

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

MARINA MACHADO CID

**AVALIAÇÃO DOS MÉTODOS DE NORMALIZAÇÃO DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS TRAPÉZIO E
SERRÁTIL ANTERIOR**

**SÃO CARLOS
2017**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

MARINA MACHADO CID

**AVALIAÇÃO DOS MÉTODOS DE NORMALIZAÇÃO DO SINAL
ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS TRAPÉZIO E
SERRÁTIL ANTERIOR**

Marina Machado Cid

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia, área de concentração: Processos de avaliação e intervenção em Fisioterapia do sistema musculoesquelético.

Orientação: **Prof.^a Dr.^a Ana Beatriz de Oliveira**

Co-orientação: **Prof.^a Dr.^a Roberta de Fátima Carreira Moreira Padovez**

**Apoio Financeiro: FAPESP – Processo N. 2013/23098-6 e N. 2016/22386-6.
CAPES**

**SÃO CARLOS
2017**



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 Marina Machado Cid, realizada em 24/02/2017:

Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira
UFSCar

Prof. Dr. José Angelo Barela
Unicsul

Prof. Dr. Rodrigo Luiz Carregaro
UnB

Dedicatória

Dedico esse trabalho, aos meus pais Eloy e Yeda, que estiveram ao meu lado em todos os momentos de minha vida e os quais levo como exemplo de determinação, perseverança, retidão e humildade.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus pais, **Eloy Cid Junior** e **Marcela Yeda Machado Cid** por seu apoio incondicional ao longo de toda a minha vida, em que sempre se empenharam com muito amor, carinho e paciência para que eu tivesse a oportunidade de ir em busca dos meus sonhos. Aos meus irmãos, **Lucas Machado Cid** e **Vitor Machado Cid** pela relação que vai muito além dos laços sanguíneos, sempre repleta de companheirismo, amor e compreensão.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora **Prof.^a Dr.^a Ana Beatriz de Oliveira**, pela confiança e por ter contribuído de forma tão importante na minha evolução pessoal e profissional, por meio de sua competência e de todos os seus ensinamentos ao longo desses anos.

À minha co-orientadora **Prof.^a Dr.^a Roberta de Fátima Carreira Moreira Padovez**, pela relação de companheirismo, respeito e por todos os ensinamentos passados com muita competência, carinho e paciência ao longo dessa caminhada.

Aos colaboradores **Prof.^a Dr.^a Julie Côté** e **Prof. Dr. Pascal Madeleine** pelas importantes contribuições no desenvolvimento desse projeto.

À minha amiga e companheira de trabalho **Letícia Bergamin Januário**, por ter estado ao meu lado desde o primeiro contato que tive com a pesquisa científica, me passando seus ensinamentos sempre de forma tão generosa e por ter contribuído enormemente para o desenvolvimento desse trabalho.

Aos meus amigos e companheiros de laboratório **Bruno Leonardo da Silva Grüninger**, **Dechristian França Barbieri**, **Francisco Locks Neto**, **Helen Cristina Nogueira**, **Letícia Bojikian Calixtre** e **Lianna Ramalho de Sena Rosa**, que sempre me acolheram com muito carinho e que me fazem sentir enorme orgulho por fazer parte desse grupo de pesquisa, formado por profissionais tão competentes e pessoas tão especiais como eles.

Aos **membros da banca**, pela disponibilidade em oferecer suas contribuições para o aperfeiçoamento desse projeto.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** e à **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes)** pelo apoio financeiro para o desenvolvimento desse projeto.

RESUMO

A diferença de sexo no padrão de atividade muscular tem sido recentemente apontada como um importante fator de risco associado à maior prevalência de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho entre as mulheres. As diferenças relatadas na literatura apontam que mulheres apresentam maior ativação e menor repouso muscular que homens. Nesse contexto, a avaliação do padrão de atividade muscular considerando a diferença de sexo se faz necessária. A eletromiografia de superfície (surface electromyography - sEMG) é um importante método não-invasivo capaz de fornecer informações diretas do nível e padrão de ativação muscular. Para amenizar interferências intrínsecas e extrínsecas, a normalização da sEMG é um procedimento recomendado. Contudo, ainda não há um consenso em relação ao método de normalização da sEMG mais adequado, uma vez que muitos estudos utilizam a contração voluntária máxima (CVM), outros indicam a utilização da contração voluntária submáxima (CVS) para cada músculo avaliado individualmente, enquanto alguns autores realizam a normalização através de contrações de referência que envolvem registro de todos os músculos de interesse simultaneamente. O tipo de normalização do sinal eletromiográfico pode ser um fator importante ao considerar a diferença de sexo, uma vez que estudos realizados anteriormente identificaram diferenças no padrão de atividade muscular de homens e mulheres a partir do sinal eletromiográfico normalizado, sendo que essas diferenças não ocorreram na análise do sinal bruto. A normalização da sEMG é também desafiadora ao serem considerados sujeitos com e sem sintomas musculoesqueléticos. A dor pode comprometer a realização da CVM, método mais comumente utilizado para normalização e recomendado para sujeitos saudáveis. Nesse contexto, essa dissertação contempla dois estudos, com o intuito de contribuir para a padronização dos procedimentos de normalização da sEMG, considerando mulheres saudáveis e com dor na região de pescoço e ombro (Estudo 1), bem como na avaliação da diferença de sexos (Estudo 2). O Estudo 1 teve como objetivo avaliar a confiabilidade intradia e interdias das contrações voluntárias máximas e submáximas para as quatro porções do músculo trapézio, realizadas para normalização do sinal eletromiográfico, em mulheres saudáveis e com dor na região de pescoço e ombro. Em geral, as CVS apresentaram maior confiabilidade para quase todas as porções do músculo trapézio em ambas as populações avaliadas. O Estudo 2 teve como objetivo investigar se as diferenças de sexo variam de acordo com o método aplicado para normalização do sinal eletromiográfico registrado durante uma tarefa repetitiva, considerando os músculos trapézio e serrátil anterior. Para isso, foram aplicados 4 métodos de normalização da sEMG a partir de diferentes tipos de contrações musculares: CVM, CVS_{1kg} e CVS_{PC} (carga determinada de acordo com o peso corporal de cada indivíduo) e $CVS_{25\%}$ (carga correspondente à 25% da CVM). Em geral, as diferenças de sexo foram identificadas no sinal eletromiográfico normalizado a partir da $CVS_{25\%}$, sendo que as mulheres apresentaram maior nível de ativação muscular durante a realização da tarefa em relação aos homens. Ainda, não houve diferença entre homens e mulheres na atividade elétrica registrada durante a CVM para todos os músculos. No entanto, os homens produziram, no mínimo, 50% a mais de força e apresentaram maior eficiência neuromuscular do que as mulheres. Os estudos permitem concluir que as contrações submáximas são recomendadas para procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico do músculo trapézio na avaliação de mulheres saudáveis e com dor na região de pescoço e ombro; e que ao considerar a avaliação da diferença de sexo no padrão de atividade muscular, o método de normalização da sEMG deve ser baseado na CVM, uma vez que apenas esse foi capaz de evidenciar a diferença de sexo durante a realização de uma tarefa repetitiva.

Palavras-chave: Ergonomia; eletromiografia de superfície; confiabilidade; LER/DORT

SUMÁRIO

1. CONTEXTUALIZAÇÃO	09
2. ESTUDO 1	14
2.1 Introdução	15
2.2 Métodos	17
2.2.1 Amostra	17
2.2.2 Protocolo Experimental	18
2.3 Análise de dados	20
2.3.1 Processamento da sEMG	20
2.3.2 Análise Estatística	21
2.4 Resultados	22
2.5 Discussão	27
3. DESDOBRAMENTO DO ESTUDO 1	33
4. ESTUDO 2	34
4.1 Introdução	35
4.2 Métodos	37
4.2.1 Sujeitos.	37
4.2.2 Normalização da sEMG	38
4.2.3 Tarefa Simulada	40
4.3 Análise de dados	42
4.3.1 Processamento da sEMG	42
4.3.2 Eficiência Neuromuscular	43
4.3.3 Análises Estatística	43
4.4 Resultados	43
4.5 Discussão	48
4.6 Conclusão	52
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	53
6. REFERÊNCIAS	55

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Os distúrbios osteomusculares nas regiões de pescoço e ombro são altamente prevalentes entre trabalhadores ativos e são responsáveis pelo desenvolvimento de dor e alterações funcionais nesses indivíduos (COTE et al., 2008). Os músculos trapézio e serrátil anterior têm papel fundamental na estabilização do ombro e movimentos escapulo-torácicos. Desta forma, alterações na biomecânica e padrão de atividade da cintura escapular têm sido associadas à presença de distúrbios osteomusculares nessa região (ELLENBECKER; COOLS, 2010; LUDEWIG et al., 2004; LUDEWIG; COOK, 2000; LUDEWIG; REYNOLDS, 2009).

O papel de fatores de risco físicos e psicossociais para o desenvolvimento de distúrbios osteomusculares nas regiões de pescoço e ombro é bastante reconhecido pela literatura (GALLAGHER; HEBERGER, 2013; GALLAGHER; JR., 2016; LIN et al., 2005; LUDEWIG; REYNOLDS, 2009; PUNNETT; WEGMAN, 2004). Contudo, além desses fatores, aspectos individuais devem ser considerados, dentre os quais o sexo merece destaque, sendo verificada maior prevalência de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (LER/DORT) entre as mulheres (ARVIDSSON et al., 2006; CASSOU et al., 2002; DAHLBERG et al., 2004). Diversos fatores contribuem para que as mulheres apresentem maior predisposição ao desenvolvimento de LER/DORT, como a inadequação biomecânica dos postos de trabalho para a população feminina (NORDANDER et al., 2008), a segregação de tarefas no mercado de trabalho (AASMOE et al., 2008), bem como diferenças biológicas entre os gêneros (PERSSON et al., 2009).

Além disso, a diferença de sexo no padrão de atividade muscular tem sido recentemente apontada como um importante fator que contribui para maior prevalência de LER/DORT entre as mulheres (NORDANDER et al., 2008). Entretanto, essa questão

ainda foi pouco investigada por estudos disponíveis na literatura. Algumas diferenças de sexo no padrão de atividade muscular durante a realização de atividades repetitivas foram previamente identificadas, com mulheres apresentando maior ativação muscular (ARVIDSSON et al., 2006; ETTINGER et al., 2016; JOHANSEN et al., 2013; MEYLAND et al., 2014) e menor repouso muscular que os homens (ARVIDSSON et al., 2006; NORDANDER et al., 2008).

Considerando esses fatores, a avaliação do padrão de atividade muscular para compreensão das diferenças entre sexos se faz necessária. A eletromiografia de superfície (surface electromyography - sEMG) é um importante método não-invasivo capaz de fornecer informações diretas do nível e padrão de ativação muscular (ARVIDSSON et al., 2006; MEYLAND et al., 2014; NORDANDER et al., 2008). Essa ferramenta vem sendo amplamente utilizada em diferentes áreas de conhecimento na avaliação dos músculos da região de pescoço e ombro. A pesquisa clínica tem investigado protocolos de intervenção para distúrbios no membro superior, considerando a avaliação da atividade muscular dos músculos trapézio e serrátil anterior (LEE et al., 2015). Na área de pesquisa relacionada ao esporte, o controle muscular do membro superior e tronco tem sido avaliado em atletas (KAWCZYŃSKI et al., 2015). No contexto ocupacional, a avaliação do trapézio superior tem sido realizada para melhor compreensão da demanda biomecânica imposta por atividades relacionadas ao trabalho (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995).

Apesar de sua ampla utilização, o registro da sEMG possui algumas particularidades. Uma delas diz respeito à grande suscetibilidade do sinal eletromiográfico a fatores intrínsecos e extrínsecos, como tipo de contração muscular (FINUCANE et al., 1998), localização de eletrodos e resistência da pele (DE LUCA, 1997) e métodos empregados no processamento do sinal (SMOLIGA et al.,

2010). Para amenizar tais interferências, a normalização do sinal eletromiográfico é um procedimento recomendado (BURDEN, 2010). Contudo, ainda não há um consenso em relação ao método de normalização da sEMG mais adequado, uma vez que muitos estudos utilizam a contração voluntária máxima (CVM) (HOLTERMANN et al., 2010; THORN et al., 2007; VEIERSTED et al., 2013), outros indicam a utilização da contração voluntária submáxima (CVSM) (DANKAERTS et al., 2004; HANSSON et al., 2000), enquanto alguns autores realizam a normalização a partir de contrações de referência que envolvem ativação simultânea de todos os músculos de interesse (HOLTERMANN et al., 2009a; SAMANI et al., 2010).

Em 1995, uma revisão sistemática sintetizou os principais métodos de normalização da sEMG para o trapézio superior e propôs uma padronização para futuros estudos (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995). Os autores recomendaram que a normalização da sEMG deve ser realizada a partir de contrações voluntárias máximas e submáximas. Apesar disso, apenas as contrações máximas tem sido utilizadas para a normalização do sinal (CANDOTTI et al., 2009; VEIERSTED et al., 2013). De acordo com estudo de revisão realizado por Burden (2010), o uso de contrações máximas para normalização da sEMG, é recomendado devido à sua boa confiabilidade e à capacidade de indicar a porcentagem de atividade muscular realizada durante a tarefa de interesse. Entretanto, o uso desse método apresenta algumas restrições, principalmente considerando indivíduos com dor, uma vez que a produção de máximos esforços pode causar desconforto e piora dos sintomas. Além disso, se o sujeito não for capaz de produzir sua máxima força durante a realização das contrações máximas, a ativação muscular durante a tarefa de interesse será superestimada, podendo exceder 100% da mesma, inclusive em baixos níveis de força (BURDEN, 2010).

Além disso, o tipo de normalização do sinal eletromiográfico pode ser um fator importante ao considerar as diferenças entre sexos no padrão de ativação muscular. Em estudos realizados anteriormente, as diferenças entre sexos foram encontradas no sinal eletromiográfico normalizado (ANDERS et al., 2004, 2007; JOHANSEN et al., 2013; SZUCS; BORSTAD, 2013). Porém, nenhuma diferença foi encontrada ao analisar os valores RMS brutos (JOHANSEN et al., 2013). Diversos estudos que buscam avaliar a diferença de sexo no padrão de atividade muscular por meio da sEMG utilizam contrações máximas para a normalização do sinal (ARVIDSSON et al., 2006; JOHANSEN et al., 2013; MEYLAND et al., 2014; NORDANDER et al., 2008). As diferenças de sexo encontradas no sinal eletromiográfico normalizado a partir desse método podem ser causadas pelo fato das mulheres não realizarem a força máxima durante o registro da CVM. Assim, a realização de esforços não máximos pode resultar em uma ativação superestimada durante a atividade de interesse ao normalizar o sinal a partir desse método.

Nesse contexto, é necessário que haja uma padronização dos procedimentos de avaliação da sEMG em relação ao método de normalização do sinal eletromiográfico. A literatura existente em relação à confiabilidade do uso de contrações máximas e submáximas na normalização da sEMG ainda é escassa, principalmente considerando sujeitos com dor. Dessa forma, o Estudo 1 foi desenvolvido com o objetivo de avaliar a confiabilidade intradia e interdias das contrações voluntárias máximas e submáximas, realizadas para normalização do sinal eletromiográfico, em mulheres saudáveis e com dor na região de pescoço e ombro. Além disso, embora estudos prévios tenham identificado diferenças entre sexos em relação a aspectos biomecânicos e fisiológicos, bem como uma maior prevalência de sintomas musculoesqueléticos entre as mulheres, verifica-se ainda a existência de lacuna na literatura no que se refere à avaliação da

diferença de sexos considerando o padrão de atividade muscular, entre homens e mulheres que realizam o mesmo tipo de atividade ocupacional. Considerando que essas diferenças podem ser influenciadas pelo tipo de contração muscular, pela tarefa realizada e pelo tipo de normalização do sinal eletromiográfico, novos estudos são necessários para avaliar o efeito da normalização da sEMG a partir dos diversos métodos utilizados (contrações máximas e submáximas), possibilitando melhor compreensão da diferença entre sexos. Assim, o Estudo 2 foi desenvolvido com o objetivo de investigar se as diferenças de sexo variam de acordo com o método de normalização da sEMG empregado, considerando o sinal eletromiográfico registrado durante uma tarefa repetitiva.

2. ESTUDO 1

NORMALIZAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DO MÚSCULO TRAPÉZIO – UM ESTUDO DE CONFIABILIDADE EM MULHERES COM E SEM DOR NA REGIÃO DE PESCOÇO E OMBRO.

CID, M.M.; JANUARIO, L.B.; ZANCA, G.G.; MATTIELLO, S.M.; OLIVEIRA, A.B.

Manuscrito submetido ao *Brazilian Journal of Physical Therapy (BJPT)*.

2.1 Introdução

O músculo trapézio desempenha um importante papel na região de pescoço e ombro, realizando movimentos escapulares e promovendo estabilização da cintura escapular em ação combinada ao músculo serrátil anterior (EBAUGH; MCCLURE; KARDUNA, 2005). Alterações na ativação muscular, bem como uma atividade reduzida do serrátil anterior associado à um aumento da atividade do trapézio superior, têm sido relacionado à mudanças na biomecânica escapular. Essa condição tem sido encontrada em sujeitos com desordens no membro superior, com aumento excessivo da elevação e inclinação posterior da escápula (LIN et al., 2005).

A eletromiografia de superfície (sEMG) tem sido amplamente utilizada em diferentes áreas de conhecimento considerando a avaliação do músculo trapézio. A pesquisa clínica tem investigado desordens do membro superior e exercícios de reabilitação, como a avaliação da atividade muscular do trapézio e serrátil anterior durante a realização de protocolos de intervenção para o tratamento de desordens do ombro (LEE et al., 2015). Na área de pesquisa em esportes, o controle muscular do membro superior e tronco tem sido investigado em atletas (KAWCZYŃSKI et al., 2015). No contexto ocupacional, a eletromiografia de superfície do trapézio superior tem auxiliado na compreensão das demandas biomecânicas impostas por atividades relacionadas ao trabalho (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995).

Entretanto, o sinal eletromiográfico está sujeito às interferências de fatores intrínsecos e extrínsecos, como o tipo de contração muscular usada na avaliação da ativação muscular (FINUCANE et al., 1998), o posicionamento dos eletrodos e resistência da pele (DE LUCA, 1997), bem como os métodos empregados no processamento do sinal (HASHEMI OSKOUEI; PAULIN; CARMAN, 2013). Com o objetivo de minimizar tais interferências, a normalização do sinal a partir de contrações

musculares padronizadas e reprodutíveis é uma prática fortemente recomendada (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995).

Em 1995, uma revisão sistemática sintetizou os principais métodos de normalização da sEMG para o trapézio superior, e propôs uma padronização para futuros estudos (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995). Os autores recomendaram que a normalização da sEMG deve ser realizada a partir de contrações máximas (CVM) e submáximas (CVS). Entretanto, apenas as contrações máximas têm sido utilizadas para a normalização do sinal (CANDOTTI et al., 2009; VEIERSTED et al., 2013). De acordo com revisão realizada por Burden (2010), o uso da CVM para normalização da sEMG tem sido recomendado, devido à sua boa confiabilidade e à vantagem de indicar a porcentagem da atividade muscular realizada durante a atividade de interesse. Entretanto, essa recomendação apresenta algumas restrições, principalmente na avaliação de indivíduos com dor, uma vez que a realização de máximos esforços pode causar desconforto e piora dos sintomas nessa população. Além disso, se o sujeito não for capaz de realizar o máximo esforço durante a CVM, a ativação muscular registrada durante a tarefa de interesse será superestimada, podendo exceder 100% da contração máxima, até mesmo em baixos níveis de força (BURDEN, 2010).

Estudos que tiveram como objetivo avaliar o músculo trapézio a partir da sEMG em sujeitos com dor aguda ou crônica identificaram importantes alterações no padrão de ativação e recrutamento muscular durante a realização de atividades funcionais (FALLA; BILENKIJ; JULL, 2004; SJÖRS et al., 2009) ou contrações voluntárias (CANDOTTI et al., 2009). Entretanto, pelo nosso conhecimento, não há estudos disponíveis na literatura que tiveram como objetivo avaliar a confiabilidade de contrações musculares utilizadas para normalização da sEMG considerando as quatro porções do músculo trapézio (porções clavicular e acromial do trapézio superior, trapézio médio e trapézio inferior).

Com o objetivo de contribuir para a padronização dos procedimentos de avaliação a partir da sEMG, é necessário determinar qual contração muscular (CVM e CVS) é mais confiável, considerando a população de interesse, principalmente na avaliação de sujeitos com dor. A literatura disponível ainda carece de tais informações, comprometendo a nossa capacidade de avaliar a confiabilidade dos resultados disponíveis.

Portanto, o objetivo desse estudo foi avaliar a confiabilidade intradia e interdias de CVM e CVS das quatro porções do músculo trapézio, realizadas para normalização da sEMG, em mulheres com e sem dor na região de pescoço e ombro.

2.2 Métodos

2.2.1 Amostra

Dezenove mulheres foram selecionadas a partir de uma amostra de conveniência em que todas eram estudantes, com idade entre 20 e 30 anos. Foram avaliadas apenas mulheres devido à sua maior predisposição ao desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos na região de pescoço e ombro (CÔTÉ, 2012).

As voluntárias foram divididas em dois grupos: grupo saudável (GS) e grupo com dor na região de pescoço e ombro (GDPO). A seleção da amostra foi baseada nos resultados obtidos a partir do Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares (QNSO) (BARROS; ALEXANDRE, 2003), de uma Escala Visual Analógica (EVA) e de uma avaliação física padronizada proposta pelo Departamento de Medicina Ocupacional e Ambiental, em Lund, na Suécia (OHLSSON et al., 1994). Os critérios de inclusão para o GS foram: ausência de auto relato de problemas na região de pescoço na última semana de acordo com o QNSO e a EVA e ausência de distúrbios na região de pescoço e ombro de acordo com a avaliação física padronizada. Os critérios de inclusão para o GDPO foram: auto relato de problemas na região de pescoço nos últimos sete

dias de acordo com o QNSO; diagnóstico de síndrome de tensão no pescoço ou síndrome cervical de acordo com a avaliação física padronizada e dor na região do pescoço com intensidade de moderada a severa de acordo com a EVA (pontuação maior que 4 em uma escala de 0-10cm) (SJÖRS et al., 2009). Na fase de recrutamento de voluntários, 6 sujeitos foram excluídos uma vez que não atenderam à todos os critérios de inclusão para o GDPO. Os critérios de exclusão para ambos os grupos foram: presença de mais do que 4 regiões corporais acometidas na última semana, de acordo com o QNSO, para evitar a inclusão de sujeitos com desordens sistêmicas; auto relato de desordens circulatórias, reumáticas ou inflamatórias; prática profissional ou de lazer que envolvam esportes de arremesso.

Dez mulheres foram selecionadas para o GS ($21,4 \pm 3.2$ anos, $56,3 \pm 8.3$ Kg e $160 \pm 0,1$ cm) e 9 foram selecionadas para o GDPO ($23,4 \pm 1,9$ anos, $56,8 \pm 6.6$ Kg e $160 \pm 0,1$ cm). A intensidade da dor relatada no GDPO para o pescoço e ombros foram $5,4 \pm 1,1$ cm e $2,6 \pm 3,1$ cm, respectivamente. Esse estudo foi aprovado pelo Comitê de ética em pesquisa com seres humanos da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Todas as voluntárias leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido antes de sua participação no estudo.

2.2.2 Protocolo Experimental

O registro da sEMG foi realizado em duas sessões, com intervalo mínimo de 7 dias entre elas. Ambas as porções do trapézio superior - clavicular (TS-C) e acromial (TS-A), o trapézio médio (TM) e trapézio inferior (TI) foram avaliadas do lado dominante de cada voluntária usando eletrodos diferenciais ativos (DE-2.3, Delsys, Boston, MA, USA). Antes do posicionamento dos eletrodos, a pele foi higienizada com

álcool etílico 70% e tricotomizada, com o objetivo de reduzir a impedância e eliminar possíveis interferências.

O eletrodo do TS-C foi posicionado 20% lateral ao ponto médio entre o processo espinhoso da vértebra C4 e o 1/3 posterior e lateral da clavícula (ZANCA et al., 2014); o eletrodo do TS-A foi posicionado aproximadamente 2 cm lateral ao ponto médio entre a vértebra C7 e o acrômio na direção das fibras musculares (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995); o eletrodo do TM foi posicionado aproximadamente 20% medial ao ponto médio entre o bordo medial da escápula e a vértebra T4 e o eletrodo do TI foi posicionado aproximadamente 33% medial ao ponto médio entre a região medial da escápula e a vértebra T8 (HOLTERMANN et al., 2009b). O eletrodo de referência foi fixado no manúbrio esternal. Os sinais foram amostrados a 1000 Hz e acondicionados pelo amplificador principal (Myomonitor IV, DelSys, Boston, USA) com ganho definido em 2000 vezes, resolução de 16-bits e ruído de 1.2 μ V (RMS).

Depois do posicionamento dos eletrodos, o registro de um repouso de 5 segundos foi realizado com o objetivo de eliminar o ruído basal. Em seguida as duas séries de contrações máximas e submáximas foram realizadas de forma randômica. Ambas as séries foram compostas por três repetições com duração de 5 segundos cada e intervalo de um minuto entre elas. Para as contrações máximas, a resistência foi aplicada manualmente pelo avaliador associado à estímulo verbal. Para as contrações submáximas a carga foi fornecida por um halter de 1 kg. Para a contração do TS-C, a voluntária foi posicionada com abdução de 90° do membro superior no plano frontal, com o pescoço em extensão e rotação para o lado não dominante (ZANCA et al., 2014) (Figura 1a). Para a contração do TS-A, a voluntária foi posicionada com o membro superior abduzido à 90° no plano frontal com o pescoço em posição neutra (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995) (Figura 1b). Para as contrações do TM e TI,

a voluntária foi posicionada em decúbito ventral. Para o TM, o membro superior foi abduzido à 90°, paralelo à maca e para o TI o braço foi alinhado em direção às fibras musculares, abduzido à aproximadamente à 120° (COOLS et al., 2007a), como mostrado na Figura 1c e 1d, respectivamente. A ordem de avaliação das porções musculares foi randomizada.



Figura 1. Posições de teste durante as contrações musculares máximas e submáximas para o trapézio superior - fibras claviculares (a), trapézio superior – fibras acromiais (b), trapézio médio (c) e trapézio inferior (d). Resistência manual foi aplicada para as contrações voluntárias máximas, como mostrado nas imagens. As mesmas posições de teste foram usadas para as contrações voluntárias submáximas, com o sujeito sustentando um halter de 1 kg.

2.3 Análise de dados

2.3.1 Processamento da sEMG

O sinal eletromiográfico foi processado no software Matlab (versão 8.0, The Mathworks Inc., Natick, MA, USA). Todos os sinais foram corrigidos em relação ao offset, com aplicação de um filtro Butterworth de 6ª ordem com passa banda de 30 a 450 Hz. Os sinais foram então convertidos em RMS a partir de janelas móveis de 100 ms (ALLISON; MARSHALL; SINGER, 1993) com sobreposição de 50%. A média da amplitude RMS obtida durante o repouso foi considerado como ruído basal e removida de todos os sinais. Na avaliação da confiabilidade intradia, a amplitude pico da sEMG foi considerada para cada repetição da CVM e a amplitude média foi usada para cada repetição da CVS. A maior amplitude pico da sEMG dentre as três repetições das CVM realizadas no dia 1 e no dia 2 foram extraídas e usadas na avaliação da confiabilidade

interdias. A amplitude média da sEMG das três repetições realizadas no dia 1 e no dia 2 foram usadas para as análises da confiabilidade interdias para as CVS.

2.3.2 Análise Estatística

A confiabilidade intradia e interdias foi avaliada a partir do coeficiente de correlação intraclasse (CCI), do coeficiente de variação (%CV), do erro padrão da medida (EPM e %EPM) e das análises Bland-Altman. Todos os testes foram realizados no software SPSS (Statistical Package for Social Science, v. 17) e no Microsoft Excel (Microsoft Office v. 2007), com nível de significância determinado à 0,05 (5%). Todos os dados foram testados em relação à normalidade (Teste de Shapiro Wilk) e homocedasticidade (Teste de Levene).

A confiabilidade relativa considerando as análises intradia foi determinada baseada no $CCI_{(2,1)}$ para CVM e CVS, bem como para CVM considerando as análises interdias. Para as CVS, a confiabilidade relativa considerando as análises interdias foi baseada no $CCI_{(2,3)}$. O CCI para a confiabilidade intradia foi calculado considerando os dados registrados a partir das 3 repetições realizadas no primeiro dia. Para determinar a confiabilidade interdias, o CCI foi calculado usando a média da amplitude eletromiográfica média das CVS em cada dia e a amplitude pico para as CVM em cada dia. Os valores de CCI foram interpretados de acordo com a seguinte classificação: fraco ($< 0,20$), regular ($0,21 - 0,40$), moderado ($0,41 - 0,60$), bom ($0,61 - 0,80$), muito bom ($0,81 - 1,00$) (HAIK; ALBURQUERQUE-SENDÍN; CAMARGO, 2014).

A confiabilidade absoluta foi determinada a partir do %CV, EPM, %EPM e das análises Bland-Altman. O CV expressa a estabilidade da medida e foi calculado a partir da seguinte fórmula: $\%CV = DP_{CV} / M_{CV} \times 100$, onde DP_{CV} representa o desvio padrão dos valores de CV calculados para cada indivíduo, e M_{CV} representa a média das 3

repetições do dia 1 ou a média do dia 1 e 2. O EPM considera o erro randômico da medida e quantifica a variabilidade entre sujeitos em medidas repetidas (ALLISON; GODFREY; ROBINSON, 1998). O EPM foi calculado a partir da fórmula: $EPM = DP \sqrt{(1 - CCI)}$, em que o DP representa o desvio padrão entre repetições do primeiro dia (confiabilidade intradia) ou o desvio padrão dos dias 1 e 2 (confiabilidade interdias). O %EPM foi calculado para avaliar essa medida em valores relativos (DANKAERTS et al., 2004). A fórmula a seguir foi utilizada: $\%EPM = (EPM/M) \times 100$, em que M representa a média das repetições do primeiro dia (confiabilidade intradia) ou a média dos dias 1 e 2 (confiabilidade interdias).

As análises Bland-Altman foram realizadas para determinar a concordância entre as medidas do dia 1 e do dia 2. A média das diferenças (MD) entre os dois dias (viés estimado) e os limites de concordância (LC) superiores e inferiores de 95%, foram calculados com o objetivo de determinar a influência do erro randômico nos dados de interesse. O LC foi calculado a partir da fórmula: $LC = DP * 1,96 \pm MD$.

2.4 Resultados

Os resultados de confiabilidade relativa e absoluta, para ambos os grupos são apresentados na Tabela 1. Considerando os valores de CCI todas as contrações apresentaram confiabilidade intradia muito boa ($CCI > 0,81$). Comparando CVS e CVM, quase todas as porções do músculo trapézio apresentaram valores de confiabilidade intradia mais confiáveis para as CVS (maiores valores de CCI e menores valores de %CV e %EPM), exceto o TI para o GDPO, o qual apresentou uma tendência de valores mais confiáveis para as CVM, considerando a confiabilidade relativa (maior valor de CCI), e absoluta (valores de %CV e %EPM ligeiramente menores).

A tabela 2 mostra os resultados de confiabilidade interdias. Os resultados de CCI apresentaram valores mais variáveis quando comparado à confiabilidade intradia. Para o GS, todas as porções do músculo trapézio, exceto o TI, apresentou maior confiabilidade para as CVS (CCI com classificação boa para o TS-C e TM, e classificação muito boa para o TS-A). Considerando o GDPO, todas as porções do trapézio, exceto o TS-C, apresentou maior confiabilidade para as CVS a partir de maiores valores de CCI e menores valores de %EPM.

Tabela 1. Média e desvio padrão (DP) da amplitude da sEMG (em mV) em cada repetição no dia 1 e resultados das análises de confiabilidade intradia (CCI com seus intervalos de confiança, %CV, EPM e %EPM), para ambos os grupos, nas contrações voluntárias máximas (CVM) e contrações voluntárias submáximas (CVS)

		Grupo Saudável							Grupo com Dor na Região de Pescoço/Ombro						
		Repetição 1 Média (DP)	Repetição 2 Média (DP)	Repetição 3 Média (DP)	CCI (IC)	%CV	EPM	%EPM	Repetição 1 Média (DP)	Repetição 2 Média (DP)	Repetição 3 Média (DP)	CCI (IC)	%CV	EPM	%EPM
CVM (Pico RMS)	TS-C	0,093 (0,048)	0,090 (0,047)	0,105 (0,063)	0,94 (0,82-0,98)	21,19	0,06	21,99	0,126 (0,055)	0,144 (0,076)	0,181 (0,139)	0,87 (0,60-0,97)	18,03	0,05	35,38
	TS-A	0,307 (0,198)	0,290 (0,161)	0,285 (0,166)	0,99 (0,96-1,00)	9,34	0,04	11,56	0,282 (0,143)	0,251 (0,105)	0,243 (0,087)	0,95 (0,86-0,99)	11,74	0,04	15,24
	TM	0,232 (0,104)	0,195 (0,094)	0,189 (0,098)	0,95 (0,82-0,99)	20,06	0,06	17,78	0,214 (0,125)	0,205 (0,122)	0,173 (0,094)	0,93 (0,78-0,98)	18,15	0,05	24,57
	TI	0,296 (0,166)	0,243 (0,109)	0,250 (0,121)	0,95 (0,83-0,99)	14,95	0,06	19,00	0,281 (0,111)	0,252 (0,114)	0,247 (0,111)	0,97 (0,90-0,99)	12,05	0,03	11,98
CVS (média RMS)	TS-C	0,025 (0,026)	0,023 (0,023)	0,023 (0,022)	1,00 (0,98-1,00)	9,16	0,02	12,12	0,025 (0,008)	0,027 (0,010)	0,027 (0,009)	0,96 (0,87-0,99)	10,52	0,00	12,06
	TS-A	0,083 (0,043)	0,074 (0,039)	0,078 (0,042)	0,99 (0,96-1,00)	8,66	0,03	9,15	0,086 (0,034)	0,082 (0,032)	0,082 (0,033)	0,98 (0,93-0,99)	7,66	0,01	10,01
	TM	0,114 (0,067)	0,108 (0,056)	0,125 (0,062)	0,96 (0,87-0,99)	13,18	0,05	18,21	0,088 (0,060)	0,098 (0,063)	0,104 (0,061)	0,98 (0,93-1,00)	11,20	0,02	15,40
	TI	0,131 (0,055)	0,119 (0,043)	0,123 (0,042)	0,95 (0,87-0,99)	11,38	0,05	13,02	0,122 (0,045)	0,127 (0,059)	0,133 (0,059)	0,94 (0,81-0,99)	12,85	0,02	16,98

Tabela 2. Média e desvio padrão (DP) da amplitude da sEMG (em mV) em cada dia e resultados das análises de confiabilidade interdias (CCI com seus intervalos de confiança, %CV, %EPM, %LC e %MD) para ambos os grupos, nas contrações voluntárias máximas (CVM) e contrações voluntárias submáximas (CVS). S no %LC representa o limite superior de concordância e I o limite inferior.

		Healthy Group							Neck-shoulder Pain Group						
		Dia 1 Média (DP)	Dia 2 Média (DP)	CCI (IC)	%CV	%EPM	%LC	%MD	Dia 1 Média (DP)	Dia 2 Média (DP)	CCI (IC)	%CV	%EPM	%LC	%MD
CVM (Pico RMS)	TS-C	0,115 (0,058)	0,144 (0,065)	0,57 (-0,47-0,89)	35,07	37,27	S: -16 I: 10	-2,9	0,186 (0,135)	0,155 (0,075)	0,69 (-0,32-0,93)	37,05	43,20	S: -19 I: 24	3,1
	TS-A	0,322 (0,194)	0,298 (0,100)	0,79 (0,15-0,95)	26,21	28,63	S: -23 I: 28	2,4	0,291 (0,134)	0,290 (0,120)	0,95 (0,78-0,99)	11,54	12,92	S: -11 I: 11	0
	TM	0,237 (0,101)	0,302 (0,198)	0,57 (-0,56-0,89)	23,29	45,17	S: -4 I: 27	-6,5	0,234 (0,126)	0,192 (0,094)	0,89 (0,49-0,98)	16,66	22,89	S: -8 I: 16	4,1
	TI	0,304 (0,159)	0,293 (0,160)	0,97 (0,87-0,99)	10,01	13,34	S: -11 I: 13	1,1	0,286 (0,112)	0,213 (0,089)	0,32 (-1,02-0,83)	35,37	37,94	S: -17 I: 32	7,3
CVS (Média RMS)	TS-C	0,024 (0,023)	0,027 (0,013)	0,72 (-0,15-0,93)	41,28	38,34	S: -4 I: 3	-0,4	0,026 (0,009)	0,035 (0,017)	-0,40 (-4,50-0,67)	36,36	54,16	S: -5 I: 3	-0,8
	TS-A	0,079 (0,041)	0,080 (0,036)	0,93 (0,70-0,98)	16,82	12,89	S: -4 I: 4	-0,2	0,083 (0,032)	0,084 (0,034)	0,98 (0,92-1,00)	5,09	5,04	S: -2 I: 2	0
	TM	0,116 (0,059)	0,137 (0,105)	0,77 (0,11- 0,94)	23,85	31,89	S: -17 I: 12	-2,2	0,096 (0,060)	0,083 (0,057)	0,92 (0,66-0,98)	21,20	18,30	S: -5 I: 7	1,3
	TI	0,125 (0,045)	0,145 (0,088)	0,64 (-0,41-0,91)	18,90	30,71	S: -16 I: 12	-2,1	0,127 (0,052)	0,131 (0,051)	0,73 (-0,34-0,94)	18,05	20,16	S: -10 I: 9	-0,3

Além disso, considerando as análises Bland-Altman, as CVS apresentaram valores de DM mais próximos de 0 e menores intervalos de LC para ambos os grupos e para todas as porções do músculo trapézio, exceto para o TI no GS, quando comparado à CVM. Esses achados podem ser confirmados a partir dos gráficos Bland-Altman que mostram a distribuição das diferenças de mensurações entre o dia 1 e dia 2 (Figuras 2 e 3).

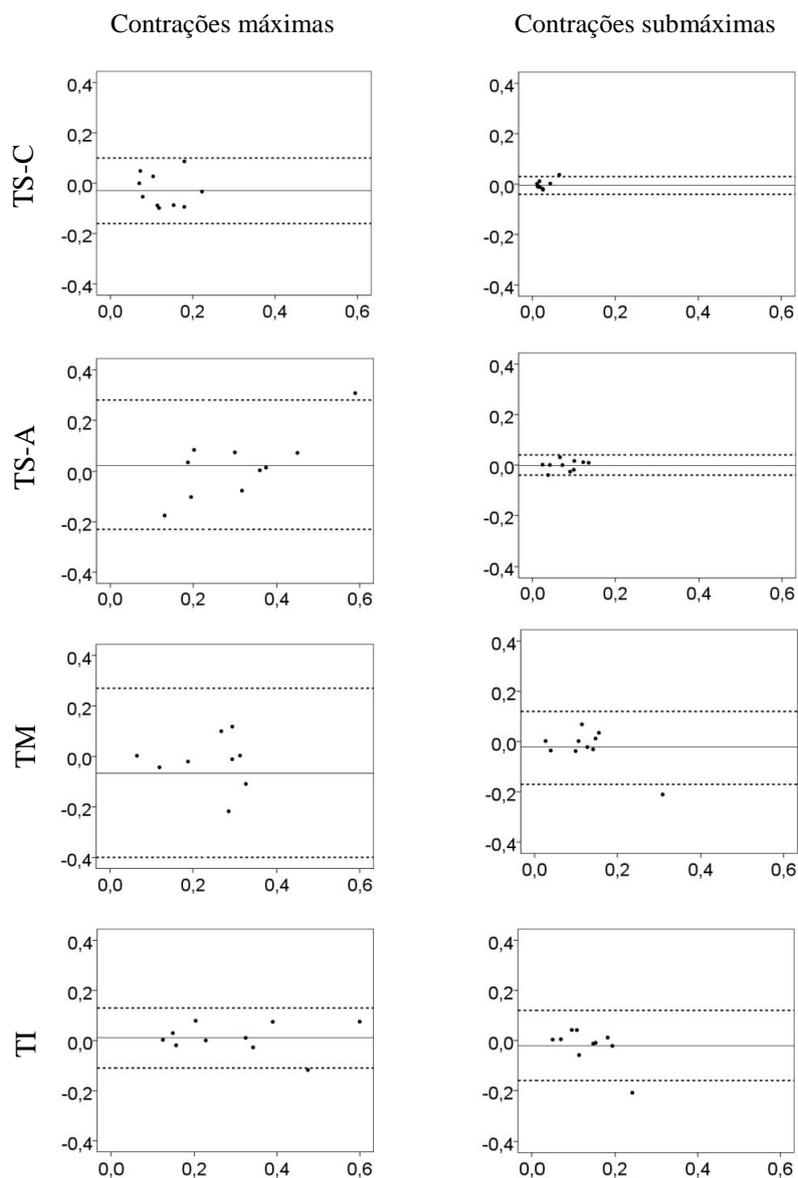


Figura 2. Gráficos das análises Bland-Altman para a amplitude da sEMG das contrações voluntárias máximas e submáximas para – fibras claviculares do trapézio superior (TS-C), fibras acromiais do trapézio superior (TS-A), trapézio médio (TM) e trapézio inferior (TI) no grupo saudável. O eixo X representa a média dos valores obtidos no dia 1 e dia 2 e o eixo Y representa a diferença entre esses valores. A linha cheia mostra a diferença média entre o dia 1 e o dia 2. As linhas tracejadas mostram os limites de concordância superior (média – 1.96*DP) e inferior (média + 1.96*DP).

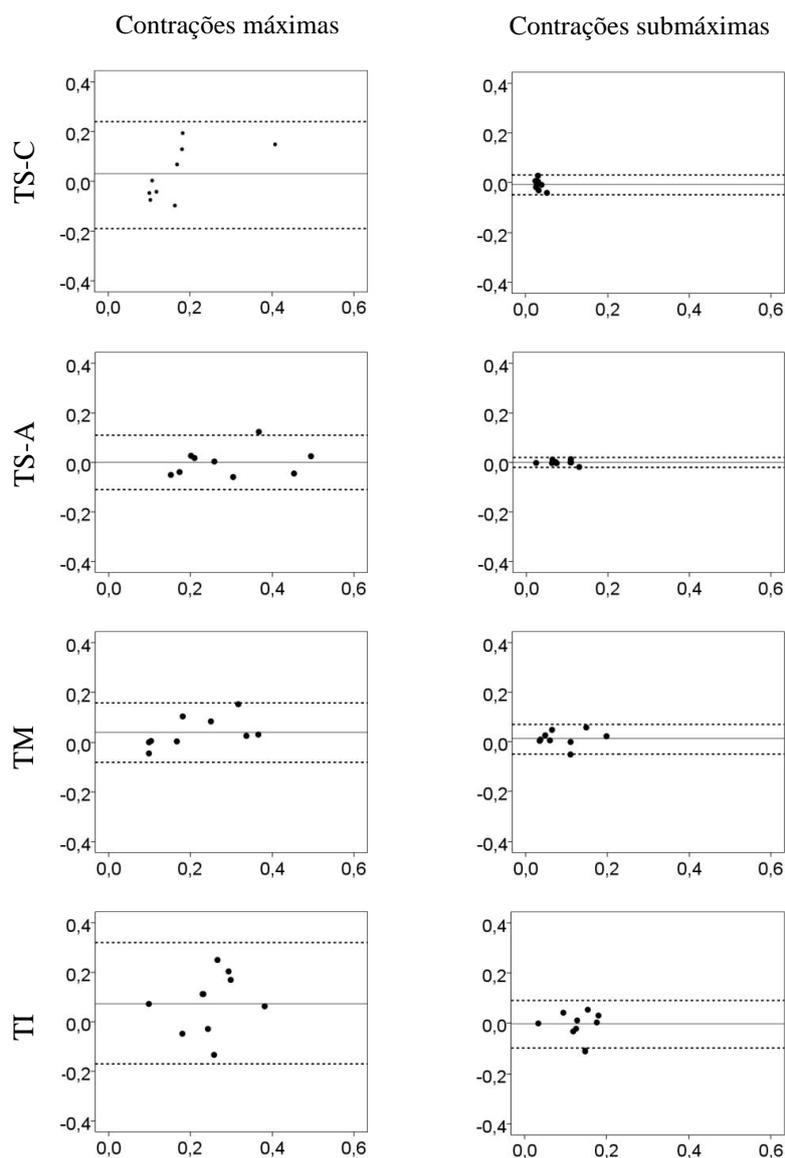


Figura 3. Gráficos das análises Bland-Altman para a amplitude da sEMG das contrações voluntárias máximas e submáximas para – fibras claviculares do trapézio superior (TS-C), fibras acromiais do trapézio superior (TS-A), trapézio médio (TM) e trapézio inferior (TI) no grupo com dor na região de pescoço e ombro. O eixo X representa a média dos valores obtidos no dia 1 e dia 2 e o eixo Y representa a diferença entre esses valores. A linha cheia mostra a diferença média entre o dia 1 e o dia 2. As linhas tracejadas mostram os limites de concordância superior (média – 1.96*DP) e inferior (média + 1.96*DP).

2.5 Discussão

Esse estudo teve como objetivo avaliar a confiabilidade de contrações isométricas máximas e submáximas realizadas para normalização da sEMG, em sujeitos com e sem dor na região de pescoço e ombro. Em geral, as contrações submáximas apresentaram maior confiabilidade intradia e interdias quando comparado às contrações

máximas para quase todas as porções do músculo trapézio, para ambos os grupos avaliados.

Os resultados para o grupo saudável mostrou que ambas as contrações submáximas e máximas apresentaram confiabilidade intradia com classificação, muito boa para todas as porções do músculo trapézio. Uma vez que os valores de CCI se encaixaram na mesma categoria para quase todas as porções musculares, as análises da confiabilidade absoluta a partir do %CV e %EPM complementaram a interpretação dos resultados. Em geral, as contrações submáximas foram mais confiáveis quando comparado às máximas. Considerando as análises intradia, as contrações submáximas apresentaram maior confiabilidade do que as CVM, para todas as porções do músculo trapézio. Da mesma forma, considerando as análises de confiabilidade interdias, as contrações submáximas apresentaram maior confiabilidade para TS-C, TS-A e TM, do que as CVM. Estudos disponíveis na literatura têm apresentado resultados similares para os músculos do tronco e ombro, com maior confiabilidade encontrada para as CVS do que para as CVM (DANKAERTS et al., 2004; HA et al., 2013). Alisson e colaboradores (ALLISON; MARSHALL; SINGER, 1993) também encontraram maiores valores de %CV durante as CVM para o músculo bíceps braquial, indicando menor confiabilidade para as contrações máximas comparado às submáximas.

Além disso, os resultados das análises Bland-Altman para a comparação interdias, ainda para o grupo saudável, mostrou que as contrações submáximas tiveram valores de MD mais próximos de 0, bem como menores intervalos de LC, para todas as porções musculares quando comparado as CVM, exceto para o TI. De acordo com Ludbrook, (LUDBROOK, 2010), valores de MD próximos de 0 e intervalos de LC pequenos, demonstram uma tendência de concordância. Esses achados indicam melhor concordância interdias para as contrações submáximas do que para as máximas, para a

maioria das porções musculares, reforçando a recomendação do uso das CVS para a normalização da sEMG.

Os resultados observados para o grupo com dor na região de pescoço e ombro, foram similares aos encontrados para o grupo saudável. Uma confiabilidade intradia muito boa foi observada para todas as porções do trapézio. Entretanto, o TS-C, apresentou maior variabilidade, com maiores intervalos de confiança para os valores de CCI e maiores valores de %EPM comparado às outras porções. Nós acreditamos que a presença de dor pode ter sido fonte de variabilidade. Pessoas em condições dolorosas podem apresentar diminuição da força durante a realização de contrações isométricas, devido à mecanismos inibitórios (GRAVEN-NIELSEN et al., 2002). Além disso, a literatura mostra que sujeitos com dor crônica na região de pescoço e ombro apresentam um padrão alterado de ativação muscular no trapézio superior durante a realização de movimentos repetitivos. Tais alterações incluem mudanças na velocidade de condução (FALLA; FARINA, 2005), e na amplitude do sinal eletromiográfico (FALLA; BILENKIJ; JULL, 2004). Ademais, pessoas com dor crônica no pescoço tendem a ter um aumento na ativação de fibras musculares do tipo II, uma vez que as fibras do tipo I podem estar lesionadas (FALLA; FARINA, 2005). Um desequilíbrio na ativação e recrutamento de fibras musculares do tipo I e do tipo II pode também ter causado variabilidade entre as contrações do grupo com dor na região de pescoço e ombro.

Contrações submáximas foram mais confiáveis do que as máximas em sujeitos com dor na região de pescoço e ombro. Considerando as análises intradia, as contrações submáximas mostraram maior confiabilidade do que as CVM, para todas as porções do músculo trapézio, exceto para o TI. Além disso, as contrações submáximas também foram mais confiáveis do que as máximas para as análises interdias. Esses achados são confirmados pelas análises Bland-Altman. A única exceção foi o TS-C, o

qual apresentou maior confiabilidade para as contrações máximas, de acordo com os valores de CCI e %EPM. A posição de teste usada nesse estudo para avaliar o TS-C é recomendada como a melhor posição para o registro da atividade máxima dessa porção muscular (ZANCA et al., 2014). Entretanto, pelo nosso conhecimento, não há nenhuma recomendação de posição de teste para a realização de contrações submáximas do TS-C. A ausência de resistência na cabeça durante a realização das contrações submáximas pode ter influenciado a ativação do TS-C, uma vez que fascículos superiores dessa porção muscular estão envolvidos nos movimentos da cabeça. A avaliação do trapézio superior considerando as fibras claviculares (TS-C) e acromiais (TS-A), e o comportamento motor diferente entre essas duas porções é algo relativamente novo (SZUCS; BORSTAD, 2013). Além disso, a falta de informação diminui a capacidade de compreensão do comportamento esperado dessas porções do músculo trapézio superior.

Embora os resultados gerais indiquem que as contrações submáximas para todas as porções do músculo trapézio tenham a melhor confiabilidade, um comportamento diferente foi observado para o TI. Maior confiabilidade intradia foi observada para o TI no grupo com dor na região de pescoço e ombro, para as contrações máximas quando comparado às submáximas. Além disso, os mesmos resultados foram observados para a confiabilidade interdias no grupo saudável. O teste do TI é realizado com o membro superior acima do nível da cabeça, o que requer a ação de outros importantes músculos escapulotorácicos e glenoumerais (MOTTRAM, 1997), a fim de manter a posição de teste. Nas contrações submáximas, uma força relativamente baixa é requerida, o que pode permitir a ação de músculos sinergistas, que irão trabalhar alternadamente com o TI para manutenção da posição de teste, causando assim variabilidade entre as repetições. Por outro lado, quando um esforço máximo é requerido, tais músculos serão ativados simultaneamente, levando à uma ativação estável do TI, e conseqüentemente,

diminuindo a variabilidade na sEMG. Dessa forma, as contrações máximas são mais confiáveis que as submáximas para o TI.

É importante considerar que fatores motivacionais e psicossociais podem influenciar a realização das CVM (DANKAERTS et al., 2004), o que pode de alguma forma, explicar nossos resultados. Como previamente mencionado, o uso de contrações máximas para normalização da sEMG pode apresentar algumas desvantagens ao considerar sujeitos com dor, uma vez que condições dolorosas podem ser fonte de desconforto e também levar à uma superestimação da ativação muscular (ETTINGER et al., 2016). A maior variabilidade da amplitude RMS nas contrações máximas também pode ser explicada devido ao fato de que o esforço do voluntário não pode ser controlado e monitorado adequadamente durante o teste (MURLEY et al., 2010). Outro importante fator que pode ser fonte de variabilidade nas contrações máximas está relacionado à como a resistência é aplicada. Nesse estudo, a resistência foi aplicada manualmente, uma vez que esse método é o mais reportado na literatura (DANKAERTS et al., 2004). Além disso, a resistência manual pode contribuir para uma melhor orientação do movimento realizado, atuando como um feedback positivo para o sujeito. Entretanto, outra forma de aplicar a resistência é através de faixas (MCLEAN et al., 2003), que podem oferecer melhor estabilidade durante as contrações. Pelo nosso conhecimento, nenhum estudo comparou esses dois métodos de aplicação de resistência durante a realização de contrações máximas. Além disso, não há um consenso na literatura em relação à melhor forma de fornecer tal resistência. É possível que o uso de resistência manual (feedback) associado ao uso de faixas (estabilidade) possa diminuir a variabilidade entre as contrações máximas.

Em geral, os valores de CCI considerando as análises interdias foi mais variável do que os obtidos a partir das análises intradia. Esse achado está de acordo com estudo

realizado por Oskouei e colaboradores (HASHEMI OSKOU EI; PAULIN; CARMAN, 2013). Essas diferenças entre a confiabilidade intradia e interdias pode estar relacionada ao reposicionamento dos eletrodos para registro da sEMG em dias diferentes, o qual representa uma importante fonte de variabilidade, mesmo quando todas as recomendações de posicionamento de eletrodos são seguidas corretamente (VEIERSTED, 1991).

Finalmente, algumas questões metodológicas devem ser consideradas. Embora o tamanho da amostra seja pequeno, o número de sujeitos avaliados foi similar à outros estudos de confiabilidade que avaliaram métodos de normalização da sEMG (DANKAERTS et al., 2004; HA et al., 2013). Além disso, a interpretação dos valores de CCI foi baseada nos intervalos de confiança, assegurando uma interpretação mais confiável dos resultados encontrados nesse estudo. Outras posições de teste têm sido reportadas na literatura, com cargas externas diferentes de 1 kg para a realização de contrações submáximas ou com diferentes tipos de resistência manual aplicadas para a realização das contrações máximas. Diferentes resistências e posições de teste podem causar diferentes padrões de ativação muscular. Embora nossos achados sejam aplicáveis apenas para as condições descritas nesse estudo, essas posições de teste são comumente reportadas na literatura.

3. DESDOBRAMENTO DO ESTUDO 1

A partir dos resultados encontrados no Estudo 1, foi possível concluir que, em geral, as contrações voluntárias submáximas apresentam maior confiabilidade intradia e interdias quando comparado às máximas, em mulheres jovens e com dor na região de pescoço e ombro. Dessa forma, recomenda-se o uso dessas contrações para normalização do sinal eletromiográfico nessa população.

Considerando ainda a falta de padronização dos métodos de normalização do sinal eletromiográfico e a partir de questões recentemente apontadas pela literatura, em que as diferenças de sexo no padrão de atividade muscular podem justificar a maior prevalência de LER/DORT entre as mulheres, foi identificada a necessidade de aprofundar a avaliação dos métodos de normalização do sinal eletromiográfico considerando essa temática, uma vez que a eletromiografia de superfície vem sendo amplamente utilizada em estudos que buscam investigar a diferença de sexo. É possível que o método empregado para a normalização do sinal eletromiográfico influencie nos resultados encontrados, considerando a diferença no padrão de atividade muscular de homens e mulheres que realizam o mesmo tipo de atividade ocupacional. Dessa forma, desenvolveu-se o Estudo 2, que teve como objetivo investigar se as diferenças de sexo variam de acordo com o método aplicado para normalização do sinal eletromiográfico registrado durante uma tarefa repetitiva. Nesse estudo, foram avaliados quatro métodos diferentes de normalização da sEMG considerando contrações máximas, submáximas para as quatro porções do músculo trapézio e serrátil anterior. O desenvolvimento do estudo contou com as colaborações da Prof^a. Julie Côté, da Universidade McGill, Canadá e do Prof. Pascal Max Madeleine, da Universidade de Aalborg, Dinamarca.

4. ESTUDO 2

A NORMALIZAÇÃO DA SEMG INFLUENCIA AS DIFERENÇAS DE SEXO NOS INDICADORES DE ATIVIDADE MUSCULAR DO OMBRO?

CID, M.M.; JANUARIO, L.B.; PADOVEZ, R.F.C.M.; CÔTÉ, J.; MADELEINE, P.;

OLIVEIRA, A.B.

O manuscrito será submetido ao *European Journal of Applied Physiology (EJAP)*.

4.1 Introdução

O papel de fatores de risco físicos e psicossociais no desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos na região de pescoço e ombro é bastante reconhecido (GALLAGHER; HEBERGER, 2013; GALLAGHER; JR., 2016; LIN et al., 2005; LUDEWIG; REYNOLDS, 2009; PUNNETT; WEGMAN, 2004). Entretanto, além dos fatores físicos, aspectos individuais também desempenham um importante papel no desenvolvimento dessas distúrbios. Dentre os fatores de risco individuais, o sexo merece destaque, considerando a alta prevalência de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (LER/DORT) entre as mulheres (ARVIDSSON et al., 2006; CASSOU et al., 2002; DAHLBERG et al., 2004).

Alguns fatores que contribuem para a maior predisposição das mulheres ao desenvolvimento de LER/DORT foram previamente investigados, e estão relacionados aos aspectos de sexo e gênero. A inadequação das adaptações ergonômicas dos postos de trabalho para as medidas antropométricas das mulheres (NORDANDER et al., 2008), a segregação de tarefas no mercado de trabalho (AASMOE et al., 2008), e as diferenças biológicas entre homens e mulheres (PERSSON et al., 2009) são alguns exemplos. Além disso, as diferenças de sexo no padrão de atividade muscular têm sido recentemente apontadas como importantes fatores que podem contribuir para maior prevalência de LER/DORT entre as mulheres (NORDANDER et al., 2008). Entretanto, estudos que tiveram como objetivo avaliar a diferença de sexo ainda são escassos. Algumas diferenças de sexo no padrão de atividade muscular durante a realização de tarefas repetitivas foram previamente identificadas, com as mulheres apresentando maior ativação muscular (ARVIDSSON et al., 2006; JOHANSEN et al., 2013; MEYLAND et al., 2014; NORDANDER et al., 2008), e menor padrão de repouso muscular do que os homens (ARVIDSSON et al., 2006; NORDANDER et al., 2008).

Uma importante ferramenta não invasiva, que permite o estudo da ativação muscular é a eletromiografia de superfície (sEMG). A sEMG fornece informações diretas do nível e padrão de ativação muscular (ARVIDSSON et al., 2006; FARINA, 2004; MEYLAND et al., 2014; NORDANDER et al., 2008). Uma prática comum e conhecida é a normalização do sinal eletromiográfico, aplicada para reduzir interferências intrínsecas e extrínsecas à magnitude do sinal, e permitir mais facilmente a comparação entre sujeitos e condições (BURDEN, 2010; MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995). Entretanto, não há um consenso na literatura em relação ao método de normalização da sEMG mais apropriado; muitos estudos usam a contração voluntária máxima (CVM) (Thorn et al. 2007; Veiersted et al. 2013), enquanto outros indicam o uso de contrações voluntárias submáximas (CVS) (DANKAERTS et al., 2004; HANSSON et al., 2000). Alguns autores têm ainda normalizado o sinal eletromiográfica a partir de uma contração de referência envolvendo mais de um músculo de interesse (HOLTERMANN et al., 2009b; SAMANI et al., 2009). Em uma revisão da literatura, Burden (2010) defende o método de normalização da sEMG a partir da CVM, para sujeitos saudáveis. Essa questão metodológica tem consequências importantes, uma vez que, por exemplo, estudos anteriores que investigaram as diferenças de sexo na ativação muscular, utilizando a sEMG, encontraram diferenças no sinal eletromiográfico normalizado (ANDERS et al., 2004, 2007; JOHANSEN et al., 2013; SZUCS; BORSTAD, 2013), enquanto nenhuma diferença de sexo foi encontrada nos valores RMS brutos (JOHANSEN et al., 2013).

Diversos estudos que buscam avaliar as diferenças de sexo na ativação muscular a partir da sEMG, têm utilizado as CVM para normalização (ARVIDSSON et al., 2006; JOHANSEN et al., 2013; MEYLAND et al., 2014; NORDANDER et al., 2008). Entretanto, nós podemos questionar se essas diferenças de sexo

identificadas no sinal eletromiográfico normalizado pela médias das CVM são devido às diferenças reais no sinal eletromiográfico experimental sob investigação (o numerador, quando normalizado) ou às diferenças no sinal das CVM (o denominador).

Portanto, além da falta de informação em relação às diferenças de sexo na ativação muscular, é necessário investigar também, o efeito do método de normalização da sEMG nos dados de comparação dos sexos. O objetivo do presente estudo foi investigar se as diferenças de sexo variam de acordo com o método aplicado para normalização da sEMG registrada durante uma tarefa experimental. Nossa hipótese foi de que o uso de diferentes métodos para normalizar um conjunto de dados experimentais da sEMG, poderia levar à um efeito nas diferenças de sexo observadas no conjunto de dados.

4.2 Métodos

4.2.1 Sujeitos

Dezessete mulheres (22,6±2,6 anos, 59,2±10,6 Kg e 164,8±7,1 cm) e dezenove homens (24,9±3,6 anos, 75,8±11,7 Kg e 177,7±7,3 cm) participaram do estudo. Todos os participantes eram jovens adultos com idade entre 18 e 35 anos, sem a presença de dor ou desconforto na regiões de pescoço e ombro, com Índice de Massa Corporal (IMC) entre 18,5 e 24,9 kg/m² e sem experiência em trabalho manual repetitivo.

Os sujeitos foram selecionados de acordo com os resultados obtidos a partir da aplicação do Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares (QNSO) e da Escala Visual Analógica (EVA) para identificar a presença de sintomas na região de pescoço e ombro e sua intensidade. Sujeitos que relataram alterações no pescoço e ombro no QNSO, e dor no pescoço nos últimos sete dias com intensidade maior que zero, não

foram incluídos. Além disso, voluntários que relataram a presença de doenças circulatórias, reumáticas ou inflamatórias ou que realizassem esportes de arremesso, também foram excluídos. Esse estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSCar (Protocolo #49259215.9.0000.5504).

4.2.2 Normalização da sEMG

O sinal eletromiográfico foi registrado a partir das quatro porções do músculo trapézio, do lado dominante: trapézio superior- fibras claviculares (TS-C), trapézio superior- fibras acromiais (TS-A), trapézio médio (TM) e trapézio inferior (TI), bem como do músculo serrátil anterior (SA). Um dispositivo portátil foi usado (Myomonitor IV, Delsys, Boston, USA). Eletrodos simples diferencial (DE-2.3, Delsys, Boston, USA) foram fixados à pele a partir de um adesivo dupla-face (Delsys). Antes do acoplamento dos eletrodos a pele foi higienizada com álcool etílico 70% e tricotomizada para melhorar a impedância.

O eletrodo do TS-C foi acoplado a 20% lateral ao ponto médio da vértebra C4 e o 1/3 posterior lateral da clavícula (ZANCA et al., 2014); O eletrodo do TS-A foi acoplado 2 cm lateral ao ponto médio entre a vértebra C7 e o acrômio, na direção das fibras musculares (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995); O eletrodo do TM foi acoplado 20% medial ao ponto médio entre o bordo medial da escápula e a vértebra T4 e o eletrodo do TI foi acoplado aproximadamente 33% medial ao ponto médio entre o bordo medial da escápula e a vértebra T8 (HOLTERMANN et al., 2009a). O eletrodo do SA foi acoplado ao nível do 7º espaço intercostal, na linha axilar média (HARDWICK et al., 2006). O eletrodo de referência foi fixado no manúbrio do esterno. Os sinais foram amostrados a 1000 Hz e acondicionados pelo amplificador principal (Myomonitor IV, DelSys, Boston, USA) com ganho definido em 2000 vezes para todas

as porções do músculo trapézio e em 6000 para o serrátil anterior, a partir de um conversor A/D, com resolução de 16-bits.

Uma série de contrações voluntárias foi inicialmente registrada para fornecer valores de referência para a normalização do sinal eletromiográfico. Quatro diferentes métodos envolvendo contrações isométricas máximas e submáximas para as quatro porções do músculo trapézio e do SA, foram aplicados. Todas as séries de contrações foram compostas por 3 repetições com duração de 5 segundos, com intervalos de 1 minuto entre elas. Para as CVM, cada músculo foi avaliado individualmente e a resistência foi aplicada contra uma faixa conectada à uma placa de força fixada ao chão, associado à um estímulo verbal para produção de máximo esforço de cada voluntário. A força produzida foi mensurada a partir de um dinamômetro (Kratos, DDK, 20kgf, São Paulo, Brasil). A série de CVS, com carga externa fornecida por um halter de 1kg (CVS_{1kg}) foi realizada de acordo com o mesmo protocolo (BALCI; AGHAZADEH, 2004). Outros dois tipos de CVS foram realizadas pela média de um único registro para os cinco músculos de interesse: (1) com carga determinada de acordo com o peso corporal (CVS_{PC}) – sujeitos com massa corporal menor que 68,1 kg usaram um halter de 1,4 kg, enquanto que sujeitos com massa corporal igual ou maior que 68,1 kg usaram um halter de 2,3 kg (MCCLURE et al., 2009); (2) com carga equivalente à 25% da CVM para o TS-A ($CVS_{25\%}$). Para todas as séries de contrações submáximas, o voluntário foi orientado a sustentar a carga pré-determinada durante 5 segundos.

Para as CVM e CVS do TS-C, o sujeito teve seu braço dominante abduzido a 90° no plano frontal, com a palma da mão voltada para baixo, e pescoço estendido e rodado para o lado contralateral (ZANCA et al., 2014). Para o TS-A, o sujeito teve seu braço dominante abduzido à 90° no plano frontal, com a palma da mão voltada para baixo, e pescoço em posição neutra (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995). Para

ambos, TM e TI, o sujeito foi posicionado em decúbito ventral. Para o TM, o membro dominante foi abduzido a 90°, paralelo à maca, associado à rotação lateral do ombro a 90°; Para o TI, o braço foi alinhado em direção às fibras musculares, abduzido à aproximadamente 120° (COOLS et al., 2007b). E ambas as posições a palma da mão estava voltada para baixo. Para avaliação do SA, o sujeito teve seu braço dominante flexionado à 125° no plano sagital, associado à protração da escápula, com a palma da mão voltada para baixo (EKSTROM; SODERBERG; DONATELLI, 2005).

O registro das CVS_{PC} e das CVS_{25%} foi realizado durante 5 segundos, enquanto o sujeito teve seu braço dominante abduzido a 90° no plano frontal, com a palma da mão voltada para baixo e pescoço em posição neutra (MATHIASSEN; WINKEL; HÄGG, 1995). A ordem das avaliações para todos os músculos foi randomizada e pareada entre os dois grupos.

4.2.3 Tarefa Simulada

A tarefa repetitiva foi baseada no alcance e manipulação de objetos, com escolha, encaixe e descarte de peças. A realização dessa tarefa, exigiu a manutenção da mesma postura do membro superior associado à movimentos repetitivos. O sujeito permaneceu sentado em frente a uma mesa ajustável, que foi posicionada de forma a garantir que ele/ela estivesse em uma posição confortável de acordo com os ajustes ergonômicos recomendados para esse tipo de tarefa (pés apoiados no chão, joelhos e quadril posicionados a 90° de flexão e superfície de trabalho alinhada à altura do cotovelo dos sujeitos). O membro superior dominante foi posicionado a 60° de abdução e então uma barreira foi ajustada abaixo do cotovelo para garantir a manutenção do braço nessa posição durante a realização da tarefa.

Uma placa de madeira horizontal foi posicionada sobre a mesa, com seis diferentes formatos para encaixe. Um recipiente com as peças de encaixe correspondentes e outro recipiente para descarte das peças não encaixáveis foi posicionado sobre a mesa. As peças não encaixáveis eram ligeiramente maiores que os locais de encaixe da placa, e corresponderam à 30% da quantidade total de peças. Cada peça tinha uma cor diferente, de acordo com o seu formato. A tarefa consistiu em três etapas: 1. Escolha e manipulação de peças; 2. Encaixe da peça na placa de madeira, de acordo com a ordem de colunas determinadas pelos diferentes formatos dos locais de encaixe; 3. Descarte de peças que não se encaixam na placa. O ritmo da tarefa foi determinado à 21 peças por minuto, que caracteriza uma tarefa altamente repetitiva de acordo com Ohlsson e colaboradores (OHLSSON; ATTEWELL; SKERFVING, 1989). Todos os sujeitos realizaram a familiarização da tarefa antes do início do experimento. Eles foram orientados a realizar a tarefa até serem capazes de manter o ritmo pré-determinado.



Figura 1. Placa de madeira e recipientes com as peças de encaixe, usados na tarefa repetitiva.

A tarefa foi realizada continuamente durante quatro minutos. O tempo de tarefa foi determinado com o objetivo de garantir que não houvesse indução de fadiga muscular. Estudos realizados anteriormente (EMERY; CÔTÉ, 2012; FEDOROWICH et al., 2013; FULLER; FUNG; CÔTÉ, 2011; SRINIVASAN et al., 2016) que também investigaram a realização de tarefas repetitivas, detectaram sinais de fadiga muscular com uma média de 6 a 8 minutos em homens e mulheres saudáveis.

4.3 Análise de Dados

4.3.1 Processamento da sEMG

Todos os sinais eletromiográficos foram processados utilizando o software Matlab (v 8.0, The Mathworks Inc., Natick, MA, USA), corrigidos em relação ao offset e filtrados com filtro Butterworth de quarta ordem, passa-banda de 30 a 450 Hz e atraso de fase 0. Os sinais obtidos a partir das contrações de normalização foram convertidos em RMS usando janelas móveis de 100 ms, sem sobreposição, e o valor máximo (CVM) ou o valor médio (CVS_{1kg} , CVS_{PC} , $CVS_{25\%}$) foram usados para a normalização do sinal registrado durante a realização de tarefa.

O sinal eletromiográfico registrado durante a tarefa experimental foi convertido em RMS a partir de janelas de 1 segundo, sem sobreposição. Os dados brutos e normalizados foram analisados. A análise da Função de Distribuição de Probabilidade de Amplitude (Amplitude Probability Distribution Function - APDF) foi aplicada, e os percentis 10 (P10), 50 (P50) e 90 (P90) foram obtidos. O P10 representa a carga estática, o P50 representa a carga muscular média, enquanto o P90 representa o pico de carga (JONNISON, 1982).

4.3.2 Eficiência Neuromuscular

A eficiência neuromuscular, definida como a capacidade de resposta muscular à estímulos elétricos/neurais, foi avaliada dividindo a força máxima (Newton) pela ativação muscular (valores RMS) produzidas na CVM (BORJI et al., 2013).

4.3.3 Análise Estatística

Todos os dados foram testados em relação à normalidade a partir do teste de Shapiro-Wilk. Uma vez que esses pressupostos foram atendidos, uma análise de variância (ANOVA) de dois fatores foi aplicada para as análises APDF e valores RMS obtidos durante as contrações de normalização. Foram considerados o método de normalização e o sexo, como fatores intra e entre sujeitos, respectivamente. A interação entre sexo e método de normalização foi considerada nas análises. O tamanho de efeito foi reportado usando o partial eta squared (η^2). De acordo com o índice de Cohen, efeito pequeno corresponde à $\eta^2 = 0,0099$, efeito médio à $\eta^2 = 0,0588$, e efeito grande à $\eta^2 = 0,1379$ (RICHARDSON, 2011).

A força produzida durante as CVM foi comparada na diferença de sexo a partir de um teste t para amostras independentes. Todos os testes foram realizados no software SPSS (Statistical Package for Social Science, v. 17). O nível de significância foi determinado a 0,05 (5%), e se um efeito significativo foi encontrado, um teste de post-hoc usando a correção de Bonferroni foi realizado.

4.4 Resultados

A tabela 1 apresenta os resultados das análises APDF para os sinais brutos e normalizados para homens e mulheres. Uma interação significativa entre sexo e método de normalização foi observada nos músculos TI ($F=4,10$; $P=0,02$; $\eta^2=0,11$), e SA

($F=3,18$; $P=0,05$; $\eta^2=0,09$) para o P50, e nos músculos TM ($F=5,21$; $P=0,01$; $\eta^2=0,13$), TI ($F=4,47$; $P=0,01$; $\eta^2=0,12$) e SA ($F=3,20$; $P=0,05$; $\eta^2=0,09$) para o P90. As análises post-hoc mostraram que essas interações, para ambos P50 [TI ($F=7,88$; $P=0,01$; $\eta^2=0,19$); SA ($F=17,38$; $P<0,01$; $\eta^2=0,34$)] e P90 [TM ($F=4,02$; $P=0,05$; $\eta^2=0,11$); TI ($F=9,06$; $P=0,01$; $\eta^2=0,21$); SA ($F=15,84$; $P<0,01$; $\eta^2=0,32$)], apareceram apenas quando o sinal foi normalizado a partir da $CVS_{25\%}$ (Tabela 1). Apesar de diferenças significativas terem sido observadas para os músculos TM, TI e SA, tamanhos de efeito médio ou grande (Tabela 2) foram encontrados para todos os músculos na comparação de homens e mulheres. Além disso, quando o sinal foi normalizado pela CVM, tamanho de efeito médio e grande para as diferenças de sexo também foram observados (Tabela 2).

Nenhuma diferença de sexo foi encontrada na ativação muscular durante as contrações de normalização ($F=1,12$; $P=0,40$). Homens e mulheres apresentaram valores RMS similares durante as quatro diferentes contrações de normalização para todos os músculos avaliados (Tabela 3). Entretanto, a força máxima produzida durante as CVM (Tabela 4) foi pelo menos 50% maior nos homens quando comparado às mulheres para todos os músculos ($P < 0,001$). Além disso, os homens mostraram maior eficiência neuromuscular ($P \leq 0,03$) do que as mulheres para todas as porções do músculo trapézio (Tabela 4).

Tabela 1. Valores de média (desvio padrão) das análises APDF, nos percentis 10, 50 e 90, obtidos dos sinais brutos e normalizados a partir de quatro diferentes contrações musculares (CVM, CVS_{1kg} , CVS_{PC} e $CVS_{25\%}$), registrados durante toda a tarefa para todas as porções dos músculos trapézio (fibras acromiais do trapézio superior – TS-A, fibras claviculares do trapézio superior – TS-C, trapézio médio - TM, trapézio inferior - TI) e do músculo serrátil anterior (SA), em homens e mulheres.

	Bruto (mV)		CVM (%)		CVS_{1kg} (%)		CVS_{PC} (%)		$CVS_{25\%}$ (%)	
	Mulheres	Homens	Mulheres	Homens	Mulheres	Homens	Mulheres	Homens	Mulheres	Homens
<i>Percentil 10 - RMS</i>										
TS-A	0,038 (0,016)	0,037 (0,013)	11,93 (3,42)	9,32 (2,55)	49,29 (14,75)	55,48 (19,27)	35,38 (6,75)	34,64 (8,45)	28,44 (7,31)	20,67 (5,57)
TS-C	0,016 (0,008)	0,013 (0,006)	9,37 (4,18)	5,99 (3,82)	29,39 (12,66)	31,55 (22,05)	32,14 (9,16)	31,40 (11,78)	26,24 (7,14)	17,53 (7,67)
TM	0,007 (0,002)	0,006 (0,003)	3,86 (1,62)	4,99 (3,67)	8,90 (4,47)	11,75 (8,07)	19,50 (7,29)	25,10 (10,78)	18,24 (8,55)	14,91 (6,19)
TI	0,010 (0,006)	0,010 (0,007)	4,82 (2,27)	4,16 (2,09)	8,82 (3,90)	9,45 (5,79)	22,66 (11,30)	24,06 (11,94)	20,06 (11,50)	13,88 (6,65)
SA	0,004 (0,005)	0,002 (0,002)	6,86 (2,45)	4,33 (4,42)	19,94 (12,25)	18,85 (17,51)	22,90 (8,90)	18,89 (10,28)	20,70 (9,30)	9,96 (5,72)
<i>Percentil 50 - RMS</i>										
TS-A	0,057 (0,023)	0,057 (0,020)	18,08 (5,13)	14,16 (3,72)	74,61 (22,01)	85,35 (32,32)	53,64 (10,58)	52,88 (12,80)	43,13 (11,29)	31,57 (8,69)
TS-C	0,024 (0,011)	0,020 (0,010)	14,14 (6,16)	9,46 (6,49)	44,42 (18,83)	49,53 (35,55)	48,75 (14,43)	48,32 (17,23)	39,95 (11,81)	27,02 (11,69)
TM	0,015 (0,007)	0,014 (0,006)	8,30 (2,96)	10,37 (7,17)	18,67 (7,39)	24,27 (14,50)	42,12 (13,08)	52,37 (19,26)	38,70 (14,55)	31,40 (12,12)
TI	0,024 (0,013)	0,022 (0,012)	11,43 (4,43)	9,47 (3,92)	20,87 (6,96)	21,12 (10,75)	53,56 (17,92)	54,95 (20,52)	46,67 (18,69)	31,89 (12,64)*
SA	0,006 (0,007)	0,004 (0,003)	11,36 (3,91)	7,57 (6,97)	32,60 (18,81)	34,58 (30,15)	38,00 (14,64)	34,16 (16,46)	34,14 (14,55)	17,73 (8,62)*
<i>Percentil 90 - RMS</i>										
TS-A	0,087 (0,037)	0,087 (0,029)	27,66 (8,20)	21,46 (5,78)	113,77 (32,46)	130,06 (51,66)	82,07 (17,52)	80,27 (20,42)	66,07 (18,68)	47,89 (13,65)
TS-C	0,036 (0,017)	0,030 (0,016)	21,26 (9,44)	14,56 (10,46)	66,47 (27,76)	76,19 (55,25)	73,02 (21,80)	73,30 (25,54)	60,01 (18,49)	41,27 (18,29)
TM	0,030 (0,015)	0,027 (0,014)	16,33 (5,71)	19,10 (12,17)	36,35 (13,23)	45,10 (24,60)	83,75 (27,49)	98,79 (31,75)	76,38 (30,02)	59,26 (20,85)*
TI	0,045 (0,023)	0,041 (0,021)	21,15 (7,91)	17,51 (6,77)	38,43 (11,69)	38,81 (18,46)	98,87 (29,59)	102,61 (35,80)	85,76 (30,88)	59,23 (21,67)*
SA	0,010 (0,011)	0,007 (0,005)	17,94 (6,22)	12,26 (11,11)	51,04 (28,17)	57,29 (50,46)	59,78 (21,94)	56,24 (28,85)	53,87 (22,75)	28,96 (14,29)*

* Diferença significativa entre homens e mulheres nas análises post-hoc para o sinal eletromiográfico normalizado a partir da $CVS_{25\%}$ ($P \leq 0,05$).

Tabela 2. *Partial eta squared* (η^2) das análises da ANOVA considerando a interação entre grupo e normalização para os percentis 10, 50 e 90 das análises APDF, para os sinais bruto e normalizados a partir de quatro diferentes contrações musculares (CVM, CVS_{1kg}, CVS_{PC} e CVS_{25%}), registrados durante toda a tarefa para todas as porções do músculo trapézio (fibras acromiais do trapézio superior – TS-A, fibras claviculares do trapézio superior – TS-C, trapézio médio - TM, trapézio inferior - TI) e do músculo serrátil anterior (SA), em homens e mulheres.

	Bruto	CVM	CVS_{1kg}	CVS_{PC}	CVS_{25%}
<i>Percentil 10</i>					
TS-A	<0,01	0,17	0,03	<0,01	0,28
TS-C	0,05	0,16	<0,01	<0,01	0,27
TM	0,01	0,04	0,05	0,09	0,05
TI	<0,01	0,02	<0,01	<0,01	0,11
SA	0,05	0,11	<0,01	0,04	0,34
<i>Percentil 50</i>					
TS-A	<0,01	0,17	0,04	<0,01	0,26
TS-C	0,04	0,13	0,01	<0,01	0,24
TM	0,01	0,04	0,06	0,09	0,07
TI	0,01	0,06	<0,01	<0,01	0,19
SA	0,04	0,10	<0,01	0,02	0,34
<i>Percentil 90</i>					
TS-A	<0,01	0,17	0,04	<0,01	0,25
TS-C	0,03	0,11	0,01	<0,01	0,22
TM	0,01	0,02	0,05	0,06	0,11
TI	0,01	0,06	<0,01	<0,01	0,21
SA	0,04	0,09	0,01	0,01	0,32

Tabela 3. Média (desvio padrão) do maior valor RMS obtido nas três repetições da CVM, e média (desvio padrão) da média dos valores RMS obtidos nas três repetições da SVC_{1kg}, SVC_{PC}, SVC_{25%}, para todas as porções do músculo trapézio (fibras acromiais do trapézio superior – TS-A, fibras claviculares do trapézio superior – TS-C, trapézio médio - TM, trapézio inferior - TI) e do músculo serrátil anterior (SA). Os dados são apresentados em mV, e representam os valores aplicados para normalizar o sinal registrado durante a tarefa.

	CVM		CVS _{1kg}		CVS _{PC}		CVS _{25%}	
	Mulheres	Homens	Mulheres	Homens	Mulheres	Homens	Mulheres	Homens
TS-A	0,34 (0,18)	0,43 (0,19)	0,08 (0,04)	0,07 (0,03)	0,11 (0,06)	0,11 (0,04)	0,15 (0,09)	0,19 (0,08)
TS-C	0,19 (0,10)	0,29 (0,22)	0,06 (0,03)	0,06 (0,04)	0,05 (0,03)	0,04 (0,02)	0,07 (0,04)	0,09 (0,06)
TM	0,20 (0,10)	0,18 (0,11)	0,09 (0,06)	0,07 (0,05)	0,04 (0,02)	0,03 (0,02)	0,05 (0,03)	0,05 (0,03)
TI	0,24 (0,16)	0,24 (0,12)	0,12 (0,06)	0,11 (0,05)	0,05 (0,03)	0,04 (0,02)	0,06 (0,04)	0,08 (0,04)
SA	0,06 (0,06)	0,08 (0,07)	0,02 (0,02)	0,02 (0,02)	0,02 (0,02)	0,02 (0,02)	0,02 (0,03)	0,03 (0,03)

Tabela 4. Média (desvio padrão), e valores de *P* para as comparações de sexo da força máxima (N), e média (desvio padrão), e valores de *P* para as comparações de sexo da eficiência neuromuscular (N/mV). Os dados utilizados para essas análises foram registrados durante as três repetições da CVM, para todas as porções do músculo trapézio (fibras acromiais do trapézio superior – TS-A, fibras claviculares do trapézio superior – TS-C, trapézio médio - TM, trapézio inferior - TI) e do músculo serrátil anterior, em homens e mulheres.

	Força Máxima (N)			Eficiência Neuromuscular (N/mV)		
	Mulheres	Homens	<i>P</i>	Mulheres	Homens	<i>P</i>
TS-A	111,50 (37,67)	250,52(68,29)	<0,001	377,64 (170,39)	636,33 (287,26)	0,003
TS-C	101,19 (31,39)	233,61 (69,63)	<0,001	642,61 (367,39)	1092,55 (651,11)	0,017
TM	58,96 (22,65)	120,20 (49,89)	<0,001	356,65 (249,58)	828,83 (821,39)	0,029
TI	53,43 (19,65)	105,99 (44,71)	<0,001	285,05 (209,70)	514,26 (396,52)	0,036
SA	94,51 (35,15)	225,72 (74,06)	<0,001	3597,71 (3324,67)	4237,68 (3102,19)	0,560

4.5 Discussão

Os resultados estão de acordo com nossa hipótese de que a magnitude das diferenças de sexo na amplitude da sEMG dos músculos trapézio e serrátil anterior varia de acordo com o método adotado para normalização do sinal eletromiográfico. As diferenças de sexo foram identificadas para os músculos TM, TI e SA, em ambos os percentis 10 e 50, considerando as análises APDF, quando o sinal eletromiográfico registrado durante a tarefa foi normalizado pela $CVS_{25\%}$. Nesse caso, as mulheres mostraram maior atividade muscular que os homens. Um comportamento similar foi observado quando o sinal eletromiográfico foi normalizado pela CVM. Apesar de nenhuma diferença significativa ter sido encontrada, valores de η^2 indicaram tamanho de efeito médio e grande para todos os músculos. Interessantemente, a amplitude da sEMG foi similar em homens e mulheres durante a realização das CVM para todos os músculos isoladamente mas a força produzida foi maior para os homens do que para as mulheres. Conseqüentemente, os homens apresentaram maior eficiência neuromuscular do que as mulheres.

As diferenças entre homens e mulheres observadas quando o sinal foi normalizado pela ativação elétrica máxima estão de acordo com outros estudos disponíveis na literatura. Mulheres apresentam maior ativação muscular que os homens quando o sinal é normalizado a partir de CVM (ARVIDSSON et al., 2006; JOHANSEN et al., 2013; NORDANDER et al., 2008). Além disso, em um estudo realizado por Johansen e colaboradores (JOHANSEN et al., 2013), diferenças de sexo foram identificadas apenas nos valores de amplitude normalizados.

A normalização da sEMG é sempre um procedimento desafiador. Considerando a importância de reduzir interferências intrínsecas e extrínsecas, a normalização é recomendada com o objetivo de permitir comparações entre sujeitos e condições

(BURDEN, 2010). Entretanto, pode apresentar problemas, por exemplo, em estudos de intervenção ou ao lidar com pacientes (VISSER; VAN DIEËN, 2006). Apesar das CVM terem sido recomendadas como um método aceitável para normalização da amplitude do sinal eletromiográfico (BURDEN, 2010), ainda existem algumas questões a serem apontadas. A capacidade de um sujeito realizar seu máximo esforço não está apenas relacionada à sua condição física, mas também à aspectos subjetivos, como motivação ou questões psicossociais (DANKAERTS et al., 2004). Portanto, quando as diferenças de sexo, são identificadas apenas nos dados normalizados a partir de um esforço máximo (direta ou indiretamente, como no caso das $CVS_{25\%}$), a significância das diferenças encontradas entre os sexos poderia ser questionada.

No entanto, nossos resultados mostraram que os homens produziram 50% mais força do que as mulheres nas CVM, com o mesmo nível de ativação elétrica para todos os músculos avaliados. A baixa produção de força nas mulheres está de acordo com um estudo realizado por Meyland e colaboradores (MEYLAND et al., 2014), no qual mulheres produziram menos força durante CVM que os homens para os músculos do antebraço e para o músculo supraespinhal. Esses achados podem ser explicados por diferenças morfológicas, uma vez que tem sido demonstrado que mulheres apresentam relativamente maior número de fibras musculares do tipo I (HAIZLIP; HARRISON; LEINWAND, 2015). Tais fibras correspondem à menores unidades motoras, e têm menor capacidade de produzir força (CÔTÉ, 2012). Dessa forma, apesar de apresentarem o mesmo nível de ativação muscular durante a realização de contrações máximas, é possível que um maior número de unidades motoras estejam envolvidas na produção de um máximo esforço para as mulheres, quando comparado aos homens. Por outro lado, alguns estudos têm demonstrado que embora não hajam diferenças de sexo relacionadas à proporção dos tipos de fibras, mulheres apresentam fibras musculares do

tipo I maiores do que as do tipo II, indicando que a área ocupada por cada tipo de fibra é diferente entre homens e mulheres (MANNION et al., 1996; STARON et al., 2000). Além disso, homens apresentam fibras musculares com maior área de secção transversa quando comparado às mulheres (HAIZLIP; HARRISON; LEINWAND, 2015; MANNION et al., 1996; STARON et al., 2000), o que indica maior massa muscular na população masculina (HAIZLIP; HARRISON; LEINWAND, 2015). A menor força muscular encontrada nas mulheres pode resultar em limitações funcionais durante a realização de tarefas motoras quando comparado aos homens, o que pode explicar a maior prevalência de distúrbios musculoesqueléticos nas mulheres (CÔTÉ, 2012).

Além disso, os homens mostraram maior eficiência neuromuscular que as mulheres para todas as porções do músculo trapézio. Considerando as diferenças de sexo no desempenho muscular, como a habilidade de gerar torque no membro superior, essa diferença pode estar relacionada não apenas à capacidade de produzir máxima força, mas também à fatores neurais (INGLIS et al., 2013). Assim, de acordo com os nossos achados, homens podem ter mecanismos neurais mais eficientes associados à contração muscular, uma vez eles mostraram uma maior capacidade de produzir força a partir da mesma quantidade de atividade elétrica muscular que as mulheres. Além disso, outros aspectos relacionados ao controle neuromuscular e padrão de atividade muscular, como a variabilidade motora e respostas à fadiga muscular, têm sido considerados na avaliação das diferenças de sexo (CÔTÉ, 2012; GE et al., 2005). Considerando a variabilidade motora, têm sido mostrado que homens e mulheres apresentam diferentes estratégias motoras, em resposta à fadiga muscular (FEDOROWICH et al., 2013) e durante a realização de contrações isométricas (SVENDSEN; MADELEINE, 2010) ou tarefas repetitivas (JOHANSEN et al., 2013). Tais diferenças nas estratégias motoras

podem estar relacionadas à maior prevalência de desordens musculoesqueléticas observada nas mulheres.

Além disso, mulheres são mais resistentes à fadiga muscular (HUNTER; CRITCHLOW; ENOKA, 2004), o que pode levar à exposição das mesmas estruturas musculoesqueléticas por longos períodos de tempo, e assim, levar ao desenvolvimento de LER/DORT. De acordo com a hipótese das fibras Cinderelas, as fibras musculares do tipo I são as primeiras a serem recrutadas e permanecem ativas durante toda a duração da contração (HÄGG, 1991). Considerando que mulheres apresentam mais fibras musculares do tipo I do que os homens, o risco de um tipo de sobrecarga que pode levar à desordens musculoesqueléticas é exacerbado nas mulheres. Estudos disponíveis na literatura têm demonstrado forte associação entre ativação muscular sustentada por longos períodos e desenvolvimento de desordens e dor na região de pescoço/ombro (HANVOLD et al., 2013; MADELEINE, 2010; SJØGAARD; LUNDBERG; KADEFORS, 2000).

Os resultados do presente estudo, apontam que as diferenças de sexo na atividade muscular varia de acordo com o método aplicado para normalização da sEMG. O sinal eletromiográfico registrado durante uma tarefa dinâmica, normalizado em relação à máximos esforços foi capaz de mostrar diferenças de sexo. Apesar de existirem recomendações da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK) e do projeto SENIAM (eletromiografia de superfície para a avaliação não invasiva dos músculos), em relação à normalização da sEMG, ainda não há um consenso na literatura sobre essa questão (JANUARIO et al., 2016). Muitos estudos têm usado CVM (NAKAMURA; TSURUIKE; ELLENBECKER, 2016; PEREIRA et al., 2015; SZUCS; BORSTAD, 2013), enquanto outros utilizaram CVS (MATHIASSEN et al., 2014; WANG et al., 2014) para normalizar o sinal eletromiográfico dos músculos do

membro superior. Nossos resultados mostraram claramente que o sinal registrado durante a tarefa de interesse é importante quando o sexo/gênero está sob investigação, bem como o método usado para normalizar a sEMG. A combinação de ambos, tarefa e método de normalização podem mesmo gerar diferentes resultados na comparação de sexos. Pesquisadores que buscam avaliar diferenças de sexo/gênero devem estar cientes disso ao planejarem seus experimentos.

Nossos achados estão relacionados à população jovem e saudável, e a generalização para outros grupos, como sujeitos sob condições dolorosas, não é recomendada. Contudo, o uso de CVS para a normalização da sEMG tem sido recomendado para pacientes (DANKAERTS et al., 2004). Portanto, mais estudos são necessários para permitir uma melhor compreensão sobre as diferenças de sexo no padrão de atividade muscular considerando outras populações.

4.6 Conclusão

O presente estudo mostrou que o método aplicado para normalizar os dados de sEMG altera os resultados estatísticos da comparação de sexo no nível de ativação muscular dos membros superiores durante uma tarefa repetitiva e de baixa carga, considerando sujeitos saudáveis. Nossos resultados mostraram que homens e mulheres apresentam o mesmo nível de ativação eletromiográfica durante CVM, mas homens produzem pelo menos 50% mais força do que as mulheres.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

- As contrações voluntárias submáximas apresentam maior confiabilidade intradia e interdias quando comparado às máximas, considerando a avaliação do músculo trapézio de mulheres saudáveis e com dor na região de pescoço e ombro. Dessa forma, é recomendado que métodos que envolvam contrações submáximas sejam utilizados para a normalização do sinal eletromiográfico na avaliação dessa população.
- As contrações voluntárias máximas podem apresentar menor confiabilidade quando comparado às submáximas devido à dificuldade de controlar e monitorar o esforço do sujeito durante sua realização. Além disso, as contrações máximas são influenciadas por fatores motivacionais e psicossociais, bem como pela presença de sintomas dolorosos, que podem representar uma importante fonte de variabilidade.
- O método de normalização do sinal eletromiográfico pode influenciar os resultados encontrados na avaliação da diferença de sexo considerando o padrão de atividade dos músculos trapézio e serrátil anterior durante a realização de uma tarefa de caráter repetitivo.
- Considerando a diferença de sexo, homens são capazes de produzir maior força muscular durante a realização de contrações voluntárias máximas. Entretanto, o nível de ativação muscular durante o esforço máximo é o mesmo na população feminina e masculina. Além disso, homens apresentam maior eficiência neuromuscular quando comparado às mulheres. Assim, para realizar o mesmo esforço, mulheres necessitam de maior atividade elétrica do que homens.
- Considerando a normalização do sinal eletromiográfico a partir de quatro condições diferentes, o método baseado em uma contração submáxima que envolva todos os músculos de interesse, com carga determinada a partir de um esforço muscular máximo (25% da CVM) foi o único capaz de evidenciar diferenças de sexo no padrão

de atividade dos músculos trapézio e serrátil anterior durante a realização de uma tarefa simulada, em que foi possível identificar maior ativação muscular presente nas mulheres quando comparado aos homens. Além disso, a utilização desse método pode apresentar vantagens relacionadas à sua fácil aplicabilidade, uma vez que considera a ativação de diversos músculos a partir de um único tipo de contração muscular. Entretanto, ao considerar indivíduos com dor, é necessário que haja cautela, pois a realização de esforços máximos pode causar piora dos sintomas e dessa forma ser fonte de variabilidade, comprometendo assim a confiabilidade dessa contração.

6. REFERÊNCIAS

- AASMOE, L. et al. Musculoskeletal symptoms among seafood production workers in North Norway. **Occupational Medicine**, v. 58, n. 1, p. 64–70, 2008.
- ALLISON, G. T.; GODFREY, P.; ROBINSON, G. EMG signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 8, n. 1, p. 51–57, 1998.
- ALLISON, G. T.; MARSHALL, R. N.; SINGER, K. P. EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 3, n. 4, p. 236–244, 1993.
- ANDERS, C. et al. Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 6, p. 699–707, 2004.
- ANDERS, C. et al. Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. **European Journal of Applied Physiology**, v. 101, n. 2, p. 195–205, 2007.
- ARVIDSSON, I. et al. Musculoskeletal disorders among female and male air traffic controllers performing identical and demanding computer work. **Ergonomics**, v. 49, n. 11, p. 1052–1067, 2006.
- BALCI, R.; AGHAZADEH, F. Effects of exercise breaks on performance, muscular load, and perceived discomfort in data entry and cognitive tasks. **Computers and Industrial Engineering**, v. 46, p. 399–411, 2004.
- BARROS, E. N. C.; ALEXANDRE, N. M. C. Cross-cultural adaptation of the Nordic musculoskeletal questionnaire. **International nursing review**, v. 50, n. 2, p. 101–8, jun. 2003.
- BORJI, R. et al. Neuromuscular fatigue during high-intensity intermittent exercise in individuals with intellectual disability. **Research in Developmental Disabilities**, v. 34, n. 12, p. 4477–4484, 2013.
- BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 6, p. 1023–1035, 2010.
- CANDOTTI, C. et al. Use of electromyography to assess pain in the upper trapezius and lower back muscles within a fatigue protocol. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 13, n. 2, p. 144–151, abr. 2009.
- CASSOU, B. et al. Chronic neck and shoulder pain, age, and working conditions: longitudinal results from a large random sample in France. **Occupational and environmental medicine**, v. 59, n. 8, p. 537–544, 2002.
- COOLS, A. M. et al. Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe? **The American journal of sports medicine**, v. 35, p. 1744–1751, 2007a.
- COOLS, A. M. et al. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 17, n. 1, p. 25–33, 2007b.
- COTE, J. N. et al. Effects of fatigue on intermuscular coordination during repetitive hammering. **Motor control**, v. 12, n. 2, p. 79–92, 2008.
- CÔTÉ, J. N. A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. **Ergonomics**, v. 55, n. 2, p. 173–182, 2012.
- DAHLBERG, R. et al. Do work technique and musculoskeletal symptoms differ between men and women performing the same type of work tasks? **Applied Ergonomics**, v. 35, n. 6, p. 521–529, 2004.

DANKAERTS, W. et al. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 3, p. 333–342, 2004.

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

EBAUGH, D. D.; MCCLURE, P. W.; KARDUNA, A. R. Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p. 700–709, 2005.

EKSTROM, R. A.; SODERBERG, G. L.; DONATELLI, R. A. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, p. 418–428, 2005.

ELLENBECKER, T. S.; COOLS, A. Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review. **British journal of sports medicine**, v. 44, n. 5, p. 319–27, 2010.

EMERY, K.; CÔTÉ, J. N. Repetitive arm motion-induced fatigue affects shoulder but not endpoint position sense. **Experimental Brain Research**, v. 216, n. 4, p. 553–564, 2012.

ETTINGER, L. et al. Normalization to Maximal Voluntary Contraction is Influenced by Subacromial Pain. **Journal of applied biomechanics**, abr. 2016.

FALLA, D.; BILENKIJ, G.; JULL, G. Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. **Spine**, v. 29, n. 13, p. 1436–1440, 2004.

FALLA, D.; FARINA, D. Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. **Pain**, v. 116, n. 1–2, p. 138–145, 2005.

FARINA, D. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, p. 1486–1495, 1 abr. 2004.

FEDOROWICH, L. et al. Gender differences in neck/shoulder muscular patterns in response to repetitive motion induced fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, p. 1183–1189, 2013.

FINUCANE, S. D. G. et al. Reproducibility of electromyographic recordings of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control**, v. 109, n. 4, p. 290–296, 1998.

FULLER, J. R.; FUNG, J.; CÔTÉ, J. N. Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue. **Experimental Brain Research**, v. 211, n. 1, p. 133–143, 2011.

GALLAGHER, S.; HEBERGER, J. R. Examining the Interaction of Force and Repetition on Musculoskeletal Disorder Risk: A Systematic Literature Review. **Human Factors**, v. 55, n. 1, p. 108–124, 2013.

GALLAGHER, S.; JR., M. C. S. Musculoskeletal disorders as a fatigue failure process: evidence, implications and research needs. **Http://Dx.Doi.Org/10.1080/00140139.2016.1208848**, v. 139, n. July, 2016.

GE, H. Y. et al. Gender-specific differences in electromyographic changes and perceived pain induced by experimental muscle pain during sustained contractions of the upper trapezius muscle. **Muscle and Nerve**, v. 32, n. 6, p. 726–733, 2005.

GRAVEN-NIELSEN, T. et al. Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental muscle pain: A centrally mediated mechanism. **Muscle and Nerve**, v. 26,

n. 5, p. 708–712, 2002.

HA, S.-M. et al. A reliability of electromyographic normalization methods for the infraspinatus muscle in healthy subjects. **Journal of human kinetics**, v. 36, n. March, p. 69–76, 2013.

HAIK, M. N.; ALBURQUERQUE-SENDÍN, F.; CAMARGO, P. R. Reliability and minimal detectable change of 3-dimensional scapular orientation in individuals with and without shoulder impingement. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 44, n. 5, p. 341–9, 2014.

HAIZLIP, K. M.; HARRISON, B. C.; LEINWAND, L. A. Sex-Based Differences in Skeletal Muscle Kinetics and Fiber-Type Composition. **Physiology**, v. 30, n. 1, p. 30–39, 2015.

HANSSON, G. Å. et al. Sensitivity of trapezius electromyography to differences between work tasks - Influence of gap definition and normalisation methods. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 2, p. 103–115, 2000.

HANVOLD, T. N. et al. The effect of work-related sustained trapezius muscle activity on the development of neck and shoulder pain among young adults. **Scandinavian journal of work, environment & health**, v. 39, n. 4, p. 390–400, 2013.

HARDWICK, D. H. et al. A comparison of serratus anterior muscle activation during a wall slide exercise and other traditional exercises. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 36, n. 12, p. 903–910, 2006.

HASHEMI OSKOUEI, A.; PAULIN, M. G.; CARMAN, A. B. Intra-session and inter-day reliability of forearm surface EMG during varying hand grip forces. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 1, p. 216–222, 2013.

HOLTERMANN, A. et al. Selective activation of neuromuscular compartments within the human trapezius muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 5, p. 896–902, 2009a.

HOLTERMANN, A. et al. Selective activation of neuromuscular compartments within the human trapezius muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, p. 896–902, 2009b.

HOLTERMANN, A. et al. The use of EMG biofeedback for learning of selective activation of intra-muscular parts within the serratus anterior muscle. A novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 2, p. 359–365, 2010.

HUNTER, S. K.; CRITCHLOW, A.; ENOKA, R. M. Influence of aging on sex differences in muscle fatigability. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 97, n. 5, p. 1723–1732, 2004.

INGLIS, J. G. et al. Sex-related differences in maximal rate of isometric torque development. **JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY**, n. October 2013, 2013.

JANUARIO, L. B. et al. Effects of active pause pattern of surface electromyographic activity among subjects performing monotonous tasks: A systematic review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 30, p. 196–208, 2016.

JOHANSEN, T. I. et al. Gender effects on the coordination of subdivisions of the trapezius muscle during a repetitive box-folding task. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, p. 175–182, 2013.

JONNISON, B. Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained wor. **J Human Ergol**, v. 11, p. 73–88, 1982.

KAWCZYŃSKI, A. et al. Functional connectivity between core and shoulder muscles increases during isometric endurance contractions in judo competitors. **European Journal of Applied Physiology**, v. 115, n. 6, p. 1351–1358, 2015.

LEE, J. HYUN et al. The effect of scapular posterior tilt exercise, pectoralis minor stretching, and shoulder brace on scapular alignment and muscles activity in subjects with round-shoulder posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 1, p. 107–114, 2015.

LIN, J. J. et al. Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 6, p. 576–586, 2005.

LUDEBROOK, J. Confidence in Altman-Bland plots: A critical review of the method of differences. **Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology**, v. 37, n. 2, p. 143–149, 2010.

LUDEWIG, P. M. et al. Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. **The American journal of sports medicine**, v. 32, p. 484–493, 2004.

LUDEWIG, P. M.; COOK, T. M. Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With Symptoms of Shoulder Impingement Research Report Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With. v. 3, p. 276–291, 2000.

LUDEWIG, P. M.; REYNOLDS, J. F. The Association of scapular Kinematics and Glenohumeral Joint Pathologies. **Journal orthopedics Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 2, p. 90–104, 2009.

MADELEINE, P. On functional motor adaptations: From the quantification of motor strategies to the prevention of musculoskeletal disorders in the neck-shoulder region. **Acta Physiologica**, v. 199, p. 1–46, 2010.

MANNION, A. F. et al. Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects with low back pain: Normal values and gender differences. 1996.

MATHIASSEN, S. E. et al. Can cognitive activities during breaks in repetitive manual work accelerate recovery from fatigue? A controlled experiment. **PLoS ONE**, v. 9, n. 11, 2014.

MATHIASSEN, S. E.; WINKEL, J.; HÄGG, G. M. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 5, n. 4, p. 197–226, 1995.

MCCLURE, P. W. et al. A clinical method for identifying scapular dyskinesis part 1.pdf. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 2, p. 160–164, 2009.

MCLEAN, L. et al. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 169–180, 2003.

MEYLAND, J. et al. Sex differences in muscular load among house painters performing identical work tasks. **European journal of applied physiology**, v. 114, n. 9, p. 1901–1911, 2014.

MOTTRAM, S. L. **Dynamic stability of the scapula. Manual therapy**, 1997.
Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11440525>>

MURLEY, G. S. et al. Reliability of lower limb electromyography during overground walking: A comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 4, p. 749–756, 2010.

NAKAMURA, Y.; TSURUIKE, M.; ELLENBECKER, T. S. Electromyographic activity of scapular muscle control in free-motion exercise. **Journal of Athletic Training**, v. 51, n. 3, p. 195–204, 2016.

NORDANDER, C. et al. Gender differences in workers with identical repetitive

industrial tasks: Exposure and musculoskeletal disorders. **International Archives of Occupational and Environmental Health**, v. 81, n. 8, p. 939–947, 2008.

OHLSSON, K. et al. An assessment of neck and upper extremity disorders by questionnaire and clinical examination. **Ergonomics**, v. 37, n. 5, p. 891–7, maio 1994.

OHLSSON, K.; ATTEWELL, R.; SKERFVING, S. Self-reported symptoms in the neck and upper limbs of female assembly workers. Impact of length of employment, work pace, and selection. **Scandinavian Journal of Work, Environment and Health**, v. 15, n. 1, p. 75–80, 1989.

PEREIRA, H. M. et al. Age and sex differences in steadiness of elbow flexor muscles with imposed cognitive demand. **European Journal of Applied Physiology**, v. 115, n. 6, p. 1367–1379, 2015.

PERSSON, R. et al. Physiological and psychological reactions to work in men and women with identical job tasks. **European Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 4, p. 595–606, 2009.

PUNNETT, L.; WEGMAN, D. H. Work-related musculoskeletal disorders: The epidemiologic evidence and the debate. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 1, p. 13–23, 2004.

RICHARDSON, J. T. E. Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. **Educational Research Review**, v. 6, n. 2, p. 135–147, jan. 2011.

SAMANI, A. et al. Active pauses induce more variable electromyographic pattern of the trapezius muscle activity during computer work. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 6, p. e430–e437, 2009.

SAMANI, A. et al. Active biofeedback changes the spatial distribution of upper trapezius muscle activity during computer work. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, p. 415–423, 2010.

SJØOGAARD, G.; LUNDBERG, U.; KADEFORS, R. The role of muscle activity and mental load in the development of pain and degenerative processes at the muscle cell level during computer work. **European Journal of Applied Physiology**, v. 83, n. 2–3, p. 99–105, 2000.

SJÖRS, A. et al. Physiological responses to low-force work and psychosocial stress in women with chronic trapezius myalgia. **BMC musculoskeletal disorders**, v. 10, p. 63, 2009.

SMOLIGA, J. M. et al. Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 1, p. e1–e9, 2010.

SRINIVASAN, D. et al. Gender differences in fatigability and muscle activity responses to a short-cycle repetitive task. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 11–12, p. 2357–2365, 2016.

STARON, R. S. et al. Fiber Type Composition of the Vastus Lateralis Muscle of Young Men and Women. **Journal of Histochemistry & Cytochemistry**, v. 48, n. 5, p. 623–629, 2000.

SVENDSEN, J. H.; MADELEINE, P. Amount and structure of force variability during short, ramp and sustained contractions in males and females. **Human Movement Science**, v. 29, n. 1, p. 35–47, 2010.

SZUCS, K. A.; BORSTAD, J. D. Gender differences between muscle activation and onset timing of the four subdivisions of trapezius during humerothoracic elevation. **Human Movement Science**, v. 32, n. 6, p. 1288–1298, 2013.

THORN, S. et al. Trapezius muscle rest time during standardised computer work - A comparison of female computer users with and without self-reported neck/shoulder

complaints. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, n. 4, p. 420–427, 2007.

VEIERSTED, K. B. The reproducibility of test contractions for calibration of electromyographic measurements. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 62, p. 91–98, 1991.

VEIERSTED, K. B. et al. Assessment of time patterns of activity and rest in full-shift recordings of trapezius muscle activity - Effects of the data processing procedure. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 3, p. 540–547, 2013.

VISSER, B.; VAN DIEËN, J. H. Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 1, p. 1–16, 2006.

WANG, L. et al. Fatigue-related electromyographic coherence and phase synchronization analysis between antagonistic elbow muscles. **Experimental Brain Research**, v. 233, n. 3, p. 971–982, 2014.

ZANCA, G. G. et al. EMG of upper trapezius - Electrode sites and association with clavicular kinematics. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 6, p. 868–874, 2014.