatam ou não realizam a normalização dos dados. Além disso, não há consenso sobre qual a melhor forma a ser utilizada e se uma forma seria útil para todas as musculaturas inspiratórias abordadas no mesmo estudo. Por exemplo, para o DIA, o esforço respiratório máximo ou próximo ao máximo é alcançado com as manobras de capacidade pulmonar total (CPT), PImáx, VVM e pressão inspiratória nasal máxima (manobra *sniff*). No entanto, estas manobras não foram validadas para os PARA, uma vez que a intensidade do sinal durante as manobras poderiam refletir esforço submáximo, ou registros de atividade eletromiográfica de outros músculos¹⁰. Entretanto, Reilly et al.^{7, 11} demonstraram que esse é um método reprodutível para normalizar sinais eletromiográficos de músculos PARA.

Duiverman et al.¹⁴ utilizaram valores basais para normalização e justificam essa escolha devido ao fato de que, para indivíduos inexperientes, as manobras máximas apresentam altos coeficientes de variação entre repetições, limitando sua utilização. Já Reilly et al.^{7, 11, 74}, que normalizaram o sinal com as quatro manobras máximas já citadas, discutem que em condições de repouso a respiração corrente está sob controle autônomo, e, assim, o sinal eletromiográfico dos músculos PARA fornece medida de *drive* respiratório neural (não-volitivo). Neste caso, o sinal não normalizado fornece uma medida de melhora do estado clínico.

Além da falta de padronização na normalização, há grande variedade de métodos aplicados no processamento do sinal. Considerando que o processamento é dependente dos objetivos de cada estudo, esta variedade torna-se parcialmente justificada. Sabe-se, por exemplo, que o tamanho da janela utilizada para integração do sinal, a sobreposição das janelas, as características do filtro digital e a própria frequência de amostragem são variáveis que interferem diretamente nos resultados obtidos. Assim, o cuidado na determinação desses e, sobretudo, no relato é de fundamental importância no fornecimento de subsídios para comparação de resultados entre estudos. O estado da arte atual, de acordo com os resultados apresentados nesta revisão, compromete estas comparações.

Muitos estudos que utilizam a sEMG para a avaliação de músculos respiratórios destacam a limitação da técnica quando comparada ao registro invasivo, justificando não haver consenso para posicionamento de eletrodos. Estudos conduzidos por especialistas na área da avaliação respiratória são comumente citados como referência metodológica mediante à ausência de padronização^{15, 17}. As desvantagens relacionadas à potencial contaminação do sinal, a possibilidade de *crosstalk*, a dificuldade em isolar atividade postural e respiratória entre músculos do tronco e respiratórios, a ausência de normalização dos dados e a interferência de gordura subcutânea ou deformidades posturais^{6, 17, 62, 72, 74} também são fatores comumente apontados como desvantagens da sEMG. Por outro lado, os resultados da presente revisão apontaram que, em geral, os autores não relatam adequadamente os procedimentos metodológicos utilizados para obtenção e análise do sinal eletromiográfico. Assim, tem-se uma condição contraditória, uma vez que diante tantas limitações assumidas, o detalhamento deveria ser respeitado ao máximo, tornando a reprodução dos experimentos e comparação de resultados menos limitadas.

A ISEK tem aplicado grande esforço para padronização dos procedimentos referentes ao registro e relato do uso da sEMG. Neste sentido, foi publicado um guia de todas as informações que os autores devem levar em consideração ao descrever a metodologia utilizada em experimentos de sEMG²¹. Os resultados desta revisão evidenciam a falha dos estudos ao relatarem seus experimentos. De acordo com Hermes et al.¹⁸, a iniciativa para a padronização deve ser combinada entre especialistas da área, de preferência organizada por uma sociedade internacional. Movimentos anteriores, como o projeto SENIAM ou mesmo ações isoladas da ISEK, obtiveram sucesso na

padronização dos métodos aplicados para avaliação EMG voltada à investigações biomecânicas. A partir do SENIAM, muitos estudos metodológicos foram desenvolvidos e têm sido fundamentais para aprimorar a síntese inicial apresentada por Hermes et al.¹⁸.

Assim, este estudo é o primeiro, de nosso conhecimento, a apontar claramente a falta de padronização para a avaliação de músculos respiratórios por meio da sEMG. É evidente a necessidade de estudos metodológicos que comparem objetivamente diferentes posicionamento de eletrodos ou mesmo diferentes técnicas de normalização específicas para músculos respiratórios. Ainda, o relato adequado da metodologia utilizada nos estudos deve ser incentivado. Este último aspecto pode ser frequentemente comprometido frente à restrição de espaço imposta pelos periódicos no momento da publicação. Entretanto, o relato inadequado compromete a comparação dos resultados entre estudos e restringe a síntese de evidência.

Como limitação desta revisão sistemática destaca-se a não inclusão de estudos publicados em outros idiomas além do Inglês, sendo que apenas três estudos foram excluídos devido a este critério e, diante do panorama apresentado, acredita-se que a inclusão dos mesmos não traria impacto aos resultados obtidos. Outra limitação encontrada foi a impossibilidade de acesso a alguns textos completos, apesar das inúmeras tentativas em diversas fontes e solicitações em serviços de comutação bibliográfica. Além disso, a ausência de avaliação da qualidade metodológica dos estudos incluídos pode ser apontada como limitação. Uma vez que o objetivo desta revisão esteve centrado no levantamento da metodologia utilizada para uso da sEMG em músculos inspiratórios e mediante à variedade de desenhos de estudo já esperados, optou-se pela não utilização de uma escala específica.

2.5 Conclusão

Essa revisão sistemática da literatura reuniu informações disponíveis sobre o uso da sEMG em músculos inspiratórios em indivíduos adultos e idosos e verificou a falta de padronização para posicionamento dos eletrodos, processamento e análise de dados, além de haver falha no relato dos métodos utilizados. Este é o primeiro estudo, que aborda sistematicamente a questão, segundo a busca realizada, fornecendo um panorama da atual realidade da sEMG em músculos inspiratórios. A partir dos

resultados apresentados, estudos metodológicos com comparações objetivas são fundamentais para o avanço no sentido da padronização. Além disso, ações no sentido de aprimorar o relato apresentado são também importantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ratnovsky A, Elad D, Halpern P. Mechanics of respiratory muscles. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008; 163(1-3): 82-9.
2. Davies S, Misra U. Respiration: ventilation. *Anaesth Intensive Care Med.* 2014;15(11): 544–6.
3. Lissens MA. Electrodiagnostic Evaluation of the Respiratory Muscles. *Crit Rev Phys Rehabil Med.* 2010; 22: 91-102.
4. Chiti L, Biondi G, Morelot-Panzini C, Raux M, Similowski T, Hug F. Scalene muscle activity during progressive inspiratory loading under pressure support ventilation in normal humans. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008;164 (3): 441-8.
5. 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. *J Electromyogr Kines.* 2013; 23(6): 1269-77.
6. Myrrha MAC, Vieira DSR, Moraes KS, Lage SM, Parreira VF, Britto RR. Chest wall volumes during inspiratory loaded breathing in COPD patients. *Resp Physiol Neurobi.* 2013; 188(1): 15-20.
7. Reilly CC, Ward K, Jolley CJ, Lunt AC, Steier J, Elston C, et al. Neural respiratory drive, pulmonary mechanics and breathlessness in patients with cystic fibrosis. *Thorax.* 2011; 66(3): 240-6.
8. Murphy PB, Kumar A, Reilly C, Jolley C, Waltersbacher S, Fedele F, et al. Neural respiratory drive as a physiological biomarker to monitor change during acute exacerbations of COPD. *Thorax.* 2011; 66(7): 602-8.
9. Alonso JF, Mananas MA, Rojas M, Bruce EN. Coordination of respiratory muscles assessed by means of nonlinear forecasting of demodulated myographic signals. *J Electromyogr Kines.* 2011; 21(6): 1064-73.
10. Steier J, Jolley CJ, Polkey MI, Moxham J. Nocturnal asthma monitoring by chest wall electromyography. *Thorax.* 2011; 66 (7): 609-14.
11. Reilly CC, Jolley CJ, Elston C, Moxham J, Rafferty GF. Measurement of parasternal intercostal electromyogram during an infective exacerbation in patients with cystic fibrosis. *Eur Respir J.* 2012; 40 (4): 977-81.
12. Hutten GJ, van Thuijl HF, Van Bellegem AC, van Eykern LA, Van Aalderen WM. A literature review of the methodology of EMG recordings of the diaphragm. *J Electromyogr Kines.* 2010; 20 (2): 185-90.
13. Luo YM, Moxham J, Polkey MI. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clin Sci.* 2008; 115(7-8): 233-44.
14. Duiverman ML, de Boer EW, van Eykern LA, de Greef MH, Jansen DF, Wempe JB, et al. Respiratory muscle activity and dyspnea during exercise in chronic obstructive pulmonary disease. *Respir Physiol Neurobiol.* 2009; 167(2): 195-200.
15. Paisani DD, Lunardi AC, da Silva CCBM, Porras DC, Tanaka C, Carvalho CRF. Volume Rather Than Flow Incentive Spirometry Is Effective in Improving Chest Wall Expansion and Abdominal Displacement Using Optoelectronic Plethysmography. *Respir Care.* 2013; 58(8): 1360-6.
16. Lunardi AC, Paisani DM, Tanaka C, Carvalho CRF. Impact of laparoscopic surgery on thoracoabdominal mechanics and inspiratory muscular activity. *Respir Physiol Neurobiol.* 2013; 186: 40-44.
17. Lunardi AC, Porras DC, Barbosa RC, Paisani DM, Marques da Silva CC, Tanaka C, et al. Effect of volume-oriented versus flow-oriented incentive spirometry on chest wall volumes, inspiratory muscle activity, and thoracoabdominal synchrony in the elderly. *Respir Care.* 2014; 59(3): 420-6.

18. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kines.* 2000; 10(5): 361-74.
19. Higgins JPT, Green S. *Cochrane handbook for Systematic Reviews of Interventions* 4.2.6 [update September 2006]. The Cochrane Library. 2006 (4).
20. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, Grp P. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. *J Clin Epidemiol.* 2009; 62(10): 1006-12.
21. Merletti R. Standards for Reporting EMG Data. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology.* 1999.
22. Duranti R, Misuri G, Gorini M, Goti P, Gigliotti F, Scano G. Mechanical loading and control of breathing in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax.* 1995; 50(2): 127-33.
23. Orozco-Levi M, Gea J, Monells J, Aran X, Aguar MC, Broquetas JM. Activity of latissimus dorsi muscle during inspiratory threshold loads. *Eur Respir J.* 1995; 8(3): 441-5.
24. White JE, Drinnan MJ, Smithson AJ, Griffiths CJ, Gibson GJ. Respiratory muscle activity during rapid eye movement (REM) sleep in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax.* 1995; 50(4): 376-82.
25. Zattara-Hartmann MC, Badier M, Guillot C, Tomei C, Jammes Y. Maximal force and endurance to fatigue of respiratory and skeletal muscles in chronic hypoxemic patients: the effects of oxygen breathing. *Muscle nerve.* 1995; 18(5): 495-502.
26. Meessen NE, van der Grinten CP, Luijendijk SC, Folgering HT. Histamine induced bronchoconstriction and end tidal inspiratory activity in man. *Thorax.* 1996; 51(12): 1192-8.
27. McEvoy RD, Popovic RM, Saunders NA, White DP. Effects of sustained and repetitive isocapnic hypoxia on ventilation and genioglossal and diaphragmatic EMGs. *J Appl Physiol (1985).* 1996; 81(2): 866-75.
28. Van der Schans CP, de Jong W, de Vries G, Postma DS, Koeter GH, Van der Mark TW. Respiratory muscle activity and pulmonary function during acutely induced airways obstruction. *Physiother Res Int.* 1997; 2(3): 167-77.
29. Tzelepis GE, Zakynthinos S, Vassilakopoulos T, Geroulanos S, Roussos C. Inspiratory maneuver effects on peak expiratory flow. Role of lung elastic recoil and expiratory pressure. *Am J Respir Crit Care Med.* 1997; 156(5): 1399-404.
30. Lehrer P, Carr RE, Smetankine A, Vaschillo E, Peper E, Porges S, et al. Respiratory sinus arrhythmia versus neck/trapezius EMG and incentive spirometry biofeedback for asthma: a pilot study. *Appl Psychophysiol Biofeedback.* 1997; 22(2): 95-109.
31. Field SK, Evans JA, Price LM. The effects of acid perfusion of the esophagus on ventilation and respiratory sensation. *Am J Respir Crit Care Med.* 1998 Apr;157(4 Pt 1):1058-62.
32. Gonzalez J, Coast JR, Lawler JM, Welch HG. A chest wall restrictor to study effects on pulmonary function and exercise. *Respiration.* 1999;66(2):188-94.
33. Zakynthinos S, Vassilakopoulos T, Mavrommatis A, Roussos C, Tzelepis GE. Effects of different expiratory maneuvers on inspiratory muscle force output. *Am J Respir Crit Care Med.* 1999; 159(3): 892-5.
34. Lake FR, Finucane KE, Hillman DR. Diaphragm inhibition with positive pressure ventilation: quantification of mechanical effects. *Respiration physiology.* 1999; 118(2-3): 149-61.

35. Mananas MA, Jane R, Fiz JA, Morera J, Caminal P. Study of myographic signals from sternomastoid muscle in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2000; 47(5): 674-81.
36. Worsnop C, Kay A, Kim Y, Trinder J, Pierce R. Effect of age on sleep onset-related changes in respiratory pump and upper airway muscle function. *J Appl Physiol* (1985). 2000; 88(5): 1831-9.
37. Loring SH, Lee HT, Butler JP. Respiratory effects of transient axial acceleration. *J Appl Physiol* (1985). 2001; 90(6): 2141-50.
38. Mananas MA, Fiz JA, Morera J, Caminal P. Analyzing dynamic EMG and VMG signals of respiratory muscles. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2001; 20(6): 125-32.
39. Serra A, Polese G, Braggion C, Rossi A. Non-invasive proportional assist and pressure support ventilation in patients with cystic fibrosis and chronic respiratory failure. *Thorax.* 2002; 57(1): 50-4.
40. O'Donoghue FJ, Catcheside PG, Jordan AS, Bersten AD, McEvoy RD. Effect of CPAP on intrinsic PEEP, inspiratory effort, and lung volume in severe stable COPD. *Thorax.* 2002; 57(6): 533-9.
41. Jounieaux V, Parreira VF, Aubert G, Dury M, Delguste P, Rodenstein DO. Effects of hypocapnic hyperventilation on the response to hypoxia in normal subjects receiving intermittent positive-pressure ventilation. *Chest.* 2002; 121(4): 1141-8.
42. Thys F, Roeseler J, Reynaert M, Liistro G, Rodenstein DO. Noninvasive ventilation for acute respiratory failure: a prospective randomised placebo-controlled trial. *Eur Respir J.* 2002; 20(3): 545-55.
43. Ergun P, Aydin G, Turay UY, Erdogan Y, Caglar A, Biber C. Short-term effect of nasal intermittent positive-pressure ventilation in patients with restrictive thoracic disease. *Respiration.* 2002; 69(4): 303-8.
44. Puckree T, Cerny F, Bishop B. Does Intercostal Stretch Alter Breathing Pattern and Respiratory Muscle Activity in Conscious Adults? *Physiotherapy.* 2002; 88(2): 89-97.
45. Ratnovsky A, Zaretsky U, Shiner RJ, Elad D. Integrated approach for in vivo evaluation of respiratory muscles mechanics. *J Biomech.* 2003; 36(12): 1771-84.
46. Duiverman ML, van Eykern LA, Vennik PW, Koeter GH, Maarsingh EJ, Wijkstra PJ. Reproducibility and responsiveness of a noninvasive EMG technique of the respiratory muscles in COPD patients and in healthy subjects. *J Appl Physiol* (1985). 2004; 96(5): 1723-9.
47. Reynaud-Gaubert M, Guillot C, Faucher M, Jammes Y, Fuentes P, Badier M. Increased diaphragmatic strength and tolerance to fatigue after bilateral lung transplantation: an electromyographic study. *J Electromyogr Kines.* 2004; 14(2): 179-85.
48. Stoohs RA, Blum HC, Knaack L, Butsch-von-der-Heydt B, Guilleminault C. Comparison of pleural pressure and transcutaneous diaphragmatic electromyogram in obstructive sleep apnea syndrome. *Sleep.* 2005; 28(3): 321-9.
49. de Andrade AD, Silva TN, Vasconcelos H, Marcelino M, Rodrigues-Machado MG, Filho VC, et al. Inspiratory muscular activation during threshold therapy in elderly healthy and patients with COPD. *J Electromyogr Kines.* 2005; 15(6): 631-9.
50. De Mayo T, Miralles R, Barrero D, Bulboa A, Carvajal D, Valenzuela S, et al. Breathing type and body position effects on sternocleidomastoid and suprahyoid EMG activity. *J Oral Rehabil.* 2005; 32(7): 487-94.
51. Knaack L, Blum HC, Hohenhorst W, Ryba J, Guilleminault C, Stoohs RA. Comparison of Diaphragmatic EMG and Oesophageal Pressure in Obstructed and Unobstructed Breathing during Sleep. *Somnologie.* 2005;9:159-65.

52. Ritz T, von Leupoldt A, Dahme B. Evaluation of a respiratory muscle biofeedback procedure-effects on heart rate and dyspnea. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. 2006; 31(3): 253-61.
53. Meo SA, Azeem MA, Qureshi AA, Ghori GM, Al-Drees AM, Feisal Subhan MM. Dose response effect of cement dust on respiratory muscles competence in cement mill workers. *Int J Environ Health Res*. 2006; 16(6): 439-47.
54. Tomich GM, Franca DC, Diorio AC, Britto RR, Sampaio RF, Parreira VF. Breathing pattern, thoracoabdominal motion and muscular activity during three breathing exercises. *Braz J Med Biol Res*. 2007; 40(10): 1409-17.
55. Alonso JF, Mananas MA, Hoyer D, Topor ZL, Bruce EN. Evaluation of respiratory muscles activity by means of cross mutual information function at different levels of ventilatory effort. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007; 54(9): 1573-82.
56. 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.
57. Segizbaeva MO, Mironenko MA. Effects of normoxia and hyperoxia on the rate of fatigue development in human respiratory muscles under conditions of intensive resistive load. *Bull Exp Biol Med*. 2008; 146(5): 555-8.
58. Eckert DJ, McEvoy RD, George KE, Thomson KJ, Catcheside PG. Effects of hypoxia on genioglossus and scalene reflex responses to brief pulses of negative upper-airway pressure during wakefulness and sleep in healthy men. *J Appl Physiol* (1985). 2008; 104(5): 1426-35.
59. Chien M-Y, Wu Y-T, Chang Y-J. Assessment of Diaphragm and External Intercostals Fatigue from Surface EMG using Cervical Magnetic Stimulation. *Sensors*. 2008; 8: 2174-87.
60. Murray NP, McKenzie DK, Gorman RB, Gandevia SC, Butler JE. Reproducibility of the short-latency reflex inhibition to loading of human inspiratory muscles. *Respir Physiol Neurobiol*. 2008; 162(3): 216-22.
61. Segizbaeva MO, Aleksandrova NP. Effects of oxygen breathing on inspiratory muscle fatigue during resistive load in cycling men. *J Physiol Pharmacol*. 2009; 60 Suppl 5: 111-5.
62. Chien MY, Wu YT, Lee PL, Chang YJ, Yang PC. Inspiratory muscle dysfunction in patients with severe obstructive sleep apnoea. *European Respir J*. 2010; 35(2): 373-80.
63. Panka GF, Oliveira MM, Franca DC, Parreira VF, Britto RR, Velloso M. Ventilatory and muscular assessment in healthy subjects during an activity of daily living with unsupported arm elevation. *Rev Bras Fisioter*. 2010; 14(4): 337-44.
64. Guenette JA, Henderson WR, Dominelli PB, Querido JS, Brasher PM, Griesdale DE, et al. Blood flow index using near-infrared spectroscopy and indocyanine green as a minimally invasive tool to assess respiratory muscle blood flow in humans. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2011; 300(4): R984-92.
65. Segizbaeva MO, Pogodin MA, Lavrova IN, Balykin MV, Aleksandrova NP. Effect of head-down tilt on respiratory responses and human inspiratory muscles activity. *Human Physiol*. 2011; 37(2): 52-9.
66. Cardoso DM, Paiva DN, Albuquerque IM, Jost RT, Paixao AV. Effects of expiratory positive airway pressure on the electromyographic activity of accessory inspiratory muscles in COPD patients. *J Bras Pneumol*. 2011; 37(1): 46-53.
67. Petersen NC, Taylor JL, Murray NP, Gandevia SC, Butler JE. Differential effects of low-intensity motor cortical stimulation on the inspiratory activity in scalene

- muscles during voluntary and involuntary breathing. *Respir Physiol Neurobiol.* 2011; 175(2): 265-71.
68. Watson AH, Williams C, James BV. Activity patterns in latissimus dorsi and sternocleidomastoid in classical singers. *Journal of voice.* 2012; 26(3): e95-e105.
69. Kim KS, Byun MK, Lee WH, Cynn HS, Kwon OY, Yi CH. Effects of breathing maneuver and sitting posture on muscle activity in inspiratory accessory muscles in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Multidiscip Respir Med.* 2012; 7(1): 9.
70. Murray NPS, McKenzie DK, Gandevia SC, Butler JE. Effect of airway inflammation on short-latency reflex inhibition to inspiratory loading in human scalene muscles. *Resp Physiol Neurobi.* 2012;181:148-53.
71. Nadiv Y, Vachbroit R, Gefen A, Elad D, Zaretsky U, Moran D, et al. Evaluation of fatigue of respiratory and lower limb muscles during prolonged aerobic exercise. *J Appl Biomech.* 2012; 28(2): 139-47.
72. Chien MY, Chang YJ, Lee P, Yang PC, Wu YT. Electrophysiologic changes with incremental exercise in obstructive sleep apnea. *Muscle Nerve.* 2013; 48(2): 212-8.
73. Porszasz J, Cao R, Morishige R, Van Eykern LA, Stenzler A, Casaburi R. Physiologic effects of an ambulatory ventilation system in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med.* 2013; 188(3): 334-42.
74. Reilly CC, Jolley CJ, Ward K, MacBean V, Moxham J, Rafferty GF. Neural respiratory drive measured during inspiratory threshold loading and acute hypercapnia in healthy individuals. *Exp Physiol.* 2013; 98(7): 1190-8.
75. Polese G, Vitacca M, Bianchi L, Rossi A, Ambrosino N. Nasal proportional assist ventilation unloads the inspiratory muscles of stable patients with hypercapnia due to COPD. *European Respir J.* 2000;16(3): 491-8.
76. Butler JE, McKenzie DK, Crawford MR, Gandevia SC. Role of airway receptors in the reflex responses of human inspiratory muscles to airway occlusion. *J Physiol.* 1995; 487: 273-81.
77. 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.
78. Maarsingh EJ, Oud M, van Eykern LA, Hoekstra MO, van Aalderen WM. Electromyographic monitoring of respiratory muscle activity in dyspneic infants and toddlers. *Respir Physiol Neurobiol.* 2006; 150(2-3): 191-9.
79. Perlovitch R, Gefen A, Elad D, Ratnovsky A, Kramer MR, Halpern P. Inspiratory muscles experience fatigue faster than the calf muscles during treadmill marching. *Respir Physiol Neurobiol.* 2007; 156(1): 61-8.
80. De Luca CJ. *Surface Electromyography: Detection and Recording.* Delsys. 2002.
81. Blanc Y, Dimanico U. Electrode Placement in Surface Electromyography (sEMG) “Minimal Crosstalk Area” (MCA) *The Open Rehabilitation Journal.* 2010; 3: 110-26.
82. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kines.* 2010; 20(6): 1023-35.
83. Jolley CJ, Luo YM, Steier J, Reilly C, Seymour J, Lunt A, et al. Neural respiratory drive in healthy subjects and in COPD. *Eur Respir J.* 2009; 33(2): 289-97.