



Letícia Bergamin Januário

Efeito de pausas ativas e passivas e da variação de ritmo de trabalho na atividade eletromiográfica e oxigenação de músculos escapulotorácicos em mulheres com e sem dor no pescoço-ombro durante a realização de uma tarefa manual repetitiva.



Letícia Bergamin Januário

Efeito de pausas ativas e passivas e da variação de ritmo de trabalho na atividade eletromiográfica e oxigenação de músculos escapulotorácicos em mulheres com e sem dor no pescoço-ombro durante a realização de uma tarefa manual repetitiva.

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

Orientação: Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira
Apoio Financeiro: FAPESP – Processo nº 2013/05761-0 e 2015/13581-7

São Carlos - SP
2018



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 Tese de Doutorado da candidata Leticia Bergamin Januário, realizada em 12/01/2018:

Profa. Dra. Ana Beatriz de Oliveira
UFSCar

Profa. Dra. Rosimeire Simprini Padula
UNICID

Profa. Dra. Paula Rezende Camargo
UFSCar

Profa. Dra. Helenice Jane Cote Gil Coury
UFSCar

Profa. Dra. Marisa Cassia Registro Fonseca
USP

Dedico essa tese a todos que se dedicam diariamente em produzir e transmitir o conhecimento, em especial aos meus professores, que me conduziram até o presente momento. "*Scientia potentia est*"

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a **Deus**, por me permitir o dom da vida, por zelar por mim até mesmo nas horas de descrença e por iluminar o meu caminho.

Aos meus pais **Marcelo Januario** e **Roberta Bergamin**, que sempre me foram mais meus amigos que pais. Muito obrigada por me apoiarem, por sempre colocarem eu e a minha irmã em primeiro lugar, por me incentivarem a ir cada vez mais longe e por sempre acreditarem na minha capacidade, mesmo quando eu duvidava dela. A minha irmã **Giovanna Bergamin Januario**, meu muito obrigada pelas infinitas horas de risadas, choros e confidências. Gi, você sempre soube ser forte nas horas em que eu fui fraca e sempre me apoiou. A *minha família*, meu eterno amor e gratidão.

Aos **Bergamins**, meu muito obrigada por serem um porto seguro, independente da distância em que eu estivesse. Muito obrigada aos meus tios, primos e avós pelo carinho, pensamento positivo e torcida incondicional. Um agradecimento especial a **Vó Maria**, que sempre me viu como uma pessoa muito melhor do que eu realmente sou. Tento todos os dias me tornar a pessoa que a senhora vê em mim, Vó!! Meu agradecimento também a minha **Vó Nena**, que sempre torce e reza por mim.

Meu agradecimento mais do que especial a minha orientadora **Ana Beatriz de Oliveira**, que é minha inspiração, modelo e 'mãe acadêmica'. Obrigada por me aceitar em 2009 no seu recém-criado LACO e por me permitir fazer parte dessa história. Foi em uma daquelas tardes na sua sala improvisada da casinha verde atrás do Departamento da Música, que eu decidi seguir a carreira acadêmica. Eu nem sabia muito bem o significado daquilo, mas eu acredito que você me ensinou a percorrer esse caminho cheio de alegrias e percalços. Muito obrigada Bia, sem a sua orientação e confiança, eu não seria a mesma pessoa. Espero um dia me tornar a profissional que você é.

Gostaria de agradecer também a todos os meus professores, que mudaram a minha forma de pensar e expandiram os meus horizontes.

To my foreigner advisor, **Pascal Madeleine**, thank you for receiving me on the Laboratory of Motor-Sensory Integration, for teaching me how to be productive and modest, for the afternoons correcting side-by-side my manuscripts, for welcoming me in your own house, and for trusting and allowing me to do research with you. It was

my pleasure to meet such a wonderful person. I also would like to thank Professor **Afshin Samani** for all the support with my data analysis and countless times helping me solve my problems with statistics.

A special thanks to my office mate **Susan Meijis**, for welcoming with such open arms, for taking me to church on Sundays, for welcoming me in your house and in your Family. Thank you for teaching all danish costumes, even being Dutch. I miss you.

To all my friends in Aalborg (**Natalia, Rafael, Patricia, Rodolpho, Hicham, Nico, Maria, Fabri, Odete, Sam, Clara, Monica, Romain**), that transformed a uncertain year into the most amazing experience in my life. Muito obrigada à minhas amigas do gueto, **Yuri Suda, Milena Oliveira e Erika**, pelas incontáveis Golden Fridays, Calsbergs e idas a H&M, Tiger e Normal. Obrigada por dividirem suas felicidades e agonias, obrigada por me ajudarem a enfrentar as minhas próprias dificuldades e agonias e obrigada pelas infinitas risadas.

Meu obrigada mais do especial ao meu amigo **Felipe Costa**, que foi meu anjo de guarda, parceiro e irmão em geladas terras dinamarquesas. Fê, muito obrigada por me mostrar tudo de mais lindo que Aalborg tinha a oferecer, por me escutar nos momentos de desespero e por ficar genuinamente feliz com a minha felicidade. Te amo e espero que você seja infinitamente feliz, porque é o mínimo que você merece. Sinto muito a sua falta.

Também agradeço aos meus amigos de **LACO (Helen Nogueira, Dechristian Barbieri, Leticia Calixtre, Francisco Locks, Bruno Gruninger, Roberta Carreira, Marina Cid, Lianna e Lucas)** por todas as risadas, comilanças, choradeiras e *mimimis* que fizeram desse doutorado, um período tão leve, agradável e divertido. Em especial, meus agradecimentos a **Marina Cid (MMMMcid)**, minha fiel escudeira de coletas e correrias, que sempre estava disposta a ajudar, com um bom-humor, riso fácil e uma vontade de aprender que são invejáveis. Meu muito obrigada também ao **Chico Locks**, que além de colega de laboratório, explorou comigo as terras para lá do Atlântico, e estava sempre lá para me apoiar, de GPS ambulante a psicólogo de plantão para assuntos variados.

As meninas da **FISIO 08**, que assim como eu decidiram seguir esse caminho louco da pós-graduação (**AnaFra, Maíra, Anna Cláudia, Lê Buá, Nize e Day**). Vocês tornaram a minha graduação muito divertida e alegre, e foi um prazer contar com

vocês durante a pós e partilhar as mesmas alegrias e angústias. Em especial a **Frá** e a **Maíra** que sempre me apoiaram, me ouviram e me aconselharam, vocês choraram e comemoram comigo os momentos mais importantes da minha vida, obrigada meninas. Obrigada também as minhas amigas São-carlenses, **Lize Antunes** e a **Ana Carolina Nascimento**.

Obrigada aos meus amigos dos outros laboratórios, como os alunos do OMBRO, do LAFAR (em especial a **Gi Zanca**, com quem eu tive o prazer de trabalhar e aprender) e do LAIOT (em especial a **Gi Lessi** e o **Guilherme**, que se tornaram companheiros para assuntos acadêmicos e cervejeiros).

Meus agradecimentos especiais a **Professora Maria Aparecida Catai** pelo empréstimo do NIRS. Sem essa parceria, a tese poderia ter tomado rumos muito diferentes. Meus agradecimentos também a **Cristina Oliveira**, pelo companheirismo durante a descoberta do funcionamento do NIRS, durante os treinamentos e por dividir comigo as angustias e incertezas sobre esse equipamento novo.

Agradeço a todas as minhas **voluntárias**, por doarem seu tempo, por dividirem um pedacinho da sua história e completarem a bendita plaquinha mesmo com dor, sem receberem nenhuma recompensa por isso.

Obrigada ao Departamento de Fisioterapia da UFSCar e ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar pela infraestrutura cedida. Meus sinceros agradecimentos a **Fundação de Amparo a pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** por apoiar financeiramente esse projeto de pesquisa e o projeto de pesquisa de estágio no exterior.

Por fim, agradeço a todos que de alguma maneira contribuíram para a realização dessa tese e também para minha formação como profissional.

RESUMO

O principal objetivo dessa tese foi avaliar os efeitos da inclusão de pausas ativas e mudança no ritmo de trabalho na região de pescoço-ombro de mulheres, durante uma tarefa simulada de montagem, considerando medidas de eletromiografia, oxigenação muscular e cinemática 2D. Essa investigação foi baseada em quatro estudos, sendo eles: (Estudo 1) a síntese dos métodos utilizados para aplicação e análise das pausas ativas, em sujeitos que realizaram tarefas monótonas, repetitivas e estáticas, por meio de uma revisão sistemática; (Estudo 2) a investigação dos efeitos das pausas ativas e passivas e implementação de diferentes ritmos de trabalho na atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos trapézio e serrátil anterior, durante uma tarefa repetitiva, realizada por mulheres sem dor no pescoço-ombro; (Estudo 3) a avaliação dos efeitos das pausas ativas e passivas, agora na oxigenação muscular do trapézio superior e postura da região superior do corpo, considerando apenas um ritmo de trabalho e comparando mulheres com e sem dor no pescoço-ombro; e por último (Estudo 4) a investigação da implementação de diferentes ritmos de trabalho na conectividade funcional dos músculos da região escapulotorácica durante a realização de uma tarefa repetitiva, realizada por mulheres com e sem sintomas na região de pescoço-ombro. A revisão sistemática da literatura incluiu 15 estudos e relevou que as pausas ativas foram parcialmente capazes de mudar o nível EMG durante atividades monótonas para um padrão de atividade muscular mais benéfico. No entanto, a síntese de evidência foi limitada e os resultados devem ser considerados com cautela. Nos demais estudos (2-4), o procedimento experimental utilizado para avaliar as pausas ativas e a implementação de diferentes ritmos de trabalho em laboratório foi baseado em uma tarefa padronizada de caráter repetitivo, monótono e semelhante a uma tarefa de montagem. Foram avaliadas mulheres com e sem dor crônica na região de pescoço-ombro em relação à (a) EMG dos músculos trapézio superior porções acromial e clavicular, trapézio médio, trapézio inferior e serrátil anterior; (b) oxigenação muscular de trapézio superior; (c) postura de cabeça, tronco e braço. O Estudo 2 relevou que, ao contrário da hipótese levantada, não houve interação entre o ritmo de trabalho e tipo de pausa. O ritmo lento resultou em uma diminuição aguda na exposição biomecânica em termos de EMG e mais variação na ativação nos músculos escapulotorácicos quando comparado com a mesma tarefa realizada em ritmo rápido. Considerando os tipos de pausas aplicados, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre pausas passivas e ativas, contrariando estudos anteriores, com a exceção de que as pausas ativas resultaram em um aumento no nível de ativação EMG na porção clavicular do trapézio superior. O Estudo 3 demonstrou que as pausas ativas são capazes de promover um aumento na oxigenação muscular do trapézio superior dominante e também modificar a postura da cabeça, tronco superior e braço durante a realização de uma tarefa repetitiva de montagem. Porém, ao contrário da hipótese inicial, mulheres com e sem dor no pescoço-ombro tiveram resultados semelhantes em termos de oxigenação e a postura. O Estudo 4 revelou que, ao contrário de nossa hipótese, os grupos com e sem dor no pescoço-ombro, apresentaram padrões eletromiográficos semelhantes em termos de amplitude EMG, nível de repouso muscular e conectividade funcional. Quando comparando os ritmos, pode-se observar que o ritmo rápido impôs uma carga biomecânica maior, evidenciado pela maior amplitude EMG, menor grau de repouso muscular e maior nível de conectividade funcional em comparação com o ritmo de trabalho lento. De maneira geral pode-se concluir que as intervenções propostas não tiveram uma interação entre si e que não houve diferenças significativas entre mulheres com e sem dor no pescoço-ombro em termos de EMG, oxigenação e postura. O ritmo lento de trabalho gerou maior variação do padrão EMG e uma menor conectividade funcional dos músculos escapulotorácicos indicando uma diminuição na sobrecarga biomecânica, enquanto as pausas ativas apontaram para efeitos benéficos em termos de oxigenação muscular e padrões posturais, mesmo sem apresentarem diferenças significativas entre as pausas passivas em termos de EMG.

Palavras-chave: fisioterapia, LER/DORT, ergonomia, eletromiografia de superfície, espectroscopia quase-infravermelha, inclinometria.

ABSTRACT

The main objective of this PhD thesis was to evaluate the effects of including active pauses and changing work pace on the neck-shoulder region of women during a repetitive simulated industrial task, considering the measurements of surface electromyography, muscle oxygenation and 2D kinematics. This research was based on four studies: (Study 1) the synthesis of the methods used to apply and analyze the active pauses during the performance of monotonous, repetitive and static tasks, through a systematic review; (Study 2) the investigation of the effects of active and passive pauses and the implementation of different work paces on the electromyographic activity (EMG) of trapezius and anterior serratus muscles during a repetitive task performed by women without musculoskeletal symptoms on the neck-shoulder region; (Study 3) the evaluation of the effects of active and passive pauses, on upper trapezius muscle oxygenation and upper body posture, considering a single work pace and comparing women with and without neck-shoulder pain; and finally (Study 4) the investigation of implementing different work paces on the functional connectivity from muscles of the scapulothoracic region during the performance of a repetitive task performed by women with and without musculoskeletal symptoms on the neck-shoulder region. The literature review included 15 studies and found that active pauses were partially able to change the EMG level during monotonous activities to a more beneficial pattern of muscle activity. However, the synthesis of evidence was limited and the results should be considered with caution. On the other studies (2-4), the experimental procedure used to evaluate the active pauses and the implementation of different work pace in an experimental setting was based on a standard, repetitive, monotonous and assembly-like task. We evaluated women with and without chronic pain in the neck-shoulder region in terms of EMG of acromial and clavicular portions of the upper trapezius, middle trapezius, lower trapezius and anterior serratus muscles; (b) upper trapezius muscle oxygenation; (c) posture of head, trunk and arm. The Study 2 pointed out that contrary to the hypothesis raised, no interaction between work pace and pause type was found. The slow pace resulted in an acute decrease in biomechanical exposure in terms of EMG and more variation in the activation pattern of scapulothoracic muscles when compared to the same task performed at fast pace. Considering the types of pauses applied, no significant difference was found between passive and active pauses, contrary to previous studies, except that the active pauses resulted in an increased EMG activation level in the clavicular portion of the upper trapezius. Study 3 revealed that active pauses are capable of promoting an increase in muscle oxygenation of the dominant upper trapezius and also modifying the postures of head, upper trunk and arm during a repetitive assembly task, but unlike hypothesized women with and without neck-shoulder pain had similar results in terms of oxygenation and postures of the upper body region. Study 4 revealed that contrary to our hypothesis, the groups with and without neck-shoulder pain had similar electromyographic patterns in terms of EMG amplitude, muscular rest level and functional connectivity. When comparing paces, it was possible to observe that the fast movement pace imposed a greater biomechanical load, evidenced by higher amplitude EMG, lower degree of muscular rest and higher level of functional connectivity in comparison to the slow pace. Generally, we can conclude that the proposed interventions did not interact between themselves and that no significant differences between women with and without neck-shoulder pain were found in terms of EMG, oxygenation and posture. The slow pace led to a higher variation and lower functional connectivity of the scapulothoracic muscles, which indicates a decrease on the biomechanical load of this region. The active pauses pointed out towards benefits in terms of muscle oxygenation and upper body posture, even though no significant differences were found in terms of EMG when compared with passive pauses.

Key-words: physical therapy; WRMD; ergonomics; surface electromyography, near-infrared spectroscopy, inclinometers.

LISTA DE FIGURAS

Figura 0.1 Síntese dos estudos apresentados na tese.....10

ESTUDO I

Figura 1.1 Processo de seleção dos estudos.....20

ESTUDO II

Figura 2.1 A) Esquema temporal do procedimento experimental. Após 5s de repouso, contrações isométricas voluntárias de referência (RVC) foram realizadas com intuito de normalizar o sinal EMG do trapézio superior – porção clavicular (TS-C), trapézio superior – porção acromial (TS-A), trapézio médio (TM), trapézio inferior (TI) e serrátil anterior (SA); 3 contrações voluntárias máximas (MVC) de encolhimento do ombro foram realizadas em seguida; 4 períodos de tarefa repetitiva padronizada foram realizados em 2 ritmos de trabalho diferentes (lento e rápido). Cada período de tarefa durou 10 minutos e as pausas (passivas e ativas) foram realizadas em 8s, portanto o ciclo de trabalho tarefa-pausa foi de 120/8. A ordem de execução do ritmo de trabalho e tipos de pausa foi randomizada. B) Registro da tarefa simulada.....54

Figura 2.2 Análise da variação da exposição (EVA) para porção acromial do trapézio superior de um sujeito típico. As barras em cada classe correspondem a quantidade de tempo (colunas verticais no eixo Z) gasto em uma determinada amplitude baseada na %RVC (colunas no eixo X) e em uma duração específica de tempo em segundos (linhas no eixo Y). Cada gráfico é apresentado considerando o ritmo de trabalho lento e rápido e os tipos de pausa, passiva e ativa.....64

ESTUDO III

Figura 3.1 Optodo do NIRS. Distância entre o transmissor (a) e receptor (b) foi estabelecida em 35 mm.....81

Figura 3.2 Colocação do optodo nas fibras acromiais do trapézio superior e acoplamento do optodo com uma faixa elástica.....82

ESTUDO IV

Figura 4.1 Erro médio e padrão do NMI (unidade arbitrária – u.a.) para todos os pares musculares, no ritmo lento (barras pretas) e rápido (barras cinza) para controles saudáveis (a., CON: controle) e casos com ombro-pescoço dor (b., DPO: dor no pescoço-ombro)102

LISTA DE TABELAS

ESTUDO I

Tabela 1.1 Qualidade metodológica dos estudos de acordo com a escala proposta por Windt et al. (2000)	21
Tabela 1.2 Principais características dos estudos selecionados.....	23
Tabela 1.3 Principais características da coleta e análise de dados EMG dos estudos primários.....	28
Tabela 1.4 Itens da diretriz de padrões para relato de dados eletromiográficos proposto pela ISEK.....	33
Tabela 1.5 Abordagem GRADE para sintetizar e nivelar o nível de evidência, considerando os métodos de análise de EMG quando comparando as pausas ativas com outros tipos de intervenção.....	34

ESTUDO II

Tabela 2.1 Posicionamento dos eletrodos e testes utilizados para normalização dos músculos avaliados.....	57
Tabela 2.2 Média [e erro padrão] das métricas da EVA para todas as porções musculares, considerando o ritmo de trabalho e o tipo de pausas (passiva e ativa), e os resultados da análise estatística da 2x2 RM-ANOVA.....	65

ESTUDO III

Tabela 3.1 Média [e erro padrão] para valores médios e de intervalo de O ₂ Hb, Hb e tHb para o trapézio superior, considerando os diferentes ritmos de trabalho e tipos de pausa, para ambos grupos e os resultados estatísticos da RM-ANOVA mista.....	86
Tabela 3.2 Média [e erro padrão] considerando os diferentes ritmos de trabalho e tipos de pausa, para ambos grupos e resultados estatísticos da RM-ANOVA mista.....	87

ESTUDO IV

Tabela 4.1 Média [e erro padrão] das métricas EMG, para casos e controles de maneira combinada, considerando os dois ritmos de trabalho e comparações por pares entre ritmos de trabalho, grupos e efeitos de interação entre os ritmos e grupos.....	101
--	-----

LISTA DE SIGLAS E ABREVIÇÕES

absRMS: raiz quadrática média absoluta
APDF: função de distribuição de probabilidade de amplitude (*Amplitude Probability Distribution Function*)
CON: grupo Controle
DPO: grupo com Dor na região de Pescoço-Ombro
EMG: Eletromiografia
EP: Erro Padrão
EVA: análise da variação da exposição (*Exposure Variation Analysis*)
EVA-amp: análise da variação da exposição no domínio da amplitude
EVA-DP: desvio padrão da análise da variação da exposição
EVA-ent: entropia da análise da variação da exposição
EVA-tempo: análise da variação da exposição no domínio do tempo
GRADE: *Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation*
HHb: desoxihemoglobina
INC: inclinômetros digitais
IPAQ: Questionário Internacional de Atividade Física
ISEK: Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*)
Kg: quilogramas
LER/DORT: desordens musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho
Mm: milímetros
MPF: Frequência da potência média (*Mean Power Frequency*)
ms: milissegundos
MTM: Medida de Tempos e Métodos
MVC: contração voluntária máxima
NIRS: espectroscopia de onda contínua quase-infravermelha (*Near-InfraRed Spectroscopy*)
nm: nanômetros
NMI: informação mútua normalizada (*Normalized Mutual Information*)
normRMS: raiz quadrática média normalizada
 η^2 : Eta quadrado parcial
O₂Hb: oxihemoglobina
PeSaEn: entropia de amostragem permutada (*Permuted Sample Entropy*)
RM-ANOVA: análise de variância de medidas repetidas
RMS: raiz quadrática média (*Root Mean Square*)
ROM: amplitude de movimento (*Range Of Motion*)
RPE: taxa de percepção de esforço (*Rate of Perceived Exertion*)
RRT: tempo relativo de repouso (*Relative Rest Time*)
RVC: contração voluntária submáxima de referência
SA: Serrátil Anterior
tHb: hemoglobinas totais
TS: Trapézio Superior
TSA: Trapézio Superior Acromial
TSC: Trapézio Superior Clavicular
TM: Trapézio Médio

TI: Trapézio Inferior

VAS: escala visual analógica (*Visual Analogic Scale*)

ZC: taxa de cruzamentos em zero (*Zero Crossing Rate*)

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	1
ESTUDO 1	11
1. INTRODUÇÃO	12
2. MÉTODOS	14
2.1 <i>Estratégia de busca e processo de seleção de artigos</i>	14
2.2 <i>Avaliação da qualidade metodológica dos estudos</i>	16
2.3 <i>Extração de dados</i>	17
2.4 <i>Padrões para relato de dados eletromiográficos - Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia</i>	17
2.5 <i>Síntese de evidência</i>	18
3. RESULTADOS	19
3.1 <i>Descrição dos estudos primários</i>	19
3.2 <i>Características das pausas ativas</i>	25
3.3 <i>Eletromiografia</i>	25
3.3.1 <i>Aquisição e normalização dos dados</i>	25
3.3.2 <i>Análise de dados</i>	31
3.3.3 <i>Descrição dos dados eletromiográficos</i>	32
3.4 <i>Síntese de evidência de acordo com a abordagem GRADE</i>	32
4. DISCUSSÃO	32
4.1 <i>Pausas ativas</i>	36
4.2 <i>Procedimentos EMG</i>	37
4.3 <i>Síntese de evidência dos diferentes resultados eletromiográficos</i>	39
5. CONCLUSÃO	45
ESTUDO 2	47
1. INTRODUÇÃO	48
2. MATERIAIS E MÉTODOS	51
2.1 <i>Sujeitos</i>	51
2.2 <i>Procedimento experimental</i>	53
2.2.1 <i>Tarefa simulada</i>	54
2.2.2 <i>Ritmo de trabalho</i>	55
2.2.3 <i>Tipos de pausa</i>	55
2.3 <i>Aquisição e processamento de dados</i>	56
2.3.1 <i>Aquisição dos dados</i>	56
2.3.2 <i>Processamento de dados</i>	58
2.4 <i>Análise estatística</i>	61
3. RESULTADOS	62
3.1 <i>RMS absoluto e normalizado</i>	62
3.2 <i>Variabilidade EMG</i>	62
3.3 <i>Taxa de percepção de esforço - RPE</i>	63
4. DISCUSSÃO	66
4.1 <i>Ritmo de trabalho</i>	66

4.2 Tipos de pausa.....	70
4.3 Considerações metodológicas	72
5. CONCLUSÃO	73
ESTUDO 3	75
1. INTRODUÇÃO	76
2. MÉTODOS	78
2.1 Sujeitos	78
2.2 Protocolo experimental	80
2.3 Aquisição e análise de dados.....	80
2.3.1 Medições de oxigenação	80
2.3.2 Medidas de postura.....	83
2.4 Análise estatística.....	84
3. RESULTADOS.....	85
3.1 Resultados da oxigenação.....	85
3.2 Resultados da postura.....	86
4. DISCUSSÃO	88
4.1 Efeitos das pausas ativas na oxigenação muscular.....	88
4.2 Efeitos das pausas ativas na postura	89
5. CONCLUSÃO	90
ESTUDO 4	92
1. INTRODUÇÃO	93
2. MÉTODOS	96
2.1 Sujeitos	96
2.2 Procedimento experimental	97
2.3 Aquisição e análise eletromiográfica.....	98
2.4 Análise estatística.....	100
3. RESULTADOS.....	100
4. DISCUSSÃO	102
4.1 Efeitos da dor na região de pescoço-ombro nos músculos escapulotorácicos	103
4.2 Efeitos do ritmo de movimento nos músculos escapulotorácicos	105
5. CONCLUSÃO	107
CONSIDERAÇÕES FINAIS	108
1. ATIVIDADES REALIZADAS DURANTE O DOUTORADO DIRETO	109
1.1 Participação em projetos de pesquisa	109
1.2 Participação em projetos de extensão	110
1.3 Participação em eventos	111
1.4 Período de doutorado sanduíche.....	112
1.5 Demais atividades	113
REFERÊNCIAS.....	115
ANEXOS.....	129

CONTEXTUALIZAÇÃO

As desordens musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho (LER/DORT) estão entre as doenças ocupacionais mais prevalentes em todo mundo, sendo responsáveis por altos índices de absenteísmo, aposentadorias precoces e incapacidades (Bergström et al. 2007; David et al. 2008; Bevan et al. 2009; Schneider e Irastorza 2010). De acordo com o Ministério da Previdência Social, foram registrados 723.452 casos de acidentes e lesões de trabalho no ano de 2009. Considerando apenas a região de pescoço-ombro, foram registrados cerca de 19.200 casos neste mesmo ano (Anuário Estatístico da Previdência Social, 2010). O problema é ainda mais pronunciado, considerando que grande parte da força de trabalho brasileira não tem registro no Ministério da Previdência Social e realizam suas atividades laborais informalmente.

Especificamente, a região de pescoço-ombro sofre uma sobrecarga durante a exposição prolongada a cargas de trabalho monótonas e de baixa intensidade, como em tarefas que envolvem o uso de computadores ou no trabalho industrial repetitivo (Côté et al. 2008; Schneider e Irastorza 2010; Waersted et al. 2010). Essa sobrecarga pode ser explicada pela hipótese das fibras Cinderela (Hägg 1991). Essa hipótese é baseada no princípio do recrutamento muscular ordenado pelo tamanho das unidades motoras, onde um nível repouso muscular insuficiente desencadeia uma ativação muscular constante das unidades motoras menores, o que contribui para o desenvolvimento de fadiga, desconforto e dor, comumente relatados entre trabalhadores que desenvolvem tarefas estáticas e repetitivas (Søgaard 1995; Hägg 2000; Sjøgaard et al. 2006; Thorn et al. 2007; Côté 2012).

Thorn (2005), em sua tese de doutorado, esclareceu que o mecanismo fisiopatológico do desenvolvimento de LER/DORT na região de pescoço-ombro, está

ligado a diversos fatores, como: (1) Nível de repouso muscular insuficiente durante o trabalho estático ou repetitivo, que gera uma contração contínua e sustentada das unidades motoras de pequeno calibre, de acordo com a hipótese das fibras Cinderela (Hägg, 1991, apud Thorn, 2005); (2) Atividade muscular estática e com baixa variação entre as tarefas executadas, gera uma suposta vasoconstrição simpática, causando uma redução no fluxo sanguíneo capilar e na oxigenação intracelular no músculo esquelético. Essa condição impede a eliminação do óxido nítrico durante a contração muscular, e quando baixos níveis de concentração de oxigênio e altos níveis de óxido nítrico estão associados, a função mitocondrial é prejudicada, gerando uma produção insuficiente de adenosina trifosfato e conseqüentemente um aumento na produção e liberação de ácido láctico (Moncada et al., 2002 apud Thorn, 2005); (3) Tarefas mentalmente estressantes, associadas com a hipótese de interação entre vasos sanguíneos e nociceptores, onde a execução de tarefas cognitivas estressantes associadas a contrações musculares estáticas são responsáveis pela excitação do sistema nervoso simpático e promovem a produção e liberação de fatores álgicos e inflamação dos vasos sanguíneos (Knardahl, 2002 apud Thorn, 2005), que podem resultar em dor e no desenvolvimento de LER/DORT na região de pescoço-ombro (Thorn 2005).

A literatura da última década tem apontado que promover o aumento da variabilidade motora, avaliado através de medidas eletromiográficas, durante tarefas monótonas e de baixa demanda muscular pode evitar o desencadeamento dos mecanismos citados anteriormente (Mathiassen 2006; Madeleine et al. 2008a; Madeleine et al. 2008b; Richter et al. 2009; Srinivasan e Mathiassen 2012). A variabilidade motora pode ser descrita como a variabilidade no padrão de disparo das

unidades motoras, avaliado através da amplitude eletromiográfica, por exemplo (Srinivasan e Mathiassen 2012).

O aumento da variabilidade motora pode ser promovido em ambiente ocupacional por meio de diversos tipos de intervenções como rotatividade nos postos de trabalho e tarefas, redução da carga-horária, inclusão de exercícios físicos, mudanças no ritmo de trabalho ou implementação de pausas regulares (Mclean et al. 2001; Rissén et al. 2002; Galinsky et al. 2007; Comper et al. 2017). Essas intervenções têm sido investigadas, principalmente, em sujeitos que realizam tarefas estereotipadas, monótonas e de baixa demanda muscular, como em trabalhos que envolvam o uso de computador ou terminais de vídeo e em tarefas industriais, porém os resultados ainda são conflitantes, em termos de medidas eletromiográficas (Slijper et al. 2007; Ciccarelli et al. 2011; Comper et al. 2017).

Mudanças no ritmo de trabalho exercem uma influência na taxa de erro de execução da tarefa, no nível de atividade elétrica muscular, no controle motor e na *performance* durante a realização de tarefas ocupacionais (Bosch et al., 2011; Escorpizo e Moore, 2007; Gerard et al., 2002; Mathiassen e Winkel, 1996; Srinivasan et al., 2015a, 2015b). No entanto, os efeitos da modificação do ritmo de trabalho na exposição biomecânica, em termos de atividade muscular, são conflitantes. Alguns estudos não observaram mudanças no padrão eletromiográfico ao modificar o ritmo de trabalho (Bosch et al. 2011), enquanto outros observaram aumento da sobrecarga biomecânica em nível muscular ao aumentar o ritmo de trabalho, evidenciado pelo aumento da amplitude eletromiográfica (Mathiassen e Winkel 1996; Srinivasan et al. 2015a).

Além de diferenças nos protocolos experimentais desses estudos, é importante ressaltar que os métodos de análise do padrão eletromiográfico dos músculos escapulotorácicos foram diferentes entre os estudos e existem indícios que a aplicação de análises mais robustas para avaliar a exposição biomecânica, como a entropia e a informação mútua normalizada, podem revelar informações outrora despercebidas ao aplicar métodos mais simplificados de análise. A maioria dos estudos, até o momento, se concentrou em avaliar os efeitos de modificação no ritmo de trabalho considerando apenas músculos isolados e não a coordenação muscular entre determinados pares musculares (Kawczyński et al. 2015).

Métodos como a informação mútua normalizada, têm sido utilizada para investigar a coordenação muscular em regiões como pescoço-ombro (Madeleine et al. 2011; Farina et al. 2014). Esse método permite a quantificação das dependências tanto lineares quanto não-lineares entre duas séries temporais biológicas, fornecendo um índice que reflete a conectividade funcional entre dois músculos em um par, quantificando os padrões de coordenação entre eles (Madeleine et al. 2011). Alterações na coordenação entre os músculos do pescoço-ombro podem levar ao desenvolvimento de sintomas musculoesqueléticos (Madeleine et al. 2011). Por exemplo, a atividade reduzida do trapézio inferior e serrátil anterior, combinada com a atividade aumentada do trapézio superior foi identificada em sujeitos com discinesia escapular (Huang et al. 2016) e síndrome do impacto (Lin et al. 2011; Struyf et al. 2014).

Além de mudanças no ritmo de trabalho, a implementação de exercícios ou pausas tem sido considerada em ambiente ocupacional, como meio de prevenir o desenvolvimento de LER/DORT. Em atividades laborais com ritmo flexível, por

exemplo, o trabalhador pode realizar pausas informais para café, idas ao banheiro, descansar e outras atividades, quantas vezes sentir necessidade, o que é considerado um fator benéfico a saúde musculoesquelética.

A inclusão de pausas no trabalho, sem a prescrição de atividades específicas proposta para o período, tem apresentado resultados positivos na redução de sintomas musculoesqueléticos nas regiões de ombro e coluna lombar (Juul-Kristensen et al. 2004). Com isso, diversos estudos têm avaliado os efeitos de períodos de pausa para descanso durante atividades monótonas, repetitivas e de baixa demanda muscular (Henning et al. 1997; Galinsky et al. 2000; Mclean et al. 2001; Balci e Aghazadeh 2003). Esse tipo de pausa, também conhecida como pausa passiva, não tem mostrado resultados positivos em relação a mudanças no padrão de atividade muscular e na prevenção de LER/DORT na região de pescoço-ombro (Brewer et al. 2006). Alternativamente, um novo tipo de pausa foi apresentado na literatura, envolvendo uma contração vigorosa dos músculos que estão expostos a cargas estáticas durante a realização de tarefas repetitivas. Esse tipo de pausa, chamada de pausa ativa é realizada por curtos períodos, geralmente menores que um minuto, diversas vezes ao longo da tarefa. O conceito de pausas ativas para o contexto ocupacional foi inspirado pelo mecanismo de recuperação ativa desenvolvido pelas ciências do esporte (Weltman et al. 1977; Ahmaidi et al. 1996).

Essa intervenção tem demonstrado aumento na produção da força exercida, redistribuição da carga muscular e mudanças no padrão de recrutamento muscular durante atividades de baixa intensidade (Westad et al. 2003; Falla e Farina 2007). Além disso, esse novo conceito mostra potenciais benefícios ao aumentar a oxigenação muscular em músculos do antebraço (Crenshaw et al. 2006); e também ao aumentar a

variabilidade do padrão eletromiográfico (Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b), agindo em dois dos três fatores associados com desenvolvimento de LER/DORT de acordo com o mecanismo fisiopatológico proposto por Thorn (2005).

A avaliação da oxigenação muscular tem um papel importante nas intervenções que atuam sobre sintomas na região de pescoço-ombro, uma vez que existem protocolos de exercício capazes de diminuir os sintomas dolorosos, através do aumento da oxigenação de músculos dessa região (Søgaard et al. 2012) e também devido ao fato de tarefas monótonas e repetitivas desencadearam a redução da oxigenação muscular em indivíduos que já apresentem sintomas relativos a mialgia de trapézio (Flodgren et al. 2010). Além disso, a avaliação da postura também é um aspecto importante a ser considerado ao avaliar a região de pescoço-ombro, especialmente quando considerada uma população com dor, pois as posturas adotadas durante a realização de atividades repetitivas representam um dos fatores que contribuem para determinação da carga musculoesquelética imposta ao trabalhador (Roman-Liu et al. 2014). A presença de distúrbios musculoesqueléticos pode estar associada a adoção de posturas e padrões de movimento alterados, quando comparado com indivíduos sadios quando avaliada a região de pescoço-ombro, durante a execução de tarefas como elevação do braço (Ludewig e Cook 2000) e execução de tarefas repetitivas (Lomond e Côté 2011).

Em busca na literatura, acredita-se que o único estudo que investigou os efeitos das pausas ativas na oxigenação muscular (Crenshaw et al. 2006) considerou apenas a região do antebraço, onde as variações na postura têm pouca influência sobre a estabilidade, que é realizada principalmente por características anatômicas dos ossos e

ligamentos. Oposto a isso, a estabilidade do pescoço-ombro é realizada principalmente de maneira dinâmica pelos músculos desta região (Hall 2016). Portanto, a postura adotada pela cabeça, tronco e membros superiores merece atenção durante a avaliação de possíveis intervenções, como a implementação de pausas ativas, quando considerada a região de pescoço-ombro.

Por sua vez, os resultados relativos a atividade elétrica muscular, ainda são conflitantes na literatura. Durante a avaliação dos efeitos agudos aplicação de pausas, Samani et al. (2010a, 2010b, 2009b, 2009c) observaram que as pausas ativas podem mudar o padrão eletromiográfico com potenciais efeitos benéficos na exposição biomecânica. As evidências também apontam para uma interação entre o tipo de pausa e ritmo de trabalho na amplitude eletromiográfica do músculo trapézio (Samani et al. 2009b). As pausas ativas são potencialmente benéficas quando uma tarefa é realizada em ritmo lento (Samani et al. 2009b), apesar de outros estudos não terem encontrado diferenças entre pausas passivas e ativas (Crenshaw et al. 2006; Larsen et al. 2009; St-Onge et al. 2017), especialmente quando a tarefa é realizada em ritmo rápido (Sundelin 1993).

A maioria das pesquisas que se propuseram a avaliar os efeitos das pausas ativas, consideraram apenas tarefas de computador (Crenshaw et al. 2006; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b), mas as desordens musculoesqueléticas também são frequentes em trabalhadores que desenvolvem outras funções não relacionadas com computador, como por exemplo tarefas industriais e repetitivas.

Dessa forma, o objetivo dessa tese de doutorado foi avaliar os efeitos que dois tipos de intervenção (implementação de pausas ativas e mudanças no ritmo de

trabalho) têm sobre a região de pescoço-ombro, considerando os sinais biológicos de atividade elétrica muscular, oxigenação muscular e postura durante a execução de uma tarefa industrial de caráter simulado. A atividade muscular das porções superiores (acromial e clavicular), média e inferior do músculo trapézio, assim como o músculo serrátil anterior foi avaliada através da eletromiografia de superfície (EMG) considerando métodos mais simples de análise como a amplitude do sinal e o tempo relativo de descanso, e também análises mais complexas como a entropia da análise da variação da exposição e a informação mútua normalizada; a oxigenação muscular do trapézio superior foi avaliada através do método de espectroscopia quase-infravermelha (*Near-Infrared Spectroscopy* - NIRS), e as posições de cabeça, tronco superior e braço dominante foram avaliadas com inclinômetros digitais (INC), durante a execução de uma tarefa ocupacional simulada de caráter repetitivo e monótono.

Contudo, devido a falta de consenso na literatura em relação aos métodos de aplicação e análise das pausas ativas (Samani et al. 2009b), uma revisão sistemática da literatura foi realizada para delimitar os parâmetros do protocolo experimental envolvendo a inserção de pausas ativas e os métodos de processamento para avaliação dos efeitos dessa intervenção. Essa revisão intitulada "*Effects of active pause pattern of surface electromyographic activity among subjects performing monotonous tasks: A systematic review*" foi publicada em 2016 no periódico *Journal of Electromyography and Kinesiology* e é descrita mais detalhadamente ao longo da tese (Estudo 01).

Após o levantamento da literatura existente sobre pausas ativas, um protocolo de coleta experimental foi realizado para responder as perguntas de pesquisa específicas em relação a dados de eletromiografia, oxigenação muscular e postura em

sujeitos com e sem dor na região de pescoço-ombro. Esse protocolo experimental gerou um estudo sobre os efeitos das pausas ativas (considerando contrações isométricas de encolhimento do ombro no plano frontal) e aplicação de diferentes ritmos de trabalho na atividade eletromiográfica de sujeitos saudáveis e a possível interação entre essas intervenções. Esse estudo foi publicado no periódico *Applied Ergonomics* com o título “*Can exposure variation be promoted in the shoulder girdle muscles by modifying work pace and inserting pauses during simulated assembly work?*” (Estudo 02). Com base nos resultados obtidos nesse estudo, pode-se observar que as intervenções propostas não tiveram uma interação significativa entre si, portanto elas foram consideradas separadamente.

Dessa forma, um estudo avaliando o efeito da implementação das pausas ativas em relação a oxigenação muscular do trapézio e as posturas de cabeça, tronco superior e braço foi proposto, considerando apenas um ritmo de trabalho durante a avaliação de sujeitos com e sem dor na região de pescoço-ombro. Esse estudo encontra-se em fase de finalização e é intitulado “*Do active pauses affect upper trapezius oxygenation and upper body posture during an assembly task on women with and without neck-shoulder pain?*” (Estudo 03).

Considerando a importância dos resultados encontrados no Estudo 02, um outro estudo foi realizado, considerando apenas os efeitos dos diferentes ritmos de trabalho na conectividade funcional do sinal eletromiográfico dos músculos escapulotorácicos em sujeitos com e sem dor na região de pescoço-ombro, considerando a análise feita pelo método da informação mútua normalizada. Esse estudo foi publicado em 2017 no periódico *Human Movement Science* com o título “*The coordination of shoulder girdle muscles during repetitive arm movements at*

either slow or fast pace among women with or without neck-shoulder pain” (Estudo 04). A Figura 0.1, apresenta de maneira resumida as principais informações dos quatro estudos.

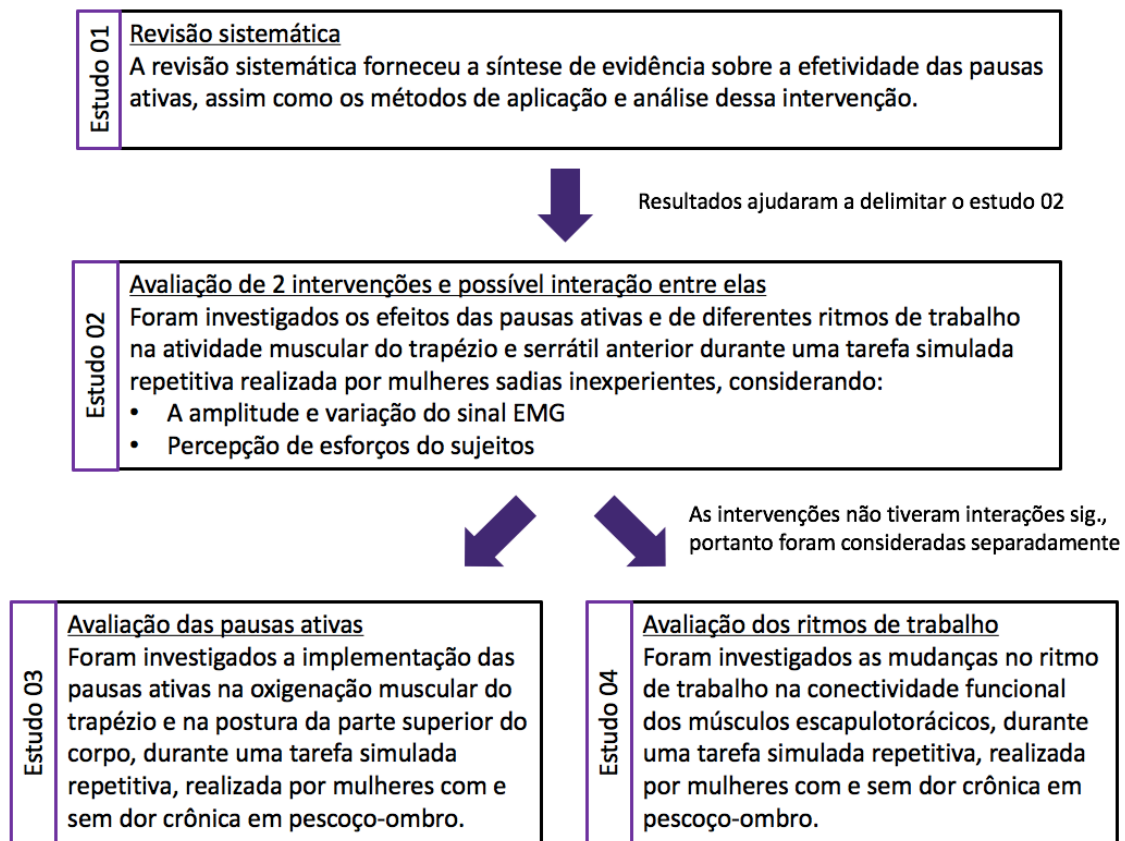


Figura 0.1 Síntese dos estudos apresentados na tese.

ESTUDO 1**EFEITOS DAS PAUSAS ATIVAS NO PADRÃO DA ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE ENTRE SUJEITOS REALIZANDO TAREFAS MONÓTONAS: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA**

Januario LB, Moreira RFC, Cid MM, Samani A, Madeleine P, Oliveira AB

Artigo publicado no periódico *Journal of Electromyography and Kinesiology (JEK)*

DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.07.009



1. Introdução

A alta prevalência de LER/DORT na região de pescoço-ombro pode ser explicada através da hipótese das fibras Cinderela (Hägg 1991), que é baseada no princípio do recrutamento ordenado por tamanho das unidades motoras musculares. O aumento da variabilidade motora pode atuar no mecanismo fisiopatológico que leva ao desenvolvimento de LER/DORT (Mathiassen 2006; Madeleine et al. 2008b) e pode ser promovida através de estratégias como rotação dos postos de trabalho, implementação de exercícios em ambiente laboral e inclusão de pausas (Galinsky et al. 2000; Mclean et al. 2001; Rissén et al. 2002; Mathiassen 2006; Galinsky et al. 2007). De maneira geral, as pausas podem ser realizadas de maneira programada ou informalmente.

Apesar da literatura atual ter um número substancial de estudos que investigam a relação das pausas com a exposição ocupacional (Henning et al. 1989, 1997; Christensen et al. 2000; Galinsky et al. 2000; Mclean et al. 2001; Balci e Aghazadeh 2003; van den Heuvel et al. 2003; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009a), apenas poucos estudos avaliaram os efeitos imediatos das pausas em relação ao padrão eletromiográfico. De maneira geral, a maioria dos estudos disponíveis na literatura, avaliaram apenas os efeitos de períodos de descanso (pausas passivas) durante a realização de tarefas monótonas de baixa intensidade muscular (Henning et al. 1997; Galinsky et al. 2000; Mclean et al. 2001; Balci e Aghazadeh 2003; van den Heuvel et al. 2003). Uma revisão sistemática desenvolvida por Brewer et al. (2006) mostrou que esse tipo de pausa, não apresenta vantagens para o sistema musculoesquelético, quando comparada à outras intervenções.

Em oposição as pausas passivas, pausas ativas podem ser descritas como

contrações musculares realizadas em períodos curtos de tempo, capazes de redistribuir a carga muscular através de mudanças na distribuição espacial da amplitude EMG e reduzir o desenvolvimento de fadiga durante atividades prolongadas e de carga muscular sustentada (Falla e Farina 2007). As pausas ativas permitem a recuperação ativa depois da realização de atividades físicas extenuantes em atletas (Weltman et al. 1977; Ahmaidi et al. 1996). Essa abordagem têm demonstrado potenciais benefícios em relação oxigenação muscular (Crenshaw et al. 2006), assim como na promoção de maior variabilidade nos padrões de ativação muscular (Crenshaw et al. 2006; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b). Porém, ainda não existe um consenso em relação a aplicabilidade das pausas ativas para modificar o padrão muscular adotado durante atividades monótonas e sustentadas (Samani et al. 2009c).

Considerando que a exposição durante tarefas sustentadas, estáticas e repetitivas afeta diretamente a carga imposta aos músculos, as medidas de EMG tem um papel central em avaliar o efeito das pausas ativas. A eletromiografia fornece informações importantes sobre o comportamento muscular e adaptações decorrentes de modificações no sistema sensorial aferente, especialmente na região de pescoço-ombro (Mathiassen et al. 1995; Visser e Van Dieën 2006). Diferentes métodos de processamento e análise tem sido desenvolvido ao longo dos anos para captar mudanças no sinal EMG tanto no domínio do tempo quanto frequência, como por exemplo raiz quadrática média (*Root Mean Square - RMS*), média móvel, integral do sinal, média ou mediana da frequência de potência, Função de Distribuição de Probabilidade de Amplitude (*Amplitude Probability Distribution Function - APDF*), EMG

gap analysis, tempo relativo de repouso (*Relative Rest Time* - RRT), análise da variação da exposição (*Exposure Variation Analysis* - EVA; Mathiassen e Winkel 1991) e recentemente métodos não-lineares também vem sendo aplicados para avaliar o sinal EMG (Samani et al. 2012; Rathleff et al. 2013).

Apesar da alta prevalência de LER/DORT e o potencial benefício das pausas ativas para as populações que trabalham em tarefas monótonas e estáticas, até o presente momento não existem revisões sistemáticas que abordem esses tópicos. Tal revisão possibilita a abordagem de tanto os potenciais benefícios das pausas ativas quanto de síntese dos métodos utilizados na implementação desse tipo de intervenção e processamento de dados. Portanto o objetivo dessa revisão sistemática é sintetizar evidência em relação aos métodos de aplicação da pausa ativa e em relação aos procedimentos utilizados para investigar o efeito desse tipo de intervenção considerando o sinal EMG.

2. Métodos

2.1 Estratégia de busca e processo de seleção de artigos

A busca eletrônica foi realizada nas bases de dados PubMed-MEDLINE, Embase, Web of Science, Lilacs, Ebsco e Scopus. As palavras-chave utilizadas na pesquisa foram combinadas e geraram a seguinte *string*: “(work OR occupation) AND (pause OR break) AND (electromyography OR electromyographic OR EMG OR sEMG)”.

Dois avaliadores independentes selecionaram os estudos obtidos a partir da busca eletrônica, considerando os títulos pertinentes à pesquisa. Em seguida, todos os títulos selecionados tiveram seus resumos analisados para identificar aqueles que atendiam aos critérios de inclusão.

Os textos completos dos artigos potencialmente relevantes foram recuperados para avaliação final, e posteriormente, suas listas de referências foram checadas de forma independente pelos mesmos avaliadores a fim de identificar estudos com potencial relevância não encontrados na busca eletrônica. Essa técnica de busca também é conhecida como método *snowballing*. Revisões sistemáticas publicadas previamente foram analisadas separadamente, e caso considerados pertinentes, os estudos primários relevantes também seriam incluídos nessa revisão através do método *snowballing*.

Os estudos encontrados através da busca eletrônica e do método *snowballing* foram considerados pertinentes e incluídos nessa revisão sistemática se tivessem as seguintes características: (1) estudos transversais que investigaram o efeito de pausas ativas realizadas tanto em ambientes reais quanto em ambientes simulados; (2) artigos revisados por pares; (3) incluíram sujeitos com queixas musculoesqueléticas ou saudáveis, sendo trabalhadores de escritório, ou trabalhadores industriais ou até mesmo sujeitos sem histórico prévio de trabalho, como estudantes; (4) avaliaram a região do pescoço ou dos membros superiores; (5) implementaram pausas programadas, com protocolos bem estabelecidos em relação ao tipo de atividade realizada no momento da pausa, e; (6) avaliaram a atividade elétrica muscular como um dos principais desfechos. Estudos que não atenderam a esses critérios foram excluídos. Os títulos obtidos a partir de resumos publicados em congressos ou simpósios, assim como artigos resumidos conhecidos como *short papers*, também foram excluídos.

Dois avaliadores independentes (L.B.J. e M.M.C) realizaram a seleção de títulos, resumos e artigos completos. O processo de seleção foi baseado nos critérios de inclusão e exclusão mencionados acima e realizado a partir de um consenso entre

ambos avaliadores. Em casos de discordância, um terceiro avaliador (R.F.C.M.) foi consultado. Essa revisão sistemática foi realizada seguindo as diretrizes da Cochrane (Higgins e Green 2006) e Prisma (Liberati et al. 2009). O processo de análise e seleção dos estudos foi realizado por meio do software START (*State of the Art through Systematic Review*) v. 2.0.

2.2 Avaliação da qualidade metodológica dos estudos

A qualidade metodológica dos estudos foi avaliada com base na escala proposta por Windt et al. (2000). Essa ferramenta baseia-se em duas ferramentas de avaliação metodológica (Hoogendoorn et al. 1999; Ariëns et al. 2000) e avalia a validade interna dos estudos primários incluídos nessa revisão. Uma vez que essa escala não possui tradução validada para o português, optou-se pela utilização no idioma original da publicação (anexo I).

Originalmente a escala tem 25 itens que podem ser excluídos da análise, de acordo com o modelo do estudo primário avaliado (estudos transversais, caso-controle ou prospectivos do tipo coorte). Para essa revisão sistemática, foram avaliados apenas os itens referentes a estudos transversais (itens 1, 2, 4, 6-13, 15, 19, 21, 23-25). Dentre os itens relativos a estudos transversais, aqueles relacionados a avaliação da exposição a fatores psicossociais no trabalho (itens 9 e 10) e o item relativo o uso de um avaliador cego sobre a condição de saúde dos avaliados (15), foram classificados como não-aplicável (NA).

Cada um dos itens avaliados foi classificado como: positivo (+) quando os requisitos mínimos forem atendidos; negativo (-) quando os requisitos mínimos não forem atendidos e; vago (V) quando o estudo não fornecia informações claras a respeito dos requisitos mínimos. A pontuação final foi obtida pela soma de todas as

respostas positivas relativas aos estudos transversais. Eventuais discordâncias entre os dois revisores foram solucionadas por meio de um consenso. Foram classificados estudos de alta qualidade metodológica aqueles que atingiram pontuação igual ou maior do que média do valor máximo (Verhagen et al. 1998; Moseley et al. 2002; Maher et al. 2003).

2.3 Extração de dados

Os autores trabalharam de forma independente, usando um formulário padronizado (anexo II) para a extração dos dados, considerando: (1) aspectos da população avaliada tais como sexo/gênero, idade, peso e altura, tipo de trabalho realizado e tempo de experiência, presença ou ausência de sintomas musculoesqueléticos; (2) protocolos de avaliação, incluindo contração muscular implementada na pausa, assim como frequência e carga, e presença ou ausência de grupos de comparação entre pausas; (3) metodologia de avaliação tais como uso de instrumentos qualitativos e quantitativos para avaliar os efeitos da pausa e a metodologia de uso desses instrumentos (incluindo coleta e processamento de dados EMG); (4) resultados observados, incluindo os principais achados obtidos a partir das medidas de EMG. Os formulários preenchidos por cada um dos avaliadores foram comparados entre si, para garantir a qualidade da informação descrita.

2.4 Padrões para relato de dados eletromiográficos - Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia

Uma diretriz para relatar dados eletromiográficos foi publicada pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK) (Merletti 1999) e atualizada no

site oficial da organização¹. Essa diretriz foi proposta para incentivar a padronização na descrição da EMG e aumentar a qualidade metodológica dos estudos que usam essa ferramenta. Cada um dos estudos incluídos foi avaliado de acordo com os itens propostos na diretriz.

2.5 Síntese de evidência

Para agrupar os resultados encontrados nos estudos primários e aplicar métodos estatísticos válidos para realização uma meta-análise, é necessário que as características dos sujeitos avaliados, os tipos de intervenção e as medidas avaliadas sejam similares entre si (Liberati et al. 2009). Considerando as diferentes características dos artigos selecionados e distintas formas de avaliação e relato dos dados eletromiográficos, não foi possível conduzir esse tipo de estudo. Portanto, a síntese do corpo de evidência dessa revisão sistemática foi realizada a partir da abordagem GRADE (*Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation*) (Furlan et al. 2009; Hoe et al. 2012; Richards et al. 2013; Calixtre et al. 2015). Devido a heterogeneidade dos dados eletromiográficos, também não foi possível realizar o cálculo do tamanho do efeito.

Os estudos primários foram agrupados com base no tipo de análise utilizada para processar o sinal EMG e também com o grupo de comparação utilizado para avaliar o efeito da pausa ativa. O GRADE é dividido em cinco domínios: limitações metodológicas devido ao risco de viés, inconsistência, evidência indireta, imprecisão, viés de publicação (Atkins et al. 2004; Richards et al. 2013). As limitações metodológicas devido ao risco de viés foram avaliadas com base na escala proposta por Windt et al. (2000). A inconsistência refere-se aos diferentes resultados obtidos

¹ <http://www.isek.org/wp-content/uploads/2015/05/Standards-for-Reporting-EMG-Data.pdf>.

pela análise do sinal EMG frente a aplicação da intervenção proposta e pode-se identificar a consistência de uma revisão quando os resultados são similares o suficiente para obter uma conclusão única. A evidência indireta refere-se as diferenças entre amostra, tipos de intervenção e resultados, que impedem que os resultados sejam aplicados a população de maneira geral. A imprecisão refere-se ao número de estudos, população e eventos para cada um dos resultados (Furlan et al. 2009). O viés de publicação considera o grupo de pesquisa que realiza os estudos (Calixtre et al. 2015). Tradicionalmente, o nível de evidência pode ser pontuado de acordo com o GRADE em muito baixo, baixo, moderado ou alto (Falavigna et al. 2014).

3. Resultados

3.1 Descrição dos estudos primários

A busca eletrônica resultou num total de 940 estudos. A seleção final foi definida por consenso e resultou em 15 estudos, incluídos nessa revisão sistemática (Figura 1.1). A qualidade metodológica dos estudos foi apresentada na Tabela 1.1. Nenhum dos estudos incluídos obteve o valor máximo (14 pontos). Mclean et al. (2000) e Samani et al. (2009a) receberam a maior pontuação entre os estudos incluídos (11 de 14 pontos).

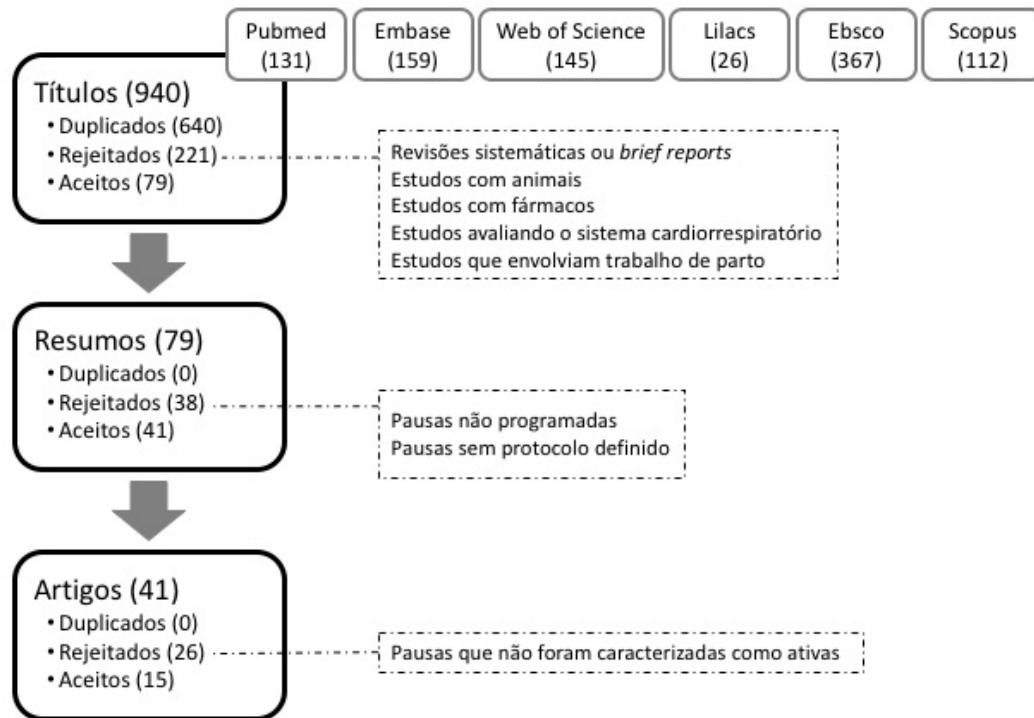


Figura 1.1 Processo de seleção dos estudos.

Tabela 1.1 Qualidade metodológica dos estudos de acordo com a escala proposta por Windt et al. (2000)

Estudo	Item															Total		
	1	2	4	6	7	8	9	10	11	12	13	15	19	21	23		24	25
Sundelin & Hagberg, 1989	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	-	NA	-	+	-	+	-	8/14
Hagg & Suurkiila, 1991	+	-	+	+	+	+	NA	NA	-	-	+	NA	+	+	-	+	+	10/14
Sundelin, 1993	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	-	NA	-	+	+	+	-	9/14
Mathiassen & Winkel, 1996	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	-	NA	-	+	+	+	-	9/14
Mclean et al., 2000	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	+	NA	-	+	+	+	+	11/14
Balci & Aghazadeh, 2004	+	-	+	+	+	-	NA	NA	-	-	-	NA	+	+	-	-	-	6/14
Crenshaw et al., 2006	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	-	NA	-	+	-	+	-	8/14
Ohashi et al., 2008	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	-	NA	-	+	-	+	-	8/14
Larsen et al., 2009	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	-	NA	-	+	-	+	-	8/14
Samani et al., 2009a	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	+	NA	-	+	-	+	-	9/14
Samani et al., 2009b	+	+	+	+	+	+	NA	NA	+	+	+	NA	-	+	-	+	-	11/14
Samani et al., 2009c	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	+	NA	-	+	-	+	-	9/14
Samani et al., 2010a	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	+	NA	-	+	-	+	-	9/14
Samani et al., 2010b	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	-	NA	-	+	-	+	-	8/14
Nakphet et al., 2014	+	+	+	+	+	+	NA	NA	-	-	+	NA	+	+	-	+	-	10/14

Objetivo do estudo

1. Positivo se um objetivo específico, claramente é descrito

População do estudo

2. Positivo se as principais características da população do estudo estão descritas (quadro de amostragem e distribuição da população por idade e sexo/gênero)

4. Positivo, se a taxa de participação é > 80% ou se a taxa de participação é de 60% -80% e a não-resposta não é seletiva (dados apresentados)

Avaliação da exposição, carga física no trabalho (caso não esteja incluído no desenho do estudo, não-aplicável - NA)

6. Positivo, se os dados foram coletados e apresentados em relação a carga física no trabalho

7. Método para medir a carga física no trabalho: a medição direta e observação (+), entrevista ou só questionário (-)

8. Positivo se houver mais de uma dimensão da carga física apurada: duração, frequência ou amplitude

Avaliação da exposição, fatores psicossociais no trabalho (caso não esteja incluído no desenho do estudo, não-aplicável - NA)

9. Positivo, se os dados foram coletados e apresentados em relação aos fatores psicossociais no trabalho

10. Positivo se mais de um aspecto dos fatores psicossociais é avaliado: demanda de trabalho, controle de trabalho, apoio social

Avaliação da exposição, outros

11. Positivo, se os dados foram coletados e apresentados em relação a exposição física ou psicossocial durante o tempo de lazer

12. Positivo, se os dados foram coletados e apresentados sobre a exposição ocupacional no passado

13. Positivo, se os dados foram coletados e apresentados em relação ao histórico de distúrbios do ombro

15. Positivo se a avaliação da exposição é cega para o estado da doença (caso não esteja incluído no design, NA)

Avaliação do desfecho

19. Método para avaliar dor no ombro: exame físico cego para o status da doença (+), auto referido: questões relacionadas à alteração no ombro ou uso de diagramas corporais (+), única pergunta (-)

Análise e apresentação dos dados

21. Positivo se o modelo estatístico apropriado é usado (modelo uni ou multivariado)

23. Positivo se apresentam medidas de associação (OR/RR), incluindo 95% IC e números na análise (totais)

24. Positivo se a análise é controlada por confundidores ou o efeito da modificação é estudada

+ : itens descritos e/ou realizados no estudo; - : itens que não descritos e/ou realizados no estudo ; NA: não-aplicável

As principais características dos 15 estudos incluídos, assim como os métodos utilizados na aplicação das pausas ativas e outros tipos de pausas, foram extraídas de acordo com o formulário padronizado e estão descritos na Tabela 1.2. Apenas quatro estudos avaliaram sujeitos em sua condição atual de trabalho (Sundelin e Hagberg 1989; Hägg e Suurküla 1991; Mclean et al. 2000; Larsen et al. 2009). Onze estudos avaliaram tarefas relacionadas com computador (Sundelin e Hagberg 1989; Mclean et al. 2000; Balci e Aghazadeh 2004; Crenshaw et al. 2006; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b; Nakphet et al. 2014). Os demais estudos avaliaram tarefas repetitivas (Hägg e Suurküla 1991; Sundelin 1993; Mathiassen e Winkel 1996; Ohashi et al. 2008). Levando em consideração que tanto atividades que fazem uso de computador quanto tarefas repetitivas impõem cargas semelhantes no sistema musculoesquelético (Larsson et al. 2007), os resultados obtidos nesses estudos foram interpretados em conjunto.

Apesar de alguns estudos terem avaliado músculos como eretor cervical (Mclean et al. 2000; Nakphet et al. 2014), infraspinal (Hägg e Suurküla 1991; Sundelin 1993; Ohashi et al. 2008), supraspinal (Mclean et al. 2000), deltóide (Ohashi et al. 2008; Nakphet et al. 2014), ou elevador da escápula (Sundelin e Hagberg 1989); essa revisão sistemática teve como foco apenas os músculos trapézio e extensores do punho, portanto os demais músculos foram desconsiderados na análise. Todos os estudos, com exceção de Crenshaw et al. (2006), avaliaram a região de pescoço-ombro. Todos os estudos incluíram sujeitos assintomáticos, com exceção de dois estudos (Balci e Aghazadeh 2004; Larsen et al. 2009), que não relataram a condição musculoesquelética da população avaliada (Tabela 1.2).

Tabela 1.2 Principais características dos estudos selecionados

Estudo	Região corporal/sintomas	Ocupação dos sujeitos	Pausas Ativas	Condição controle	Tarefa realiza durante a coleta de dados	Tempo	Intervalo de tempo em que as pausas foram aplicadas
Sundelin & Hagberg, 1989	PO/AS	Operadores de processamento de palavras	Ginástica na posição sentada; 15-20s.	-PP: descansar os braços no colo, inclinar para trás e fechar os olhos. -Pausa divertida: caminhada; 15-20s.	Real: digitar constantemente, sem retirar as mãos do teclado e permanecer no posto de trabalho.	3x30min	Pausas aplicadas a cada 6min de tarefa.
Hägg & Suurkilla, 1991	PO/AS	Trabalhadores industriais	Contrações isométricas de ombro bilaterais; 0.5kg em cada membro; 10s.	-Sem condição controle.	Real: empacotamento de cabos (em pé) e tarefas de montagem (sentado).	2h	Pausas aplicadas a cada 10min de tarefa.
Sundelin, 1993	PO/AS	Estudantes	Levantar da cadeira, caminhar e carregar uma caixa (2 kg) até uma prateleira 5-6 vezes; ≈ 1 min.	-Trabalho contínuo sem pausas.	Simulado: pegar um cilindro (15g) e coloca-lo em um orifício (sentado com quadris e joelhos flexionados à 90°).	2h (1h de trabalho contínuo 1h com pausas)	Pausas aplicadas a cada 6min de tarefa
Mathiassen & Winkel, 1996	PO/AS	Não específica (sem familiaridade com tarefas de montagem).	Levantar e carregar caixas (8-15kg; 3-4 min); fornecer estação de trabalho com componentes (6-7min); trabalho em VDU(10 min).	-PP: permanecer sentado no posto de trabalho e tentar relaxar; 20 min.	Simulado: montagem de motores de serras elétricas; os componentes pesavam até 90g e o motor completo 220g; 120 MTM.	SR	Pausas aplicadas a cada 2h de tarefa.
Mclean et al., 2000	PO, antebraço, lombar/AS	Trabalhadores de computador	Levantar e andar no posto de trabalho; 30s.	-Trabalho contínuo.	Real: trabalho de escritório usual	2h	Pausas aplicadas a cada 20min de tarefa, por 2 dias.
Balci & Aghazadeh, 2004	PO, antebraço/SR	Estudantes	Ginástica para mãos, cabeça, costas e ombros, de acordo com Lee et al. (1992).	-Sem condição controle.	Simulado: incluir números de telefone numa lista e fazer cálculos aritméticos, utilizando um teclado.	150min (120 min trabalho em VDU e 30 min de descanso)	3 modelos de trabalho/pausas (em min): 60/10; 30/5 e 15/0,5.
Crenshaw et al., 2006	antebraço/AS	Estudantes	10 extensões de punho (semi-pronado) contra um tubo elástico; 1min.	-PP: manter as mãos nos joelhos por 1 min.	Simulado: tarefa de computador modificada do modelo proposto por Aaras and Ro (1997).	2 x 60 min (separado por 3-6 dias)	Pausas aplicadas a cada 20min de tarefa, por 2 dias.
Ohashi et al., 2008	PO, lombar/AS	Não específica	Uma contração isométrica de elevação do ombro numa posição fixa; 1min.	-PP: contrações teste, intercaladas por períodos de descanso; 43 min.	Simulado: escolha de rolas com a mão dominante e coloca-las numa esteira; taxa de 20 escolhas /min.	5 x 20 min e 15s	Nas 2 primeiras sessões foram feitas pausas ativas e nas últimas 2 PP.

Larsen et al., 2009	PO/SR	Trabalhadores de computador	Uma contração isométrica máxima de elevação do ombro; 4-5s.	-Trabalho contínuo.- PP: braços apoiados e olhos fechados; 1 min.	Simulado: trabalho de computador padronizado - Birch et al. (2001).	15min familiarização + 2 x 15 min	Cada sessão começou e terminou com pausas.
Samani et al., 2009a	PO/AS	Não específica (usuários de computador experientes)	Uma contração isométrica bilateral de elevação do ombro a 30% MVC; 8s.	-PP: manter as mãos apoiadas em uma mesa; 8s.	Simulado: trabalho de computador padronizado - Birch et al. (2001).	4x10 min	Pausas aplicadas a cada 2min de tarefa.
Samani et al., 2009b	PO/AS	Não específica	Uma contração isométrica bilateral de elevação do ombro a 30% MVC; posição sentada; 8s.	-PP: manter as mãos apoiadas em uma mesa; 8s.	Simulado: trabalho de computador padronizado - Birch et al. (2001).	2x2min, com intervalos de 30s	Pausas aplicadas a cada 40s de tarefa, por 2 dias.
Samani et al., 2009c	PO/AS	Não específica (usuários de computador experientes)	Uma contração isométrica bilateral de elevação do ombro a 30% MVC com <i>biofeedback</i> ; 8s.	-PP: manter as mãos apoiadas em uma mesa com os braços apoiados; 8s.	Simulado: trabalho de computador padronizado - Birch et al. (2001).	4x2min; 30s separando as sequencias	Pausas aplicadas a cada 40s de tarefa, por 2 dias.
Samani et al., 2010a	PO/AS	Não específica (usuários de computador experientes)	Uma contração isométrica bilateral de elevação do ombro a 30% MVC (cerca de 5kg); 8s.	-Trabalho contínuo.- PP: manter as mãos apoiadas em uma mesa; 8s.	Simulado: trabalho de computador padronizado - Birch et al. (2001).	3x10 min	Pausas aplicadas a cada 2min de tarefa.
Samani et al., 2010b	PO/AS	Não específica (usuários de computador experientes)	Uma contração isométrica bilateral de elevação do ombro a 30% MVC; 8s.	-Trabalho contínuo.- PP: manter as mãos apoiadas em uma mesa; 8s.	Simulado: trabalho de computador padronizado - Birch et al. (2001).	3x10 min	Pausas aplicadas a cada 2min de tarefa.
Nakphet et al., 2014	PO/AS	Operadores de VDU	Grupo A: 2x15 alongamento; Grupo B: 3x5 elevação e flexão de ombro e 5 extensões de pescoço; 3min.	-PP: retirar as mãos do teclado e relaxar, sentar encostado na cadeira; 3min.	Simulado: digitar um documento em Tailandês.	60 min	Pausas aplicadas a cada 2min de tarefa.

AS: assintomáticos; MTM: medida de tempos e métodos; MVC: contração voluntária máxima; NA: não-aplicável; PO: pausa passiva; SR: sem relato; VDU: unidades com display visual

Alguns estudos avaliaram exclusivamente mulheres (Sundelin e Hagberg 1989; Hägg e Suurkula 1991; Sundelin 1993; Mathiassen e Winkel 1996; Crenshaw et al. 2006; Ohashi et al. 2008; Larsen et al. 2009; Nakphet et al. 2014) enquanto outros avaliaram exclusivamente homens (Balci e Aghazadeh 2004; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b) e apenas um estudo avaliou ambos sexos/gêneros (McClean et al. 2000).

3.2 Características das pausas ativas

Em relação a investigação das pausas ativas, a maioria dos estudos aplicou contrações isométricas como forma de intervenção (Hägg e Suurkula 1991; Ohashi et al. 2008; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b) (Tabela 1.2). Todos os estudos, com exceção de (Mathiassen e Winkel 1996; Nakphet et al. 2014), realizaram as pausas ativas por um intervalo de um minuto ou menos. Doze dos 15 estudos incluídos, compararam as pausas ativas com outro tipo de condição controle, como um período de relaxamento denominado de pausa passiva (Sundelin e Hagberg 1989; Mathiassen e Winkel 1996; Crenshaw et al. 2006; Ohashi et al. 2008; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b; Nakphet et al. 2014).

3.3 Eletromiografia

3.3.1 Aquisição e normalização dos dados

A Tabela 1.3, mostra os procedimentos utilizados nos 15 estudos incluídos, em relação a aquisição e processamento dos dados EMG, incluindo a normalização do sinal, uma vez que a eletromiografia foi o desfecho principal considerado nessa revisão

para avaliar o efeito das pausas ativas. Todos os estudos, com exceção de Crenshaw et al. (2006), avaliaram porções do músculo trapézio.

O posicionamento de eletrodos foi muito heterogêneo entre os estudos. Apesar do projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) ser considerado o padrão ouro para recomendação de colocação de eletrodos durante medidas de eletromiografia de superfície, a maioria dos estudos incluídos não seguiram as recomendações dessa diretriz. A porção acromial do trapézio foi a mais avaliada entre os 15 estudos incluídos (Hägg e Suurkula 1991; Mathiassen e Winkel 1996; Mclean et al. 2000; Ohashi et al. 2008; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b; Nakphet et al. 2014). O posicionamento do eletrodo variou entre medial, lateral e exatamente no ponto médio entre o processo espinhoso da 7ª vértebra cervical (C7) e o acrômio da escápula, mesmo a recomendação do SENIAM sendo no ponto médio entre C7 e o acrômio. Dois dos estudos utilizaram ilustrações para demonstrar o posicionamento de eletrodos (Sundelin e Hagberg 1989; Hägg e Suurkula 1991) e um dos estudos incluídos não descreveu essa informação (Balci e Aghazadeh 2004). Apenas dois estudos avaliaram o músculo extensor do punho (Mclean et al. 2000; Crenshaw et al. 2006) e eles utilizaram diferentes posicionamentos de eletrodo, uma vez que o SENIAM não tem nenhuma diretriz em relação a esse músculo.

Nove estudos utilizaram contrações submáximas para normalizar o sinal EMG (Sundelin e Hagberg 1989; Hägg e Suurkula 1991; Mathiassen e Winkel 1996; Balci e Aghazadeh 2004; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b). Quatro estudos utilizaram contrações

máximas (Crenshaw et al. 2006; Ohashi et al. 2008; Larsen et al. 2009; Nakphet et al. 2014), e dois estudos não reportaram o método de normalização utilizado.

Tabela 1.3 Principais características da coleta e análise de dados EMG dos estudos primários.

Estudo	Músculo ou grupamento muscular	Localização dos eletrodos*	Métodos de normalização		Outras análises
			Posição do teste	Análise	
Sundelin & Hagberg, 1989	TS-cerv, TS-acr e elevador da escápula	TS-cerv: região de C2-C3. TS-acr: 2cm acima do ângulo superior da escápula.	Elevação do ombro lenta de 0 a 30% MVC, 3x15-20s.	Relação força/EMG como uma regressão do poder da função e reverso para transformar atividade elétrica em força (%RVE).	Cargas musculares estáticas (P10), medianas (P50) e de pico (P90). Constante de 100ms.
Hagg & Suurkilla, 1991	TS-acr e infraespinhal, bilaterais	Utilizado uma ilustração para identificar a localização dos eletrodos	Contrações teste ¹ com cargas de 0.5kg por 10s, 4 vezes separadas por 1min entre elas.	A taxa de cruzamentos em zero dos tempos 1 e 2 foram divididas pela média das 4 primeiras contrações.	Taxa de cruzamentos em zero. SR
Sundelin, 1993	TS-clav, TS-acr e infraespinhal	Utilizado uma ilustração para identificar a localização dos eletrodos	SR	SR	Média RMS calculada em janelas 1s. Frequência da potência média (MPF)
Mathiassen & Winkel, 1996	TS-acr	60% ao longo da linha de C7 a acrómio (bilateralmente) e no PM entre o primeiro eletrodo e espinha escapular (parte caudal direita).	RVE segurando os braços estendidos a 60° sagitalmente, com torque externo de 15Nm durante 1 min.	Os dados foram normalizados em %RVE durante os primeiros 15s do TC pré-trabalho.	Janelas móveis de 100 ms e ajustada para o nível do sinal de repouso. APDF e EVA (0-1%, 1-3.3%, 3.3-10%, 10-23.3%, 23.3-50%, 50-103.3% RVE).
Mclean et al., 2000	TS-acr, EP, eretores da espinha, supraespinhal	Acro-TS: PM entre C7 e o acrómio. EP: sobre o ventre muscular, ≈1/3 da origem para a inserção do lado direito.	SR	Os dados foram normalizados pela mediana e pelo desvio absoluto da mediana.	MPF
Balci & Aghazadeh, 2004	TS direito e extensores de punho	SR	RVE sentado, com o braço direito estendido, elevado a 90° no plano escapular com 1 kg de carga.	SR	Foi calculada a mudança no RMS entre o início e o final da sessão. Não foi realizado.
Crenshaw et al., 2006	Extensores de punho direito	3cm médio distal ao epicôndilo lateral.	3 MVC com antebraço semi-pronado. A força foi medida com uma célula de carga.	Os dados foram normalizados pelo maior valor registrado durante as repetições.	Frequência mediana. 1s para MVC, 10s para contração de teste e 0.1s para pausa. 2 RMS calculado a partir de janelas de 10 min no 1ª e 2ª metade de cada período de trabalho.

Ohashi et al., 2008	TS-acr, infraespinhal, deltóide e eretores da espinha	Acr-TS: PM entre C7 e o acrômio do lado direito.	MVC de elevação e abdução do ombro em posição sentada.	Os dados foram normalizados pela amplitude EMG a cada 512ms e o valor máximo foi usado como MVE.	Amplitude EMG foi calculado como raiz quadrada de potência entre 3.9 e 386.7 Hz, e convertido em %MVE.
Larsen et al., 2009	TS-clav e TS-acr dominantes	Clav-TS: ≈20% lateral do PM entre a origem e inserção. Acr-TS: ≈20% medial ao PM, entre o acrômio e C7.	MVC de elevação isométrica bilateral do ombro com braços estendidos e pulsos neutros por 4-5s.	Os dados foram normalizados pelo > RMS obtido com uma janela móvel (1s de duração e 100ms de pontos).	Janelas de 100ms de duração durante toda gravação RRT - < 0.5% da EMGmax por 0.2s.
Samani et al., 2009a	TS-clav, TS-acr, TM, TI	Clav-TS: 20% lateral ao PM entre C4 e 1/3 lateral posterior da clavícula. Acr-TS: 20% medial ao PM entre o acrômio e CT. TM: 20% medial ao PM entre o bordo medial da escápula e T3. TI: 33% medial ao PM entre o bordo medial da escápula e T8.	RVE sentado em uma cadeira, com as palmas das mãos voltadas para o chão, olhando para o horizonte. A abdução bilateral do braço a 90° no plano frontal foi realizada uma vez por 5s.	Os dados foram normalizados pelo RMS médio da contração de referência (RVE).	Períodos de 1s sem sobreposição.
Samani et al., 2009b	TS-clav, TS-acr, TM, TI	Similar ao descrito em Samani et al., 2009a.	Similar ao descrito em Samani et al., 2009a.	Os dados foram normalizados por meio de RMS em janelas de 250ms (usado para definir níveis de amplitude em EVA).	Estimado em janelas médias não sobrepostas de 1s
Samani et al., 2009c	TS-clav, TS-acr, TM, TI	Similar ao descrito em Samani et al., 2009a.	Similar ao descrito em Samani et al., 2009a.	SR	Efeito agudo: 0,5s em 3 janelas antes, durante e depois das pausas. Efeito global: janelas de 1s, 1° e último segundos descartados
Samani et al., 2010a	TS-clav e TS-acr bilateral	Similar ao descrito em Samani et al., 2009a. Também usou um eletrodo em grade com de 64 eletrodos, colocados no TS dominante.	RVE sentado na cadeira. A elevação do ombro bilateral (shrug) foi realizada por 5s com 5 kg de carga (≈30% MVC).	Os dados foram normalizados com o RMS médio ao longo de 250ms, com janelas móveis de 100ms, dividindo RMS absoluto por valores RMS do RVE.	Janelas de 0,5s sem sobreposição.
					RRT (duração do gap de 250ms) e PeSaEn (0.5s janelas sem sobreposição). Computado o centro de gravidade e entropia do RMS, RMS normalizado, RRT e mapa PeSaEn.

PeSaEn e RRT. Sequências PeSaEn representando 0–100% divididos em 10% e 5 janelas de RRT dividindo 25% do trabalho de computador.

Janelas de 0,5s sem sobreposição.

Os dados foram normalizados com o RMS médio ao longo de 250ms, com janelas móveis de 100ms.

RVE através da elevação bilateral do ombro para 5s com carga de 5 kg.

TS-clav dominante, TS-acr bilateral e TI dominante colocados similar ao descrito em Samani et al., 2009a

Samani et al., 2010b

TS-clav, TS-acr e TI

TS-acr, TI, deltóide e eretor espinhal cervical direitos	TS-acr: 2 cm lateral ao PM de C7 e acrómio. TI: <i>distal</i> - 2.5–3cm lateral a T6; <i>proximal</i> - a 45° paralelo as fibras musculares e 2cm acima do eletrodo distal.	MVC	Os dados foram normalizados a partir de janelas móveis de 200ms. O valor mais alto da janela RMS foi usado como MVC.	Média do valor dentro de 200ms, e expresso em % MVE.	Frequência mediana através de transformada rápida de Fourier
--	---	-----	--	--	--

TS: trapézio superior; TS-acr: trapézio superior porção acromial; TS-cerv: trapézio superior porção cervical; TS-clav: trapézio superior porção clavicular; TI: trapézio inferior; TM: trapézio médio; EP: extensores do punho; MVE: atividade elétrica voluntária máxima; MVC: contração voluntária máxima; PM: ponto médio; RMS: raiz quadrática média; RVE: atividade elétrica voluntária de referência; PeSaEn: entropia de amostragem permutada

* Apesar de alguns estudos avaliarem outros músculos, foi optado por descrever apenas o posicionamento dos eletrodos posicionados nos músculos trapézio e extensores do punho.

3.3.2 Análise de dados

A análise de dados do sinal EMG também variou entre os estudos (Tabela 03). Todos os estudos, exceto Hägg and Suurküla (1991) e Mclean et al. (2000), realizaram análises no domínio do tempo, incluindo a análise da média quadrática (RMS). O comprimento da janela utilizada para o cálculo do RMS variou de 100ms a 1s (Sundelin e Hagberg 1989; Mathiassen e Winkel 1996; Balci e Aghazadeh 2004; Crenshaw et al. 2006; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b; Nakphet et al. 2014), e apenas Samani et al. (2009a, 2009b, 2009c, 2010a, 2010b) descreveram a sobreposição de janelas utilizada no cálculo dessa variável.

Alguns estudos avaliaram os efeitos das pausas utilizando mais de uma variável EMG. Seis estudos avaliaram os efeitos das pausas sobre a atividade elétrica muscular através do tempo relativo de repouso (RRT) (Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b), e um utilizou a taxa de cruzamentos em zero - ZC (Hägg e Suurküla 1991). Cinco estudos avaliaram a atividade eletromiográfica através de análises no domínio da frequência: três estudos utilizaram frequência da potência média - MPF (Sundelin 1993; Mclean et al. 2000; Ohashi et al. 2008) e dois estudos utilizaram a frequência mediana (Crenshaw et al. 2006; Nakphet et al. 2014). Em relação a análise da variação, dois estudos utilizaram o APDF (Sundelin e Hagberg 1989; Mathiassen e Winkel 1996), e quatro estudos utilizaram a análise da variação da exposição - EVA (Mathiassen e Winkel 1996; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b). Por fim, dois estudos avaliaram os efeitos das pausas através de métodos não-lineares, como a entropia (Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b).

3.3.3 Descrição dos dados eletromiográficos

De acordo com a diretriz da ISEK para relatar dados eletromiográficos, nenhum estudo relatou todas as informações necessárias em relação aos dados de eletromiografia. Os resultados relacionados a descrição dos dados EMG entre os estudos incluídos encontram-se na Tabela 1.4.

3.4 Síntese de evidência de acordo com a abordagem GRADE

Os resultados referentes a análise através do método GRADE estão descritas na Tabela 1.5. De maneira geral, a síntese de evidência foi baixa para a análise através do RMS e muita baixa para as demais variáveis EMG escolhidas para avaliar o efeito das pausas.

4. Discussão

Nossos objetivos foram revisar a aplicação das pausas ativas e revisar os procedimentos utilizados para avaliar as mudanças no padrão eletromiográfico em decorrência da aplicação das pausas ativas. Essa revisão sistemática incluiu 15 estudos transversais que avaliaram os efeitos das pausas ativas através da atividade eletromiográfica de 1989 até 2015, entre 940 títulos identificados. A análise dos estudos incluídos relevou que as pausas ativas foram capazes de mudar o nível de atividade eletromiográfica durante atividades monótonas de baixo nível de ativação muscular para um padrão de atividade muscular mais benéfico, apesar da grande heterogeneidade entre os métodos utilizados na aplicação e avaliação desse tipo de intervenção.

Tabela 1.4 Itens da diretriz de padrões para relato de dados eletromiográficos proposto pela ISEK.

Estudo	Eletrodo de superfície							Detecção EMG								Amostra gem		Retificação	Processo de amplitude	Normalização							Itens somados +/-	Pontuação total(%)
	Material	Formato	Tamanho	Preparação da pele	Distância intereletrodo	Localização	Tipo de diferencial	Impedância do input	CMRR	SNR	Ganho	Tipo de filtro	Frequência de corte	Rampa da freq. de corte	Frequência	Bits	Treinamento da contração			Angulo articular	Condições	Velocidade de aumento	Velocidade	amplitude	Carga			
Sundelin & Hagberg, 1989	+	+	+	-	+	H	-	-	-	H	-	-	-	-	+	-	-	+	+	-	-	-	+	7+/16-	8 (32)			
Hagg & Suurkilla, 1991	-	-	-	-	+	+	+	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	+	+	-	-	-	+	5+/16-	7 (28)			
Sundelin, 1993	+	-	+	-	+	-	-	-	-	-	-	+	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	8+/17-	8 (32)			
Mathiassen & Winkel, 1996	+	+	+	-	+	+	+	-	-	-	-	+	-	-	+	-	-	+	+	-	-	-	-	10+/15-	10 (40)			
McLean et al., 2000	+	-	-	-	+	-	+	+	-	-	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	9+/16-	9 (36)			
Balci & Aghazadeh, 2004	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1+/24-	1 (4)				
Crenshaw et al., 2006	+	-	-	+	+	+	-	-	-	+	-	+	-	-	-	-	-	-	+	-	-	-	-	8+/17-	8 (32)			
Ohashi et al., 2008	-	+	+	-	+	+	+	-	-	+	-	+	-	-	-	-	-	-	+	-	-	-	-	9+/16-	9 (36)			
Larsen et al., 2009	+	+	+	-	+	+	+	-	-	±	+	+	-	-	+	-	-	-	+	-	-	-	-	12+/10-	13,5 (54)			
Samani et al., 2009a	+	+	+	+	+	+	+	-	-	+	+	-	-	-	+	-	-	-	+	-	-	-	-	15+/10-	15 (60)			
Samani et al., 2009b	+	+	+	+	+	+	+	-	-	+	+	-	-	-	+	-	-	-	+	-	-	-	-	15+/10-	15 (60)			
Samani et al., 2009c	+	+	+	+	+	+	+	-	-	+	+	-	-	-	+	-	-	-	+	-	-	-	-	14+/11-	14 (56)			
Samani et al., 2010a	-	-	-	+	+	+	+	-	-	+	+	-	-	-	+	-	-	-	+	-	-	-	-	11+/14-	11 (44)			
Samani et al., 2010b	-	-	-	+	+	+	+	-	-	+	+	-	-	-	+	-	-	-	+	-	-	-	-	11+/14-	11 (44)			
Nakphet et al., 2014	+	-	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	-	-	-	-	-	-	+	-	-	-	-	12+/13-	12 (48)			

Eletrodo de superfície: material do eletrodo (Al/AgCl); formato do eletrodo (disco, barra, retangular); tamanho (diâmetro, raio, largura x comprimento); preparação da pele (uso de gel ou pasta, álcool aplicado para limpar a pele, abrasão da pele, raspagem de pelos); localização do eletrodo (orientação sobre músculo em relação aos tendões, ponto do motor e direção da fibra). **Detecção de EMG:** tipo de diferencial (monopolar, diferencial duplo); CMRR - Razão de Rejeição de Modo Comum; SNR- relação sinal / ruído; tipos de filtros (Butterworth, Chebyshev); frequências de corte (passa baixo, passa alto); inclinação de corte (dB/oitava, dB/década). **Normalização:** amplitudes e cargas (em contrações não-isométricas deve ser descrito).

+ : informações completas (somado 1 ponto na pontuação total); ±: informação parcial (somado 0,5 ponto na pontuação total); -: informação não descrita (sem pontos somados na pontuação total).

Tabela 1.5 Abordagem GRADE para sintetizar e nivelar o nível de evidência, considerando os métodos de análise de EMG quando comparando as pausas ativas com outros tipos de intervenção.

Desfecho	Limitações metodológicas	Inconsistência	Evidência indireta	Imprecisão	Viés de publicação	Estudo	Nível de evidência
RMS	Nenhuma séria	Séria ²	Séria ³	Séria ⁴	Sério ⁶	Sundelin & Hagberg, 1989	Baixo
						Mathiassen & Winkel, 1996	
						Crenshaw et al., 2006	
						Ohashi et al., 2008	
						Larsen et al., 2009	
						Samani et al., 2009a	
						Samani et al., 2009 b	
						Samani et al., 2009c	
						Samani et al., 2010a	
						Samani et al., 2010b	
Nakphet et al., 2014							
APDF	Nenhuma séria	Séria ²	Nenhuma séria	Séria ⁴	Não detectável	Sundelin & Hagberg, 1989	Muito baixo
						Mathiassen & Winkel, 1996	
Domínio da frequência	Nenhuma séria	Séria ²	Séria ³	Séria ⁴	Não detectável	Ohashi et al., 2008	Muito baixo
						Nakphet et al., 2014	
RRT	Nenhuma séria	Séria ²	Nenhuma séria	Séria ⁴	Sério ⁶	Larsen et al., 2009	Muito baixo
						Samani et al., 2009a	
						Samani et al., 2009 b	
						Samani et al., 2009c	
						Samani et al., 2010a	
						Samani et al., 2010b	
						Mathiassen & Winkel, 1996	
EVA	Nenhuma séria	Nenhuma séria	Nenhuma séria	Séria ⁴	Sério ⁶	Samani et al., 2009a	Muito baixo
						Samani et al., 2009 b	
						Samani et al., 2009 c	
						Samani et al., 2009c	
Entropia	Nenhuma séria	Nenhuma séria	Nenhuma séria	Séria ⁴	Sério ⁶	Samani et al., 2010a	Muito baixo
						Samani et al., 2010b	
Pausa ativa X sem intervenção controle							
RMS	Séria ¹	NA	NA	Séria ^{4,5}	NA	Balci & Aghazadeh, 2004	Muito baixo
ZC	Nenhuma séria	NA	NA	Séria ^{4,5}	NA	Hägg & Suurkilla, 1991	Muito baixo

Pausa ativa X pausa divertida							
RMS	Nenhuma série	NA	NA	Séria 4,5	NA	Sundelin & Hagberg, 1989	Muito baixo
APDF	Nenhuma série	NA	NA	Séria 4,5	NA	Sundelin & Hagberg, 1989	Muito baixo
Pausa ativa X trabalho contínuo							
RMS	Nenhuma série	Séria 2	Nenhuma série	Séria 4	Sério 6	Sundelin, 1993 Larsen et al., 2009 Samani et al., 2010a Samani et al., 2010b	Muito baixo
Domínio da frequência	Nenhuma série	Séria 2	Séria 3	Séria 4	Não detectável	Sundelin, 1993 Mclean et al., 2000	Muito baixo
RRT	Nenhuma série	Séria 2	Nenhuma série	Séria 4	Sério 6	Samani et al., 2010a Samani et al., 2010b	Muito baixo
Entropia	Nenhuma série	Nenhuma série	Nenhuma série	Séria 4	Sério 6	Samani et al., 2010a Samani et al., 2010b	Muito baixo

Séria 1 – diminui o nível de evidência se <75% dos estudos obtiverem alta qualidade metodológica (Windt et al., 2000); Séria 2 – diminui o nível de evidência se os resultados indicarem desfechos distintos; Séria 3 – diminui o nível de evidência se forem avaliadas diferentes populações e/ou diferente métodos de aplicação da pausa e/ou diferentes métodos de análise do desfecho; Séria 4 – diminui o nível de evidência se os dados são insuficientes para a realização de uma meta-análise; Séria 5 – diminui o nível de evidência se for encontrado apenas um estudo utilizando aquele desfecho; Séria 6 – diminui o nível de evidência se pelo menos 50% dos estudos forem do mesmo grupo de pesquisa; NA: não-aplicável.

4.1 Pausas ativas

A maioria dos estudos incluídos nessa revisão sistemática utilizaram contrações isométricas submáximas como métodos de aplicação das pausas ativas (Hägg e Suurkula 1991; Ohashi et al. 2008; Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b). Sugere-se que esse tipo de intervenção pode estimular a recuperação muscular ativa, ao contrário de pausas que se utilizam do repouso. A recuperação muscular ativa é uma metodologia originalmente utilizada nas ciências do esporte (Bangsbo et al. 1994; Corder et al. 2000), e tem sido aplicada dentre do contexto da fisiologia do esporte com intuito de redistribuir a carga muscular durante a execução de contrações musculares sustentadas e reduzir o desenvolvimento de fadiga (Falla e Farina 2007).

Essa estratégia é mais comumente utilizada durante atividades estáticas e que requerem baixo nível de carga muscular, como tarefas de computador e industriais, devido a sobrecarga que esse tipo de atividade impõe em fibras musculares, principalmente do tipo I (Visser e Van Dieën 2006). Sete dos oito estudos que utilizaram contrações isométricas submáximas, encontraram mudanças no padrão eletromiográfico quando comparado com outros tipos de pausas. Portanto, tal método de intervenção, considerando as porções musculares avaliadas, pode ser considerado mais vantajoso do que outras atividades aplicadas como pausas ativas, como por exemplo movimentos de ginástica ou protocolos de caminhada.

De maneira geral, as pausas ativas foram aplicadas em intervalos de tempo diferentes, variando entre a cada 30 segundos (Balci e Aghazadeh 2004) até a cada 2 horas (Mathiassen e Winkel 1996) de tarefa realizada. Apenas um estudo (Balci e Aghazadeh 2004) avaliou os efeitos de diferentes protocolos no ciclo de tempo entre

trabalho e pausa. Sugere-se que protocolos onde a pausa é mais curta (30s), aplicada mais frequentemente durante o período de trabalho, melhorou a relação tempo-precisão da tarefa realizada e teve uma percepção maior de conforto do que pausas mais longas aplicadas em menor frequência durante a realização da tarefa (Balci e Aghazadeh 2004). Entretanto, é importante considerar que esse é um efeito a curto prazo, uma vez que os autores avaliaram apenas um dia de tarefa com aplicação de pausas. Outra possível limitação em relação a interpretação desses resultados, é que todos os estudos incluídos nessa revisão avaliaram apenas os efeitos da pausa ativa em curto prazo. Além disso, as tarefas avaliadas foram realizadas por um período máxima de 150 minutos. Portanto, os efeitos a longo prazo desse tipo de intervenção são desconhecidos e devem ser investigados futuramente.

4.2 Procedimentos EMG

Considerando os métodos utilizados na obtenção dos dados eletromiográficos, não existiu um consenso em relação à colocação de eletrodos, métodos de normalização e nem o tamanho de janela utilizado para obtenção dos valores RMS, apesar das recomendações do ISEK e SENIAM. Esse levantamento reduz a força de evidência dessa revisão sistemática (ver como exemplo as recomendações do SENIAM e Farina et al. (2002)). Além disso, não existe uma padronização para colocação de eletrodos para todos os músculos superficiais, portanto nós escolhemos por comparar os resultados encontrados para porções musculares, mesmo se o posicionamento de eletrodos escolhido pelos estudos, tenham sido diferentes para a porção em questão.

Nessa revisão, apenas os músculos trapézio e extensores do punho foram considerados, devido a alta prevalência de LER/DORT nessas regiões entre sujeitos que realizam tarefas estáticas de baixo nível muscular, como trabalho de computador e

tarefas industriais repetitivas (Lassen et al. 2004; Arvidsson et al. 2008; Bevan et al. 2009; Waersted et al. 2010).

Catorze estudos avaliaram o músculo trapézio, mas apenas três avaliaram os extensores do punho (Mclean et al. 2001; Balci e Aghazadeh 2004; Crenshaw et al. 2006), o que demonstra a necessidade de mais estudos que avaliem os efeitos das pausas ativas na região do antebraço.

Também é importante considerar o tipo de contração muscular utilizada durante o procedimento de normalização. Nessa revisão sistemática, foram encontrados estudos que fizeram uso de contrações máximas e submáximas para normalização do sinal eletromiográfico, enquanto alguns estudos nem sequer reportam os métodos utilizados para normalização do sinal. Atualmente, não existe um consenso na literatura sobre o método de normalização mais adequado. Mathiassen et al. (1995) sugerem que tanto contrações máximas quanto submáximas devem ser realizadas como métodos de normalização do sinal EMG, por outro lado, diversos autores defendem o uso de CVIM como método tradicional de normalização do sinal (Jensen et al. 1999; Thorn et al. 2007; Holtermann et al. 2008; Veiersted et al. 2013).

Uma revisão sistemática realizada por Burden (2010) analisou 26 estudos que avaliaram os métodos de normalização utilizados em sujeitos saudáveis e destacou o uso da contração voluntária máxima como melhor método de normalização do sinal EMG. Essa recomendação deve ser considerada com cuidado, especialmente quando avaliando sujeitos com sintomas musculoesqueléticos, uma vez que eles podem ser incapazes de produzir uma força máxima devido a presença de dor. Nesses casos, a normalização por meio de uma contração máxima executada de maneira incorreta

pode levar a superestimação do nível relativo de força muscular durante a tarefa analisada.

Métodos diferentes de normalização podem afetar os resultados obtidos na análise do sinal eletromiográfico (Bao et al. 1995), portanto a avaliação do sinal bruto também é interessante. Apenas um dos estudos incluídos nessa revisão sistemática avaliou tanto o sinal RMS bruto quanto o normalizado (Samani et al. 2010a), e foram encontrados resultados similares, isto é, maiores valores RMS durante a aplicação das pausas ativas. Além disso, é importante considerar que durante a avaliação dos valores médios do sinal EMG, fatores como o tamanho da janela RMS e a sobreposição de janelas não influencia significativamente nos resultados obtidos (Burden et al. 2014), porém em análises como a EVA, esses fatores podem influenciar diretamente nos resultados encontrados.

É importante considerar que apenas quatro estudos selecionados reportaram mais do que 50% das informações necessárias de acordo com as diretrizes da Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (Tabela 1.4). A falta de padronização em relação a descrição dos dados eletromiográficos de acordo com as diretrizes da ISEK, identificado nos estudos primários deve ser destacado como parte da evidência científica sintetizada. Isso deve ser considerado com atenção pelos estudos futuros para seguir as diretrizes da ISEK e reportar os dados EMG de uma maneira padronizada. Esse é um passo importante para padronização da coleta e processamento do sinal eletromiográfico.

4.3 Síntese de evidência dos diferentes resultados eletromiográficos

Foi identificado uma grande heterogeneidade entre os estudos, em relação ao processamento dos dados EMG. Essa divergência pode ser atribuída, principalmente

deve aos avanços tecnológicos que ocorreram ao longo dos últimos 25 anos em relação a coleta e processamento de sinais biológicos. Quando os resultados RMS foram analisados através do sistema GRADE, foi encontrado um baixo nível de evidência para essa variável, sendo que as demais variáveis foram avaliadas em muito baixo nível de evidência.

O alto número de estudos que avaliaram o efeito das pausas ativas através do cálculo RMS e similaridade entre os resultados encontrados nesses artigos, contribuiu para que esse tipo de análise tivesse um escore mais alto através da análise GRADE, quando comparado com os demais métodos de análise encontrados nos estudos primários incluídos nessa revisão sistemática. Entre os 12 estudos incluídos que compararam pausas ativas e passivas, 11 deles avaliaram os valores RMS. Mesmo não encontrando diferenças estatísticas em alguns casos, mais de 50% dos estudos encontraram uma tendência a maiores valores RMS quando aplicado pausas ativas em comparação a pausas passivas (Sundelin e Hagberg 1989; Ohashi et al. 2008; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b). Considerando tarefas monótonas de baixo nível muscular, o fator de risco para desordens musculoesqueléticas é relacionado principalmente a manutenção da atividade muscular de baixo nível durante períodos prolongados de tempo (Visser e Van Dieën 2006; Thorn et al. 2007), e portanto o aumento dos valores RMS após a implementação das pausas ativas pode ser considerado benéfico.

O processamento do sinal EMG através de métodos como RMS e RRT são frequentemente utilizados no contexto ocupacional (Thorn et al. 2007; Holtermann et al. 2008; Qin et al. 2014). Seis estudos calcularam o RRT (Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al.

2010b) e a síntese de evidência para essa análise foi avaliada em muito baixo. Três estudos comparam o RRT entre as porções musculares e não entre os tipos de pausas, Larsen et al. (2009) and Samani et al. (2009b, 2009c) encontraram uma diminuição nos valores RRT na porção acromial do trapézio. O RRT é comumente definido como períodos cumulativos de repouso relativo da atividade EMG (Thorn et al. 2007). Sabe-se que baixos valores RRT indicam padrões EMG mais constantes, o que pode ser considerado prejudicial para o sistema musculoesqueléticos, especialmente se considerado que sujeitos com auto-relato de dor na região de pescoço-ombro apresentam valores RRT mais baixos do que sujeitos sadios (Thorn et al. 2007). O nível de evidência muito baixo encontrado para análise RRT, pode ser explicado devido ao número limitado de sujeitos incluídos nos estudos primários, o viés de publicação uma vez que todos os estudos pertenciam ao mesmo grupo de pesquisa e aos resultados ambíguos em relação aos efeitos das pausas ativas.

A avaliação das pausas ativas feita através de análises baseadas no domínio da frequência (Sundelin 1993; Mclean et al. 2000; Crenshaw et al. 2006; Ohashi et al. 2008; Nakphet et al. 2014) mostraram um nível de evidência muito baixo, em linha com as limitações inerentes a interpretação de mudanças espectrais no sinal EMG (Farina et al. 2004). De maneira geral, não foram encontradas diferenças em relação ao sinal eletromiográfico no domínio da frequência. Uma tendência em relação à diminuição dos valores RMS e aumento no MPF foi encontrada quando realizadas as pausas ativas, o que pode ser interpretado como uma diminuição no desenvolvimento de fadiga muscular (Sundelin 1993; Ohashi et al. 2008). Nenhum achado conclusivo foi relatado pelos dois estudos que avaliaram o domínio da amplitude através da APDF (Sundelin e Hagberg 1989; Mathiassen e Winkel 1996).

Em contrapartida, estudos que utilizaram métodos de processamento mais refinados como a EVA (Mathiassen e Winkel 1996; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b) e a entropia de amostragem (Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b), pareceram ser mais sensíveis em detectar diferenças no padrão muscular promovido pela aplicação das pausas ativas. Resumidamente, a EVA combina os níveis de exposição e o tempo de trabalho, dividindo ambos em classes e correlacionando as duas medidas (Mathiassen e Winkel 1991). Todos os estudos que utilizaram essa variável para avaliar as pausas ativas, com exceção de Mathiassen and Winkel (1996), encontraram uma diminuição da centróide da EVA ao longo do tempo e aumento da centróide da EVA ao longo da amplitude, indicando um padrão EMG mais variado após a aplicação das pausas ativas.

Os dois estudos que avaliaram as pausas através de métodos não-lineares (isto é, entropia de amostragem) apresentaram maiores valores quando a pausa ativa foi aplicada, principalmente para porção inferior do trapézio, indicando que o padrão muscular é mais variável quando aplicado esse tipo de intervenção do que quando são aplicadas pausas passivas. A avaliação do sinal eletromiográfico através de métodos não-lineares é importante por fornecer informações sobre a estrutura da série temporal (Samani et al. 2015; Srinivasan et al. 2015a; Stergiou 2016). Porém, a análise da síntese de evidência pelo método GRADE teve como resultado novamente um nível muito baixo, devido ao número limitado de sujeitos em cada estudo, o baixo número de estudos que realizaram esse tipo de análise e ao viés de publicação, uma vez que a todos os estudos eram do mesmo grupo de pesquisa. Essa classificação pode ser explicada pelo fato que esses estudos estão entre as últimas publicações dentro do tópico das pausas ativas e que processamentos relativamente complexos são

utilizados. Além disso, apesar dessas técnicas terem sido desenvolvidas há muitos anos (EVA foi descrita em 1991 pela primeira vez, e a entropia de amostragem em 2000), elas foram apenas recentemente aplicadas em estudos de ergonomia. Esse resultado gera evidência científica para futuros estudos, demonstrando que essas técnicas podem ser promissoras para detectar diferenças no padrão eletromiográfico após a implementação de pausas ativas.

Apesar da alta qualidade metodológica apresentada pela maioria dos estudos (Tabela 1.1), o nível de evidência sintetizada através do GRADE foi muito baixa para a maioria dos métodos de processamento do sinal eletromiográfico. Esses baixos níveis podem ser atribuídos principalmente ao desenho de estudos que foram incluídos nessa revisão, uma vez que os estudos observacionais não podem o nível de evidência moderado ou alto de acordo com a abordagem GRADE. Ademais, fatores como a implementação de diferentes ritmos de trabalho (Mathiassen e Winkel 1996; Samani et al. 2009b), a avaliação do desenvolvimento de desordens musculoesqueléticas (Hägg e Suurkula 1991) e a implementação de dor muscular experimental (Samani et al. 2009c), foram diferenças encontradas nos protocolos experimentais dos estudos primários que podem ser destacadas como fatores confundidores, uma vez que a comparação direta entre os estudos não pode ser feita, e portanto diminui a força da evidência sintetizada.

Portanto, é importante considerar que tantos os métodos de aplicação das pausas ativas quanto a análise dos seus efeitos na atividade eletromiográfica são muito heterogêneas, contribuindo para diminuir os domínios de consistência, precisão e directness da abordagem GRADE, gerando um nível de evidência muito baixo. O critério de consistência de acordo com o GRADE, é apresentado quando os resultados

dos estudos primários são similares o suficiente para que se obtenha a mesma conclusão, porém os estudos primários incluídos nessa revisão apresentaram diferentes resultados em relação aos efeitos das pausas ativas, e portanto esse domínio não foi pontuado. Alguns estudos descreveram efeitos positivos das pausas ativas, ao promover maior variabilidade no sinal eletromiográfico (Sundelin e Hagberg 1989; Sundelin 1993; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b) quando comparado com outros tipos de pausas ou com trabalho contínuo, enquanto outros estudos não mostraram nenhuma diferença entre os tipos de pausas testados (Hägg e Suurkula 1991; Mathiassen e Winkel 1996; Mclean et al. 2000; Crenshaw et al. 2006; Larsen et al. 2009; Nakphet et al. 2014).

A precisão refere-se ao número de estudos, população e ocorrência de cada variável escolhida para avaliar o padrão EMG. Uma vez que o número de estudos primários para cada variável foi pequeno, assim como o número de sujeitos incluídos nos estudos primários foi limitado, esse domínio também não obteve uma pontuação positiva.

A evidência direta refere-se a similaridade entre as amostras dos estudos primários e as intervenções aplicadas à essas amostras. Considerando que os estudos selecionados continham sujeitos com diferentes experiências de trabalhos e diferentes gêneros, a evidência direta também não foi atendida. Apesar da avaliação de apenas um gênero não ter sido considerada um fator de exclusão nessa revisão sistemática, alguns estudos relatam diferenças na coordenação muscular de homens e mulheres (Anders et al. 2004; Falla et al. 2008; Côté 2012; Johansen et al. 2013), e além disso, dentro do contexto ocupacional, as mulheres são mais suseptíveis ao desenvolvimento

de distúrbios musculoesqueléticos, principalmente na região de pescoço-ombro (Côté 2012). Portanto, o gênero deve ser considerado quando comparando os resultados do sinal eletromiográfico, especialmente no contexto ocupacional.

É importante ressaltar que a síntese de evidência também foi limitada porque apenas um pequeno número de estudos foram encontrados considerando a aplicação de pausas ativas e utilizaram a eletromiografia para avaliar essa intervenção. Além disso, seis dos 15 estudos incluídos pertenciam ao mesmo grupo de pesquisa (Larsen et al. 2009; Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b; Samani et al. 2010a; Samani et al. 2010b). Isso demonstra a necessidade de estudos adicionais, para promover recomendações mais robustas em relação aos métodos de análise disponíveis para avaliar as pausas ativas durante tarefas ocupacionais estáticas e repetitivas.

A abordagem GRADE é considerada uma ferramenta importante para fornecer evidência prática e científica para estudos futuros, mas sua aplicação é considerada mais adequada para estudos randomizados controlados. A eletromiografia pode sofrer influência de diversos fatores e é muito heterogênea entre sujeitos, fazendo com que os estudos observacionais sejam mais confiáveis para esse tipo de medição, portanto os resultados sintetizados através da abordagem GRADE devem ser considerados com um certo cuidado.

5. Conclusão

Os métodos utilizados para avaliar a atividade eletromiográfica frente a aplicação das pausas ativas foram muito distintos. As análises consideradas mais simples e tradicionais, não foram capazes de detectar diferenças no padrão eletromiográfico quando as pausas ativas foram aplicadas como método de

intervenção para mudar o padrão muscular durante atividades monótonas e de baixo nível de ativação. Por outro lado, técnicas mais avançadas de análise como a entropia de amostragem, foram capazes de quantificar mudanças no padrão eletromiográfico, identificando que as pausas ativas foram capazes de promover maior variabilidade motora no sistema e possivelmente diminuir o risco de desenvolvimento de desordens musculoesqueléticas.

No entanto, a síntese de evidência dessa revisão foi limitada e os resultados devem ser considerados com cautela. Os achados com base na abordagem GRADE contribuíram na identificação de falhas na literatura e melhoraram o nível de evidência sobre os efeitos das pausas ativas no padrão de atividade muscular. Isso pode contribuir futuramente no desenho de intervenções que têm por objetivo prevenir o aparecimento de sintomas musculoesqueléticos no ambiente de trabalho. Portanto, são necessários estudos que avaliem os efeitos das pausas ativas de maneira longitudinal e que sigam as diretrizes para aquisição, análise e descrição dos dados EMG.

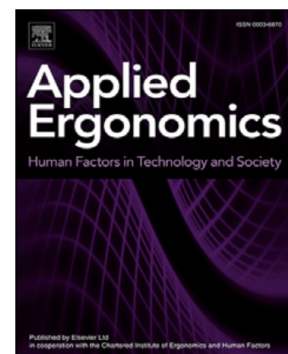
ESTUDO 2

**A VARIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO PODE SER PROMOVIDA NOS MÚSCULOS
ESCAPULOTORÁDICOS AO MODIFICAR O RITMO DE TRABALHO E
INSERIR PAUSAS DURANTE UMA TAREFA SIMULADA DE MONTAGEM?**

Januario LB, Madeleine P, Cid MM, Samani A, Oliveira AB

Artigo publicado no periódico *Applied Ergonomics*

DOI: 10.1016/j.apergo.2017.08.011



1. Introdução

As LER/DORT na região de pescoço-ombro são muito prevalentes em sujeitos que realizam trabalho monótono e repetitivo (Palmer e Smedley 2007; Côté et al. 2008). A falta de variação na exposição biomecânica é sugerida como um fator de risco para o desenvolvimento de LER/DORT (Mathiassen et al. 2003; Madeleine et al. 2003a). Portanto, quantificar essa variação durante o trabalho é importante para prevenção e controle de tais desordens. Esse estudo utiliza uma métrica de avaliação do sinal eletromiográfico intitulada análise da variação da exposição (EVA) para determinar se a variação na atividade eletromiográfica pode ser obtida através de modificações no ritmo de trabalho e inclusão de pausas passivas e ativas. A EVA é uma análise temporal, tradicionalmente utilizada para quantificar a variação na exposição biomecânica durante um período específico no eixo temporal (Mathiassen e Winkel 1991; Reynolds et al. 2014; Villumsen et al. 2017).

Estudos prévios demonstraram que mudanças na exposição biomecânica podem ser analisadas através de diferentes métricas utilizando a EVA, demonstrando o efeito de intervenções como mudanças de ritmo de trabalho ou inclusão de pausas (Mathiassen 2006; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b). O ritmo de trabalho exerce uma influência na taxa de erros, nível de atividade elétrica muscular, controle motor e performance de tarefas ocupacionais (Bosch et al., 2011; Escorpizo and Moore, 2007; Gerard et al., 2002; Mathiassen and Winkel, 1996; Srinivasan et al., 2015a, 2015b). No entanto os efeitos da modificação do ritmo de trabalho em relação a medidas que avaliam a exposição biomecânica são conflitantes.

Em um estudo realizado por Bosch et al. (2011), nenhuma diferença foi encontrada entre diferentes ritmos de trabalho, quando a variação biomecânica foi avaliada em termos de variabilidade ciclo-a-ciclo para a atividade elétrica dos músculos de pescoço-ombro. Por outro lado, quando considerados os padrões de execução dos movimentos, Srinivasan et al. (2015a) encontraram diferenças entre ritmos de trabalho ao avaliar o desvio-padrão ciclo-a-ciclo da área abaixo da curva de movimento e a entropia amostral. Além disso, diferenças entre ritmos de trabalho foram encontradas ao avaliar a exposição biomecânica através da EVA. Por exemplo, Mathiassen e Winkel (1996) encontraram menor variação na atividade elétrica do trapézio superior no ritmo de trabalho lento quando comparado com o ritmo de trabalho rápido. Isso pode indicar que a aplicação de análise mais robustas para avaliar a exposição biomecânica, podem revelar informações outrora despercebidas ao aplicar métodos mais simplificados.

A inclusão de pausas no trabalho têm apresentado resultados positivos na redução de sintomas musculoesqueléticos nas regiões de ombro e coluna lombar (Juul-Kristensen et al. 2004). Com isso, estudos prévios avaliaram os efeitos de períodos de descanso durante trabalhos monótonos (Galinsky et al. 2000; Mclean et al. 2001; Balci e Aghazadeh 2003). Contudo, períodos de descanso ou pausas passivas não demonstraram causar mudanças na atividade eletromiográfica entre trabalhadores de computador (Brewer et al. 2006). Por outro lado, as pausas ativas (curtos períodos de contração muscular) têm demonstrado aumento da força exercida, redistribuição da força muscular e mudanças no padrão de recrutamento muscular durante atividades de baixa-intensidade (Westad et al. 2003; Falla e Farina 2007). O

conceito de recuperação ativa da ciência do esporte que inspirou o conceito de pausas ativas para o contexto ocupacional (Weltman et al. 1977; Ahmaidi et al. 1996).

Essa intervenção tem demonstrado potenciais benefícios ao aumentar a oxigenação muscular (Crenshaw et al. 2006), mas os efeitos sobre a atividade elétrica muscular são conflitantes (Januario et al. 2016). Portanto, esse estudo pretende revelar se as pausas ativas podem aumentar a variação biomecânica (eletromiografia da musculatura de pescoço-ombro), mensurada por meio da EVA.

Durante a avaliação dos efeitos agudos da modificação do ritmo de trabalho e aplicação de pausas, Samani et al. (2010a, 2010b, 2009b, 2009c) observaram que as pausas ativas podem mudar o padrão EMG com potenciais efeitos benéficos na exposição biomecânica. As evidências também apontam para uma interação entre o tipo de pausa e ritmo de trabalho na amplitude EMG e EVA do músculo trapézio (Samani et al. 2009b). As pausas ativas são potencialmente benéficas quando uma tarefa é realizada em ritmo lento (Samani et al. 2009b), apesar de outros estudos não terem encontrado diferenças entre pausas passivas e ativas (Crenshaw et al. 2006; Larsen et al. 2009), especialmente quando a tarefa é realizada em ritmo rápido (Sundelin 1993).

As discrepâncias entre os estudos mencionados anteriormente apontam que muito pouco se sabe sobre a interação do ritmo de trabalho com o tipo de pausa aplicada entre as diferentes tarefas ocupacionais. Particularmente, tarefas ocupacionais de alta intensidade, como tarefas de montagem, podem revelar os efeitos de tais intervenções. Portanto esse estudo de laboratório avaliou os efeitos agudos da combinação de ritmos de trabalho lento e rápido com a aplicação de pausas passivas e ativas durante uma tarefa de montagem simulada, ao mensurar a exposição

biomecânica dos músculos escapulotorácicos de sujeitos saudáveis. Levantou-se como hipótese que o ritmo lento resultaria em um padrão EMG mais variado do que o ritmo lento e que as pausas ativas aumentariam a variação em ambos os ritmos, quando comparado com as pausas passivas. Além disso, uma possível interação entre ritmo de trabalho e tipo de pausa também foi levantada como hipótese, de tal maneira que as pausas ativas iriam de maneira aguda promover um aumento da variação EMG durante a execução da tarefa em ritmo lento, quando comparado com a aplicação de pausas passivas durante a execução da tarefa em ritmo rápido (Sundelin 1993; Samani et al. 2009b). Experimentos em laboratório como esses são necessários como prova de conceito, antes que tal intervenção seja implementada em ambiente real.

2. Materiais e métodos

2.1 Sujeitos

Uma amostra de conveniência com 18 mulheres saudáveis e destros dos cursos de graduação e pós-graduação da Universidade foram convidadas a participar desse estudo (idade: $24,7 \pm 2,6$ anos; índice de massa corpórea - IMC: $22,9 \pm 2,2$ kg/m²). O tamanho da amostra baseou-se em estudos prévios e o poder estatístico foi calculado por meio da análise *post-hoc* do poder estatístico (*power*) - G*power (v 3.1, Universidade de Düsseldorf, Alemanha) (Erdfelder et al. 1996; Faul et al. 2007).

Com base nos resultados obtidos para o RMS normalizado das fibras acromiais do trapézio superior, calculou-se o tamanho do efeito ($f = 0,78$). Essa medida foi considerada no cálculo do tamanho de efeito, por ser uma porção muscular comumente investigada em estudos que consideram a região de pescoço-ombro e porque o cálculo do RMS é amplamente utilizado em estudos eletromiográficos.

Adotando uma análise de variância de medidas repetidas (RM-ANOVA) com uma interação entre os ritmos de trabalho e os tipos de pausa, e com um nível de significância de 5%, o poder estatístico foi de 99% para o teste realizado. Nós incluímos apenas mulheres porque elas são mais suscetíveis a desenvolver LER/DORT do pescoço e ombro do que os homens (Côté 2012) e porque o sexo/gênero afeta o controle motor (Svendsten e Madeleine 2010).

Os critérios de inclusão foram: mulheres com IMC ≤ 25 kg/cm² e sem experiência na realização de tarefas manuais repetitivas. Os critérios de exclusão foram: relato qualquer tipo de doença circulatória, reumática ou inflamatória de caráter sistêmico ou presença de quaisquer doenças musculoesqueléticas, dor ou desconforto na região de pescoço-ombro ou em membros superiores identificados através de um questionário de auto relato de sintomas (Kuorinka et al. 1987) e durante uma avaliação física padronizada proposta pelo Departamento de Medicina Ocupacional e Ambiental da Universidade de Lund, Suécia (Ohlsson et al. 1994).

O nível da atividade física das mulheres incluídas nesse estudo foi avaliado com Questionário Internacional De Atividade Física (IPAQ) - Versão Curta (Matsudo et al. 2012). Das 18 mulheres selecionadas para compor a amostra desse estudo, duas delas foram classificadas como muito ativas, 11 como ativas, quatro como irregularmente ativas e apenas 1 mulher foi classificada como sedentária. Todos os sujeitos deram o seu consentimento escrito antes de serem incluídos nesse estudo, que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (número de protocolo: 42092115.5.0000.5504). Esse estudo foi conduzido de acordo com a Declaração de Helsinki.

2.2 Procedimento experimental

Inicialmente, cada sujeito realizou uma sessão de treinamento para se familiarizar com o procedimento experimental. Em seguida, os sujeitos responderam um questionário contendo perguntas sobre informações pessoais, nível de atividade física (Matsudo et al. 2012) e queixas musculoesqueléticas (Kuorinka et al. 1987). Medidas antropométricas também foram coletadas. O posto de trabalho foi adaptado de acordo com protocolo de Análise Ergonômica do Trabalho proposto pelo Instituto Finlandês de Saúde Ocupacional (Ahonen et al. 1989). Contrações isométricas voluntárias de referência (RVCs) foram realizadas com intuito de normalizar o sinal EMG. Um desenho esquemático do procedimento experimental é mostrado na Figura 2.1A e as informações detalhadas sobre o procedimento estão descritas abaixo. Depois das RVC, os sujeitos realizaram três contrações voluntárias máximas (MVCs) de encolhimento do ombro no plano frontal (*shoulder shrug*) para determinar a carga utilizada durante as pausas ativas (30% MVC). Um dinamômetro digital modelo DDK (Kratos, São Paulo, Brazil) fixo ao chão foi utilizado para medir o nível de força. Em seguida, os sujeitos foram instruídos a realizar 40 minutos de uma tarefa simulada (Figura 2.1B) dividida em quatro períodos de 10 minutos (descrito na Figura 2.1A como períodos A, B, C e D). Em cada período, os sujeitos realizaram uma combinação diferente de pausa e ritmo e a ordem das combinações foi randomizada para cada sujeito.

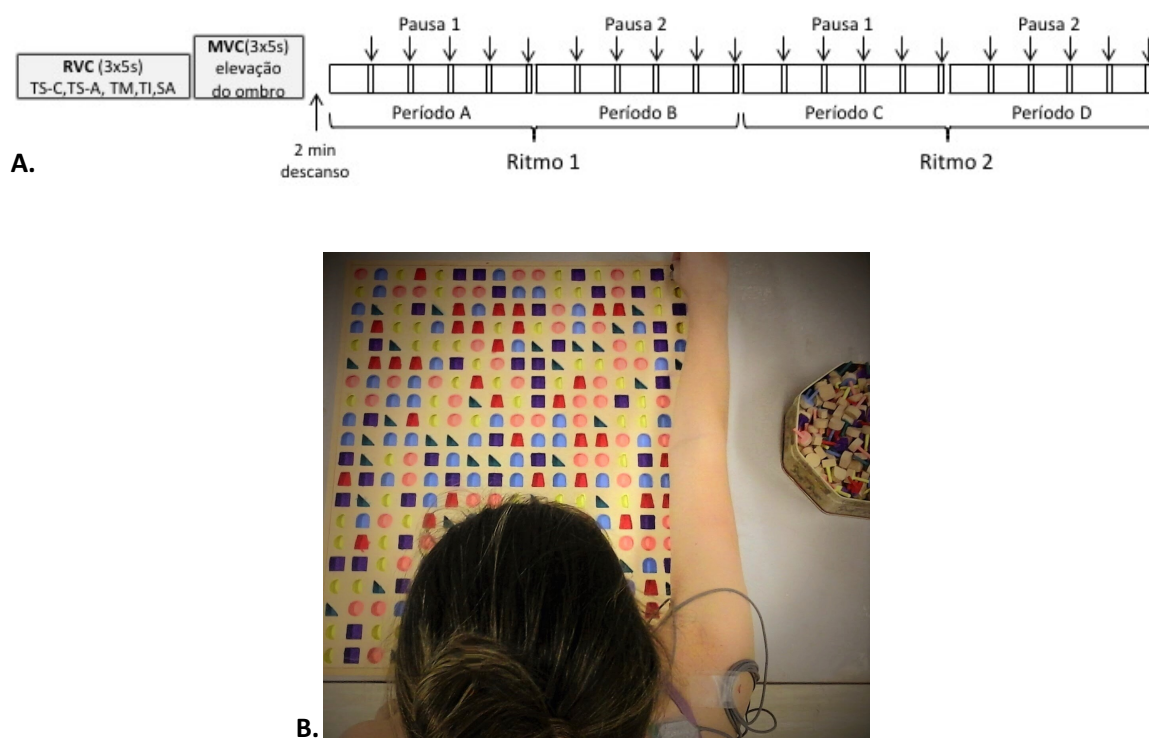


Figura 2.1 A) Esquema temporal do procedimento experimental. Após 5s de repouso, contrações isométricas voluntárias de referência (RVCs) foram realizadas com intuito de normalizar o sinal EMG do trapézio superior – porção clavicular (TSC), trapézio superior – porção acromial (TSA), trapézio médio (TM), trapézio inferior (TI) e serrátil anterior (SA); 3 contrações voluntárias máximas (MVCs) de encolhimento do ombro foram realizadas em seguida; 4 períodos de tarefa repetitiva padronizada foram realizados em 2 ritmos de trabalho diferentes (lento e rápido). Cada período de tarefa durou 10 minutos e as pausas (passivas e ativas) foram realizadas em 8s, portanto o ciclo de trabalho tarefa-pausa foi de 120/8. A ordem de execução do ritmo de trabalho e tipos de pausa foi randomizada. B) Registro da tarefa simulada.

2.2.1 Tarefa simulada

A tarefa foi dividida em quatro períodos de 10 minutos cada. Ela consistiu em uma tarefa repetitiva simples, baseada no alcance, manipulação de objetos e escolha de peças com o membro direito. O sujeito permaneceu em pé na postura ereta em frente à uma mesa com altura ajustada abaixo do nível do cotovelo, como recomendado para tarefas que demandam os movimentos livres das mãos sem alta demanda visual ou pega precisa (Ahonen et al. 1989). Uma placa de madeira furada

(53x62x2 cm) com seis formatos de buracos foi utilizada. Para cada formato, uma cor foi atribuída. Um recipiente com peças de madeira foi colocado a 20cm da borda direita da placa de madeira. O recipiente continha, além de todas as peças necessárias para completar a placa de madeira, um excedente de 20% de peças para facilitar a manipulação e escolha. Cada peça pesava aproximadamente 2 gramas e tinha 2cm² de diâmetro. Os sujeitos foram instruídos a utilizar o segundo e terceiro dedos, assim como o polegar, para realizar o movimento de pega e encaixar as peças nos seus correspondentes espaços na placa de madeira.

2.2.2 Ritmo de trabalho

O ritmo de trabalho foi determinado de acordo com a Medida de Tempos e Métodos (MTM) (Maynard et al. 1948) e a tarefa foi realizada em ritmo lento e rápido. O ritmo lento foi estabelecido a 16 peças/minuto (MTM-80) e o ritmo rápido a 25 peças/minuto (MTM-125). Após completarem os questionários, os sujeitos foram submetidos à um processo de familiarização, por aproximadamente 2 minutos ou até que eles estivessem habituados com os dois ritmos impostos. Um metrônomo foi utilizado para auxiliar o voluntário a manter o ritmo exigido em cada condição.

2.2.3 Tipos de pausa

As pausas foram realizadas a cada dois minutos de tarefa. As pausas passivas consistiram em períodos de descanso onde os sujeitos permanecerão na posição sentada, com as costas apoiadas e com os braços relaxados e as mãos apoiadas nas coxas. As pausas ativas consistiram de contrações isométricas de encolhimento do ombro no plano frontal, executadas com uma carga externa correspondente a 30% da força média obtida durante as três MVCs (Samani et al. 2009b). Ambas pausas tiveram

duração de 8s e após cada pausa, foi coletada a taxa de percepção de esforço (*Rate of Perceived Exertion* - RPE) (Borg 1982).

2.3 Aquisição e processamento de dados

2.3.1 Aquisição dos dados

Os sinais eletromiográficos das porções clavicular e acromial do trapézio superior (TSC e TSA) trapézio médio (TM), trapézio inferior (TI) e serrátil anterior (SA) do lado direito foram registrados via um sistema portátil (Myomonitor IV, DelSys, Boston, USA). Para tal, foram utilizados eletrodos ativos simples diferencial (Modelo #DE -2.3, DelSys, Boston, USA), fixados na pele com adesivo dupla-face (DelSys). Os eletrodos apresentaram geometria de detecção de duas barras paralelas (1 mm x 1 cm), 1 cm distantes entre si e apresentaram como características: RRMCC > 92 dB; impedância de entrada >10¹⁵ Ω em paralelo, com 0,2 pF; ganho de voltagem de 10; ruído de 1,2 μV (RMS). Previamente à colocação dos eletrodos, a pele foi tricotomizada e levemente friccionada com álcool etílico 70% para reduzir a impedância e eliminar possíveis interferências (Hermens et al. 2000).

Os eletrodos foram posicionados de acordo com a literatura prévia (Tabela 2.1). Um eletrodo de referência foi fixado no manúbrio do esterno (autoadesivo quadrado - 5x5 cm, Valutrode). Os sinais foram acondicionados por um amplificador principal (Myomonitor IV, DelSys, Boston, USA), com ganho definido em 2000 para as porções do trapézio e 4000 para o serrátil anterior, banda de frequência de 20–450 Hz, resolução de 16-bits e ruído de 1.2 μV (RMS).

Tabela 2.1 Posicionamento dos eletrodos e testes utilizados para normalização dos músculos avaliados.

Músculo	Posicionamento do eletrodo	Teste de normalização
Porção clavicular do trapézio superior (TSC)	20% lateral ao ponto médio entre C3 e o ponto mais lateral da clavícula (Holtermann et al. 2009; Zanca et al. 2014).	Sentado ereto, 90° de abdução do ombro no plano frontal com as palmas das mãos viradas para baixo e pescoço rodado e estendido para o lado oposto (Zanca et al. 2014).
Porção acromial do trapézio superior (TSA)	~ 2 cm lateral ao ponto médio de C7 e o acrômio, na direção das fibras musculares (Mathiassen et al. 1995).	Mesmo teste, mas como o pescoço na posição neutra (Mathiassen et al. 1995).
Trapézio Médio (TM)	~ 20% medial ao ponto médio entre a borda medial da escápula e o processo espinhoso de T3 (Holtermann et al. 2009).	Deitado em posição pronada, com ombro abduzido a 90° e rodado externamente, com membro superior paralelo ao chão (Kendall et al. 2005; Cools et al. 2007b).
Trapézio Inferior (TI)	~ 33% medial ao ponto médio entre a borda medial da escápula e o processo espinhoso de T8 (Holtermann et al. 2009).	Deitado em posição pronada, com ombro abduzido a 120° e alinhado às fibras musculares, com membro superior paralelo ao chão (Kendall et al. 2005; Cools et al. 2007b).
Serrátil anterior (SA)	Na lateral do tronco, na linha axilar, no 7° espaço intercostal (Ekstrom et al. 2005; Hardwick et al. 2006; Cools et al. 2007b).	Sentado ereto, com 125° de flexão do ombro no plano sagital e protração da escápula, estabilizada pelo avaliador (Ekstrom et al. 2005; Cools et al. 2014).

As siglas C3, C7, T3 e T8 referem-se aos processos espinhosos das terceira e sétima vértebras cervicais e terceira e oitava vértebras torácicas, respectivamente.

O registro de 5 segundos de repouso foi realizado com o intuito de eliminar possíveis ruídos basais (Hansson et al., 1997). Para normalização do sinal eletromiográfico foram realizadas três RVCs de 5s com intervalo de um minuto entre as repetições, para cada porção muscular avaliada. A carga externa aplicada nas RVCs compreendeu um halter de 1kg, que foi segurado na mão direito. Os testes musculares

utilizados para normalizar cada uma das porções musculares também estão descritos na Tabela 2.1.

2.3.2 *Processamento de dados*

Todos os sinais foram corrigidos em relação ao offset e foram filtrados com filtro Butterworth de 2ª ordem, passa-banda de 30 a 400 Hz e atraso de fase zero. A frequência do filtro passa-baixa foi escolhida a 30Hz para evitar possíveis interferências do sinal cardíaco (Hansson et al. 2000). Adicionalmente, se alguma interferência fosse encontrada na frequência da rede elétrica, um filtro *notch* Butterworth de 4ª ordem com rejeição de 1Hz foi utilizado nas quatro primeiras harmônicas do sinal. Como descrito previamente, os períodos de tempo correspondentes a execução das pausas foram retirados da análise, para avaliar o efeito dessa intervenção durante a execução da tarefa (Samani et al. 2009c). Todos os sinais foram convertidos em valores RMS a partir de janelas com duração de 500 ms, sem sobreposição. A média RMS obtida no sinal de repouso foi removida de todos os sinais, por ser considerado como o nível de ruído (Hansson et al. 1997) e o valor RMS absoluto (AbsRMS) foi obtido do sinal bruto. Os sinais convertidos em RMS foram então normalizados em relação à porcentagem da média RMS da atividade elétrica obtida através dos 3 segundos centrais das RVC, respectivas a cada porção muscular avaliada, e o valor RMS normalizado (normRMS) foi obtido.

Apesar do valor RMS normalizado ser comumente utilizado para reduzir mudanças intrínsecas entre sujeitos no sinal EMG (Mathiassen et al. 1995), alguns estudos sugerem que o processo de normalização pode ser uma fonte confundidora durante a análise de dados (Nordander et al. 2004; Jackson et al. 2009). Portanto, o sinal EMG normalizado pode não revelar a real capacidade de um músculo (Burden

2010). Isso ressalta a importância de avaliar tanto o sinal EMG absoluto quanto o normalizado (Visser e van Dieën, 2006). Ambos os valores absolutos e normalizados foram relatados, e às vezes diferentes resultados são identificados de acordo com os valores considerados (Samani et al., 2016, Johansen et al., 2013; van Dieën et al., 2003). Portanto, este estudo relatou dados absolutos e normalizados para revelar quaisquer alterações que possam ter sido notáveis com um dos conjuntos de dados, mas não o outro.

A EVA foi aplicada como uma medida da variação da exposição de acordo com Mathiassen e Winkel (1991). Os valores de amplitude para normRMS após a realização da primeira pausa foram categorizados em sete níveis de amplitude e cinco períodos de tempo. As classes EVA foram definidas pelas categorias do normRMS em intervalos de [<5 , 5-10, 10-20, 20-40, 40-80, 80-160 e 160 $<$] %RVC, que foi uma porcentagem da contração de referência e cinco categorias predeterminadas ao longo do eixo do tempo, dividido em [<3 , 3-7, 7-15, 15-31 e 31 $<$] segundos. A categorização dos níveis de amplitude e dos períodos de tempo foi realizada com base em uma escala logarítmica (Samani et al. 2013). Embora a categorização dos níveis de amplitude tenha sido baseada na %RVC, um estudo anterior relatou que a amplitude EMG do trapézio superior obtida durante uma contração de referência (60° de flexão bilateral no plano sagital com um haltere de 1 kg) é de aproximadamente 29% (IC 95%: 23-36%) da MVC. Portanto, os resultados obtidos a partir de estudos que realizaram contrações de referência para normalizar o sinal EMG podem ser comparados, até certo ponto, com estudos que utilizam a MVC como procedimento de normalização (Bao et al. 1995). O mesmo estudo mostrou que os valores normalizados obtidos foram 3,4 vezes

maiores quando expressos em %RVC em comparação com %MVC ao realizar um manuseio manual de materiais (Bao et al. 1995).

Cada classe EVA da matriz 7x5 refletiu uma categoria de amplitude na qual o EMG normRMS foi ininterrupto por uma duração determinada pelas categorias do tempo. Para derivar o centróide do perfil EVA, a coordenada da classe EVA foi ponderada pela duração da exposição em cada classe e, em seguida, calculada a média para encontrar a centróide geométrica. Isso forneceu uma indicação da tendência geral para a localização da exposição no tempo (tempo de EVA ao longo das colunas) e em amplitude (amplitude da EVA ao longo das linhas, Figura 2.2).

Em adição às análises da EVA ao longo do tempo e amplitude, o desvio-padrão (EVA-DP) e entropia da EVA (EVA-ent) foram obtidos. O EVA-DP representa um índice geral de exposição da variabilidade, indicando a dispersão da exposição ao longo das classes da EVA (Larivière et al. 2005) e a EVA-ent quantifica a complexidade da dispersão da exposição (Madeleine e Madsen 2009; Villumsen et al. 2017). Quando os níveis da EVA estão igualmente distribuídos ao longo dos níveis de amplitude e períodos de tempo, os valores de EVA-DP ficam próximos a 0 (Delisle et al. 2005) indicando um efeito positivo na atividade muscular em termos de padrões mais variados (Jensen et al. 1999; Delisle et al. 2006). O oposto acontece quando todos os níveis da EVA se encontram em uma mesma classe, refletindo assim o máximo valor possível a ser obtido na EVA-DP.

A EVA-DP foi normalizada pelo seu máximo valor possível, portanto esse índice variou entre 0 e 1 com valores mais baixos indicando padrões EMG mais variados (Delisle et al. 2006; Villumsen et al. 2017). A EVA-ent foi calculada com base na análise por meio da entropia de Shannon e tem-se sugerido que uma alta entropia indica

padrões mais complexos do sinal EMG, que pode ser considerado como benéfico para o sistema musculoesquelético (Madeleine e Madsen 2009; Villumsen et al. 2017). O valor máximo obtido na EVA-ent foi obtido a partir da matriz da EVA (7x5), portanto o valor máximo desse índice foi 35. Esse índice também foi normalizado pelo seu máximo valor possível, da mesma maneira que a EVA-DP, portanto ele também variou entre 0 e 1. Uma vez que EVA-DP e EVA-ent são índices negativamente correlacionados, a EVA-DP foi subtraída por 1, a fim de facilitar a interpretação dos resultados. Portanto, tanto valores de EVA-DP quanto EVA-ent próximos a 1, indicam padrões EMG benéficos ao sistema musculoesqueléticos, isto é, uma distribuição da EVA mais variável e complexa (Villumsen et al. 2017).

2.4 Análise estatística

Os dados foram descritos em média [erro padrão (EP)]. Todos os dados foram testados em relação à normalidade da distribuição (teste de Shapiro Wilk). Cada uma das variáveis dependentes (absRMS, normRMS, EVA-tempo, EVA-amp, EVA-DP, EVA-ent, e RPE) foi testada através de uma análise da variância (ANOVA) de medidas repetidas fatorial 2x2. Os fatores independentes da análise foram o ritmo de trabalho e tipos de pausa. O nível de significância α foi determinado a 0.05 (5%) e se fosse determinado uma significância, um post hoc de Bonferroni foi realizado para localizar as diferenças significativas. O tamanho de efeito esperado foi relatado utilizando o eta quadrado parcial (η^2) e classificado de acordo com o índice de Cohen (Richardson 2011). Todos os testes serão executados no software SPSS (Statistical Package for Social Science, v. 17). O nível de significância será determinado a 0.05 (5%).

3. Resultados

3.1 RMS absoluto e normalizado

Nenhuma interação significativa entre ritmo de trabalho e tipo de pausa foi encontrada para nenhuma das métricas RMS. Considerando o ritmo de trabalho, o ritmo rápido resultou em um aumento da atividade elétrica. Todas as porções do trapézio (TSC, TSA, TM e TI) mostraram diferenças significativas em termos de absRMS ($f_{1,17}=10,50$; $p<0,01$) e normRMS ($f_{1,17}=26,54$; $p<0,01$) com tamanho de efeito grande ($\eta^2=0,38$ e $\eta^2=0,44$, para absRMS e normRMS, respectivamente). Para o SA, não foram encontradas diferenças entre os ritmos de trabalho ($f_{1,17}=0,19$; $p=0,66$ para absRMS; e $f_{1,17}=0,03$; $p=0,86$ para normRMS). Em relação aos tipos de pausas, o normRMS foi significativamente maior ($f_{1,17}=5,03$; $p<0,04$; $\eta^2=0,23$; tamanho de efeito grande) após realizar pausas ativas quando comparada com as pausas passivas (média da diferença 0,54 %RVC; EP: 0,17).

3.2 Variabilidade EMG

A ANOVA de medidas repetidas relevou nenhuma interação entre os fatores ritmo de trabalho e pausas quando consideradas as métricas da EVA, para nenhum dos músculos avaliados ($f_{1,17}=20,59$; $p=0,17$) (Tabela 2.2). Quando considerado apenas os ritmos de trabalho, houve uma diferença significativa entre os ritmos lento e rápido para todos os músculos ($f_{1,17}=31,08$; $p=0,04$) considerando as métricas da EVA com grande tamanho de efeito ($\eta^2=0,99$), sendo a única exceção a EVA-ent. Para ambas porções do trapézio superior (TSC e TSA), a EVA-amp aumentou significativamente durante o ritmo rápido comparado com o lento. Para o TM e TI, a EVA-tempo foi menor e a EVA-amp significativamente maior no ritmo lento quando comparada com o ritmo

rápido. A EVA-tempo também foi significativamente menor no ritmo lento para o músculo SA.

Apesar dos valores de EVA-DP e EVA-ent terem sido mais baixos no ritmo de trabalho rápido quando comparado com o ritmo lento, níveis significativos foram encontrados apenas para os músculos TSA e SA, considerando a métrica EVA-DP. Em relação aos tipos de pausa, nenhuma diferença significativa foi encontrada para nenhuma das métricas de variabilidade em nenhum dos músculos avaliados ($f_{1,17}=4,44$; $p=0,36$). Os resultados relativos as comparações por pares entre os ritmos de trabalho e tipos de pausa também estão presentes na Tabela 2.2. A Figura 2.2 mostra a EVA do TSA considerando ambos ritmos de trabalho e tipos de pausa.

3.3 Taxa de percepção de esforço - RPE

A ANOVA de medidas repetidas não mostrou nenhuma interação significativa entre o ritmo de trabalho e os tipos de pausa ($f_{1,17}=1,99$; $p=0,17$). O ritmo de trabalho teve um efeito significativo na taxa de percepção de esforço ($f_{1,17}=7,7$; $p=0,01$;) com tamanho de efeito grande ($\eta^2=0,31$). A RPE foi menor no ritmo lento quando comparada com a RPE no ritmo rápido (média da diferença 1,0; EP: 0,2), mas não foram encontradas diferenças entre os tipos de pausas ($f_{1,17}<0,01$; $p=0,93$).

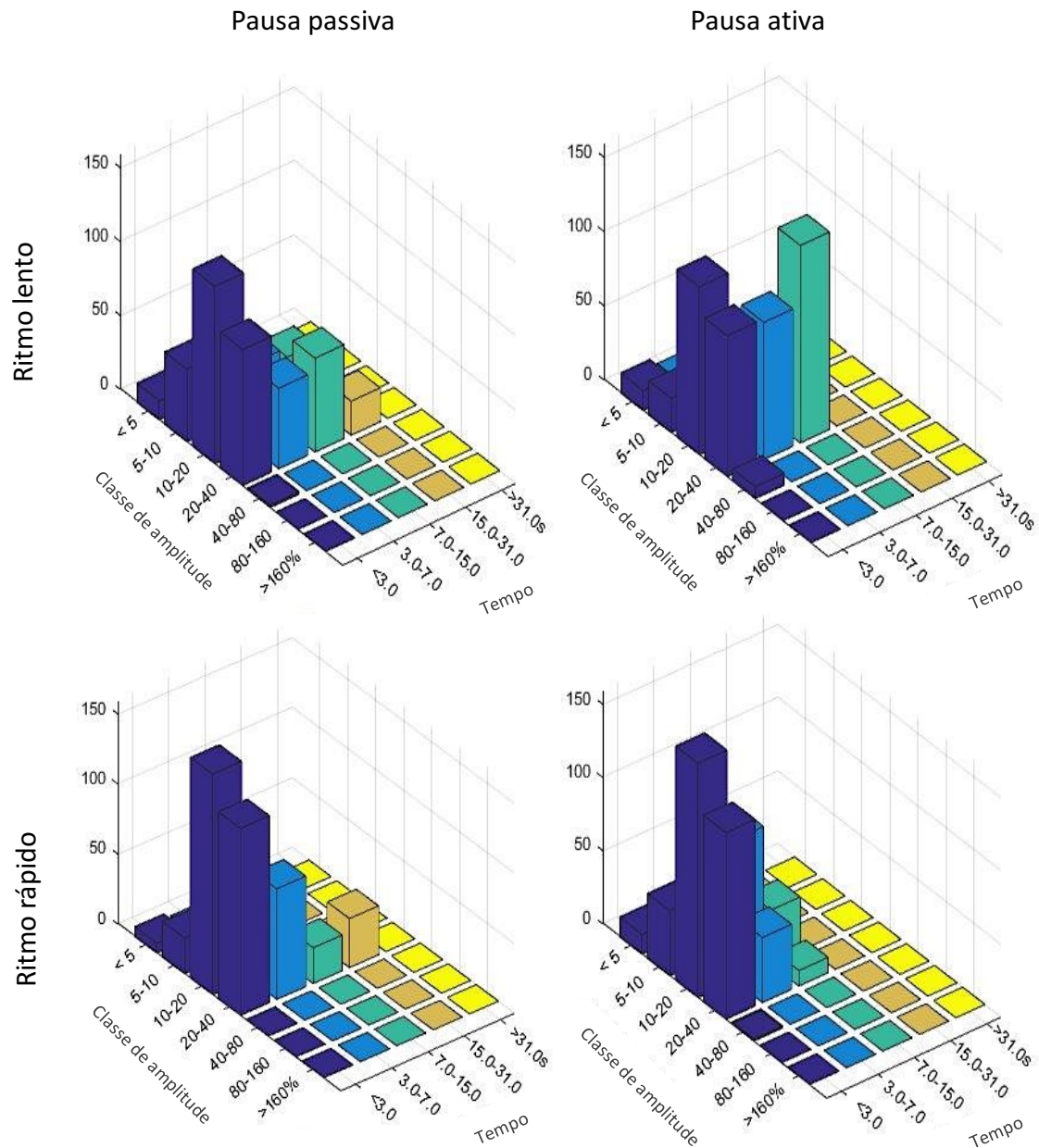


Figura 2.2 Análise da variação da exposição (EVA) para porção acromial do trapézio superior de um sujeito típico. As barras em cada classe correspondem a quantidade de tempo (colunas verticais no eixo Z) gasto em uma determinada amplitude baseada na %RVC (colunas no eixo x) e em uma duração específica de tempo em segundos (linhas no eixo Y). Cada gráfico é apresentado considerando o ritmo de trabalho lento e rápido e os tipos de pausa, passiva e ativa.

Tabela 2.2 Média [e erro padrão] das métricas da EVA para todas as porções musculares, considerando o ritmo de trabalho e o tipo de pausas (passiva e ativa), e os resultados da análise estatística da 2x2 RM-ANOVA.

	Ritmo lento		Ritmo rápido		Interação ritmo X pausa ($f=20,59$, $p=0,17$, $\eta^2=0,99$)*		Efeito do ritmo de trabalho ($f=31,08$, $p=0,04$, $\eta^2=0,99$)*		Efeito do tipo de pausa ($f=4,44$, $p=0,36$, $\eta^2=0,97$)*				
	Passiva	Ativa	Passiva	Ativa	Valor f	η^2 parcial	Valor f	η^2 parcial	Valor f	η^2 parcial			
	Trapézio superior fibras claviculares (TS-clav)												
EVA-tempo	2,79 [0,32]	2,595 [0,32]	2,53 [0,30]	2,57 [0,30]	1,61	0,22	0,09	1,43	0,25	0,08	1,38	0,26	0,07
EVA-amp	1,70 [0,21]	1,766 [0,22]	1,82 [0,22]	1,87 [0,24]	0,88	0,60	0,05	14,50	<0,01	0,46	3,84	0,07	0,18
EVA-DP	0,48 [0,05]	0,484 [0,04]	0,51 [0,05]	0,50 [0,05]	0,32	0,58	0,02	1,92	0,18	0,10	0,02	0,88	<0,01
EVA-ent	0,42 [0,04]	0,427 [0,04]	0,45 [0,04]	0,47 [0,04]	1,23	0,28	0,07	0,70	0,41	0,04	0,38	0,54	0,02
Trapézio superior fibras acromiais (TS-acr)													
EVA-tempo	1,54 [0,12]	1,44 [0,11]	1,43 [0,09]	1,45 [0,11]	1,45	0,24	0,08	0,50	0,49	0,03	1,06	0,32	0,06
EVA-amp	2,57 [0,16]	2,62 [0,16]	2,85 [0,15]	2,83 [0,16]	1,17	0,29	0,07	16,82	<0,01	0,49	0,14	0,70	0,08
EVA-DP	0,60 [0,01]	0,59 [0,01]	0,58 [0,01]	0,58 [0,01]	1,30	0,27	0,07	5,71	0,03	0,25	0,73	0,41	0,04
EVA-ent	0,53 [0,01]	0,52 [0,01]	0,53 [0,01]	0,51 [0,01]	0,91	0,35	0,05	2,93	0,10	0,15	1,51	0,24	0,08
Trapézio médio (TM)													
EVA-tempo	1,36 [0,07]	1,30 [0,11]	1,20 [0,05]	1,17 [0,04]	0,32	0,58	0,02	10,24	<0,01	0,37	2,36	0,14	0,12
EVA-amp	1,82 [0,10]	1,87 [0,09]	2,28 [0,12]	2,31 [0,12]	0,31	0,58	0,02	111,95	<0,01	0,87	1,93	0,18	0,10
EVA-DP	0,55 [0,01]	0,53 [0,01]	0,52 [0,01]	0,52 [0,01]	0,85	0,37	0,05	5,35	0,33	0,24	1,79	0,19	0,09
EVA-ent	0,46 [0,01]	0,44 [0,01]	0,45 [0,01]	0,44 [0,01]	1,25	0,28	0,07	0,64	0,43	0,04	3,43	0,08	0,17
Trapézio inferior (TI)													
EVA-tempo	1,71 [0,18]	1,55 [0,11]	1,35 [0,06]	1,25 [0,03]	0,06	0,80	<0,01	8,26	0,01	0,33	5,56	0,05	0,25
EVA-amp	1,78 [0,12]	1,78 [0,12]	2,13 [0,13]	2,19 [0,12]	1,13	0,30	0,06	93,55	<0,01	0,84	1,24	0,28	0,07
EVA-DP	0,56 [0,01]	0,57 [0,01]	0,55 [0,01]	0,54 [0,01]	0,80	0,38	0,04	3,19	0,09	0,16	0,04	0,85	<0,01
EVA-ent	0,47 [0,01]	0,48 [0,01]	0,47 [0,01]	0,46 [0,01]	1,01	0,33	0,06	0,41	0,53	0,02	0,12	0,91	<0,01
Serrátil anterior (SA)													
EVA-tempo	1,36 [0,05]	1,30 [0,02]	1,29 [0,03]	1,28 [0,04]	1,47	0,24	0,08	6,11	0,02	0,26	3,44	0,08	0,17
EVA-amp	2,64 [0,17]	2,71 [0,18]	2,69 [0,16]	2,73 [0,15]	0,05	0,83	<0,01	0,63	0,44	0,03	2,27	0,15	0,12
EVA-DP	0,61 [0,00]	0,60 [0,01]	0,59 [0,01]	0,59 [0,01]	2,41	0,14	0,12	5,22	0,03	0,23	0,70	0,42	0,04
EVA-ent	0,54 [0,01]	0,53 [0,01]	0,52 [0,01]	0,52 [0,01]	2,50	0,13	0,13	3,01	0,10	0,15	0,59	0,45	0,03

Valores em negrito representam p significativo; * resultados obtidos da análise multivariada.

4. Discussão

Ao contrário da hipótese levantada, o presente estudo não confirmou nenhuma interação entre o ritmo de trabalho e tipo de pausa implementada. Considerando apenas o ritmo de trabalho, o ritmo lento resultou em (i) níveis de ativação EMG mais baixos em todas as porções do trapézio, (ii) maior variabilidade na exposição em algumas porções do trapézio e no serrátil anterior e (iii) menor percepção de esforço quando comparado à tarefa realizada no ritmo rápido. Considerando os tipos de pausas aplicados, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre pausas passivas e ativas, exceto que as pausas ativas resultaram em um aumento no nível de ativação EMG na porção clavicular do trapézio superior.

4.1 Ritmo de trabalho

O aumento no valor RMS, tanto absoluto quanto normalizado, observado durante a realização da tarefa no ritmo rápido, está de acordo com estudos prévios da literatura (Mathiassen e Winkel 1996; Laursen et al. 1998). Contudo, não foram identificadas diferenças significativas entre os ritmos de trabalho ao avaliar o nível de ativação EMG do serrátil anterior. Tradicionalmente, sabe-se que o trapézio e o serrátil anterior atuam conjuntamente para evitar alterações na rotação superior e inclinação (*tilt*) posterior da escápula (Inman et al. 1944; Ebaugh et al. 2005), e alterações no equilíbrio muscular da cintura escapular podem levar a sintomas da síndrome do impacto (Ludewig e Cook 2000; Phadke et al. 2009; Ellenbecker e Cools 2010; Ludewig e Braman 2011). Entretanto, alguns estudos que avaliaram a atividade EMG de sujeitos com e sem sintomas dessa síndrome não encontraram diferenças significativas entre as populações avaliadas (e.g., Finley et al., 2005; de Moraes Faria et al., 2008; Larsen et al., 2013). De maneira similar, relatado que indivíduos com dor no ombro não

apresentam alterações na ativação da SA ou na cinemática escapular (Larsen et al. 2014; Huang et al. 2016). No entanto, outros estudos mostram o controle motor alterado dos músculos trapézio e SA pode estar relacionado a sintomas musculoesqueléticos (Ludewig e Cook 2000; Helgadottir et al. 2011; Lin et al. 2011; Phadke e Ludewig 2013). Além disso, a maioria dos estudos que avaliaram a EMG em indivíduos com sintomas musculoesqueléticos, como a dor idiopática no pescoço, avaliam apenas o músculo trapézio, sem considerar sua relação com o SA (Castelein et al. 2015). No presente estudo, as porções do trapézio e SA apresentaram diferentes comportamentos em função do ritmo de trabalho; a amplitude EMG aumentou no trapézio e manteve-se inalterada no músculo SA em ritmo rápido, quando comparado com o ritmo lento de trabalho. Isso reforçou a necessidade de registrar e analisar EMG dos músculos trapézio e SA em conjunto, a fim de delinear melhor quais os potenciais papéis desses músculos no desenvolvimento da dor no pescoço-ombro nessa população.

De acordo com estudos anteriores, foi adotada uma escala logarítmica para definir as categorias EVA em eixos de tempo e amplitude (Samani et al. 2013; Reynolds et al. 2014; Ciccarelli et al. 2014). Matematicamente falando, a EVA implica em estimar a função de densidade de probabilidade. Um problema geral com a estimativa da densidade de probabilidade é que alguns intervalos podem conter dados muito pequenos enquanto outros estão bem representados no conjunto de dados analisados (Bowman e Azzalini 1997). Para compensar esse desequilíbrio e criar uma classificação mais homogênea, os níveis de exposição com dados escassos devem ser representados por um amplo intervalo e vice-versa (Samani et al. 2013). Esta abordagem foi aplicada para determinar as classes da EVA aqui apresentadas. Dessa forma, pode-se observar

que o ritmo de trabalho rápido resultou em valores aumentados de EVA-amp e valores diminuídos da EVA-time e EVA-SD quando comparados com o ritmo lento de trabalho. A diminuição da EVA-DP implica uma atividade muscular menos variável, especialmente quando se considera a porção acromial do trapézio superior durante o ritmo rápido em comparação com a tarefa realizada em ritmo lento. Já foi demonstrado que uma atividade muscular menos variável pode desempenhar um papel no desenvolvimento de sintomas musculoesqueléticos relacionados ao trabalho na região do pescoço e do ombro durante o desempenho de tarefas com movimentos repetitivos dos membros superiores (Veiersted et al. 1990; Mathiassen e Winkel 1996; Andersen et al. 2003; Madeleine et al. 2003b; Arvidsson et al. 2012).

Os valores mais baixos de EVA-DP observados durante a realização da tarefa em ritmo de trabalho rápido reforçaram ainda mais os achados de que um ritmo de trabalho lento promove uma atividade muscular mais variável. A EVA-DP foi extraída da EVA para avaliar o tamanho da variação (Delisle et al. 2006; Maslen e Straker 2009; Ciccarelli et al. 2014). Não foram encontradas diferenças entre os ritmos de trabalho para EVA-ent. EVA-DP e EVA-ent apresentaram a mesma tendência para uma maior variação muscular no ritmo lento de trabalho. No entanto, a interpretação dessas métricas deve ser cuidadosa, uma vez que os níveis de exposição elevados tendem a apresentar baixas variações no perfil EVA devido à não uniformidade das categorias EVA pré-determinadas. De fato, a interpretação da variação e complexidade do EVA está essencialmente ligada às categorias pré-determinadas do perfil EVA. Portanto, os detalhes do perfil EVA devem ser levados em consideração sempre que analisam esses dados. Pela primeira vez, demonstrou-se que o ritmo de trabalho alterou novas métricas da EVA, como o desvio padrão derivado da EMG do TSA e SA, com grande

tamanho de efeito. Em contraste à esses achados, Bosch et al. (2011) e Luger et al. (2017) não relataram diferenças entre diferentes ritmos de trabalho ao executar uma tarefa repetitiva. Esses achados contrastantes provavelmente podem ser explicados por diferenças nos protocolos experimentais (por exemplo, tipo de tarefa de montagem e/ou duração da tarefa) e pelas diferenças nas métricas de exposição biomecânica extraídas. Ambos os estudos mencionados acima consideraram a variabilidade ciclo-ciclo como uma métrica de exposição biomecânica em vez dos aspectos gerais da exposição biomecânica ao longo do tempo, que são expressos através das métricas EVA no presente estudo.

Também é importante considerar uma série de outros fatores ao comparar os achados presentes com outros estudos e ao considerar fatores como a validade ecológica. Esses fatores incluem, por exemplo, os parâmetros utilizados para determinar o ritmo de trabalho, a exposição biomecânica e as condições de trabalho. O uso de métodos padronizados de quantificação do tempo facilita a comparação entre os estudos. Para este propósito, o sistema MTM foi utilizado para determinar o ritmo de trabalho de acordo com estudos anteriores (Sundelin 1993; Dempsey et al. 2010; Qin et al. 2014; Srinivasan et al. 2015a).

Embora da tarefa atual ser considerada representativa de tarefas ocupacionais comuns, tanto em termos de exposição física ao trabalho quanto de demandas cognitivas (Pontonnier et al. 2014), a duração do experimento foi limitada quando comparada com um turno de trabalho de oito horas. Além disso, em um ambiente de trabalho real, a atividade ocupacional geralmente não é tão restrita nem tão monótona quanto em um ambiente experimental. Um posto de trabalho geralmente permite variações de força e postura ao longo do dia do trabalho (de Looze et al.

2009), porém estudos experimentais permitem controlar confundidores como as características físicas do ambiente de trabalho e também fatores psicossociais. Além disso, é importante considerar que a população avaliada foi homogênea (ou seja, jovens mulheres saudáveis) e, portanto, não é totalmente representativa de toda a população trabalhadora realizando tarefas de montagem. Fatores psicossociais também devem ser considerados ao extrapolar os resultados para um contexto ocupacional (Bongers et al. 2002).

4.2 Tipos de pausa

Nenhuma diferença foi encontrada na taxa de percepção de esforço quando pausas passivas ou pausas ativas foram impostas à tarefa e isso está de acordo com estudos prévios que avaliaram o esforço percebido (Sundelin 1993; Larsen et al. 2009) ou a fadiga percebida (Mathiassen e Winkel 1996; Crenshaw et al. 2006). De maneira geral, o tipo de pausa aplicado não influenciou em nenhuma das variáveis analisadas. A única diferença encontrada entre os tipos de pausa foi um valor RMS normalizado aumentado para a porção clavicular do trapézio superior após a aplicação das pausas ativas. Apesar de não ser uma porção comumente estudada, alguns estudos descrevem que as fibras claviculares do trapézio superior podem ser ativadas independentemente das fibras acromiais (Jensen e Westgaard 1997; Holtermann et al. 2009; Szucs e Borstad 2013). O aumento na atividade EMG nessas fibras musculares subsequente a execução das pausas ativas pode indicar a redistribuição de cargas, mudando a distribuição de carga do músculo trapézio para uma direção mais cranial, como observado previamente (Westad et al. 2003; Falla e Farina 2007).

Durante a avaliação de uma tarefa de pipetagem simulada, Samani et al. (2016) encontraram uma alteração no padrão espaço-temporal da EMG do trapézio, mesmo

que não tenha sido encontrada diferença significativa para as métricas de variabilidade. A falta de diferença entre as métricas de variabilidade foi atribuída à variação considerável em posturas e atividade muscular inerente à tarefa de pipetagem (Samani et al. 2016). Fatores similares podem ter ocorrido no presente estudo. Não foram encontradas diferenças significativas entre pausas ao avaliar as métricas de EVA, o que concorda com os achados de um estudo recente (St-Onge et al. 2017).

Contudo, outros estudos demonstram efeitos benéficos das pausas ativas em relação ao aumento da variabilidade durante atividades simuladas de computador quando esse tipo de intervenção é comparada à pausas passivas ou trabalho contínuo (Samani et al. 2009c; Samani et al. 2009a; Samani et al. 2009b). Levando em consideração que os protocolos utilizados para aplicação das pausas ativas foram idênticos ao utilizado nesse estudo, sugere-se que a influencia das pausas ativas é dependente da tarefa. Apesar da similaridade entre o trabalho de computador e tarefas industriais de montagem, isto é, ambas são caracterizadas como monótonas e repetitivas, e serem comumente avaliadas em conjunto (Andersen et al. 2008; Søgaard et al. 2012), essas ocupações diferem em termos de posturas adotadas e carga biomecânica imposta aos trabalhadores. Durante tarefas repetitivas realizadas em contexto industrial, a articulação do ombro está exposta a amplitudes de movimento mais amplas e dinâmicas (Madeleine e Madsen 2009; Pontonnier et al. 2014; Srinivasan et al. 2015b), o antebraço comumente não tem suporte e o sujeito permanece a maior parte do tempo na posição em pé, em contraste com tarefas realizadas com computador.

Concomitantemente, Falla e Farina (2007) demonstraram que pausas impostas a altos níveis de contração muscular podem promover uma redistribuição de cargas nas subdivisões do trapézio. Ainda assim, são necessários mais estudos para confirmar esta possível redistribuição de carga e estabelecer a importância de considerar o nível relativo de atividade muscular das pausas ativas em relação a tarefas reais de trabalho. Os achados deste estudo podem contribuir para uma melhor compreensão dos efeitos agudos de diferentes tipos de pausa na atividade muscular. No entanto, há uma falta de informação na literatura sobre os desfechos encontrados na EVA estão associadas a fatores biológicos, como sintomas musculoesqueléticos. Assim, estudos prospectivos são cruciais para obter informações sobre a relevância biológica das métricas EVA observadas.

4.3 Considerações metodológicas

Em nosso conhecimento, esse foi o primeiro estudo a avaliar os efeitos de dois ritmos de trabalho (lento e rápido) e dois tipos de pausas (passivas e ativas) durante uma tarefa repetitiva padronizada. Os resultados desse estudo devem ser considerados com cuidado quando aplicados a população de trabalhadores, pois estes comumente apresentam sintomas musculoesqueléticos na região de pescoço-ombro (Sarquis et al. 2016), enquanto que o presente estudo avaliou apenas indivíduos saudáveis e sem experiência com atividades manuais repetitivas. Isso pode ter influenciado os resultados, uma vez que trabalhadores experientes assumem estratégias motoras intrínsecas diferentes de pessoas inexperientes para execução de tarefas laborais (Plamondon et al. 2014). A duração desse experimento também deve ser considerada quando extrapolando esses resultados para condições reais de trabalho.

A tarefa foi realizada por um curto período de tempo (4 períodos de 10 minutos) e em um ambiente de laboratório controlado e ajustado. Durante um dia inteiro de trabalho, a realização de contrações musculares frequentes em níveis elevados pode desempenhar um papel no desenvolvimento da fadiga muscular (Enoka e Duchateau 2008). A duração da tarefa foi escolhida para reduzir os potenciais efeitos de fadiga muscular. A investigação dos efeitos agudos das pausas ativas foi feita por curtos períodos de tempo e a validade ecológica desses estudos foi questionada (Januario et al. 2016). Ainda assim, o uso de experimentos feitos em ambiente experimental fornece uma melhor compreensão da interação entre tipos de pausa e ritmos de trabalho sem a influência de potenciais fatores confundidores, como fatores psicossociais e ambientes inadequados ergonomicamente. Dessa forma, os atuais achados da literatura ainda são prematuros para recomendar a aplicação de pausas ativas nos locais de trabalho, portanto pesquisas futuras devem avaliar seus efeitos como uma intervenção de forma ecologicamente válida.

5. Conclusão

O presente estudo demonstrou que a realização de uma tarefa repetitiva de montagem em ritmo lento resultou em uma diminuição aguda na exposição biomecânica em termos de EMG e mais variação na ativação nos músculos escapulotorácicos quando comparado com a mesma tarefa realiza em ritmo rápido (MTM-80 versus MTM-125, respectivamente). O ritmo de trabalho lento também causou uma menor percepção de esforço nos sujeitos. Contrariamente aos estudos anteriores, os dois tipos de pausa não diferiram em termos de exposição biomecânica e esforço percebido. Estudos prospectivos são necessários para confirmar os efeitos do

ritmo lento de trabalho e testar a eficiência a longo prazo de pausas ativas para demonstrar que tais intervenções podem ser viáveis em contextos ocupacionais reais.

ESTUDO 3**DIFERENTES TIPOS DE PAUSA AFETAM A OXIGENAÇÃO MUSCULAR E A POSTURA DA PARTE SUPERIOR DO CORPO DURANTE UMA TAREFA DE MONTAGEM REALIZADA POR MULHERES COM E SEM DOR NO PESCOÇO-OMBRO?**

Januario LB, Cid MM, Madeleine P, Samani A, Oliveira AB

Manuscrito em fase de finalização para submissão ao periódico
European Journal of Applied Physiology

1. Introdução

As pausas ativas compreendem uma intervenção que envolve contrações musculares de curto prazo durante tarefas monótonas e de baixa intensidade. Esse tipo de intervenção é responsável por aumentar a força exercida, promover a redistribuição da carga muscular e mudar o padrão do recrutamento da unidade motora (Westad et al. 2003; Falla e Farina 2007), atuando no sistema musculoesquelético como uma estratégia para reduzir o desenvolvimento de LER/DORT.

A implementação desse tipo de intervenção, têm sido mais amplamente estudado ao considerar variáveis eletromiográficas, porém seus resultados ainda são controversos (Januario et al. 2016). Não foram encontradas mudanças na variação da atividade elétrica muscular durante o desempenho das tarefas de montagem (Januario et al. 2018), mas quando as pausas ativas foram aplicadas durante tarefas realizadas com computador em ritmo de trabalho lento, foram observados padrões musculares mais benéficos após aplicação de pausas ativas quando comparadas com períodos de descanso, denominadas pausas passivas (Samani et al. 2009b).

Quando outras medidas são consideradas, é possível observar que as pausas ativas podem atuar em diferentes fatores como a oxigenação muscular, pois existe uma tendência das pausas ativas promoverem efeitos benéficos sobre os músculos do antebraço, aumentando os níveis de hemoglobina total, e conseqüentemente o fluxo sanguíneo intracelular durante a realização de tarefas no computador (Crenshaw et al. 2006), mas os resultados encontrados na literatura em relação aos efeitos das pausas ativas perante medidas de oxigenação muscular ainda são limitados. No contexto ocupacional, pode-se observar que tarefas monótonas e repetitivas podem levar a

uma redução da oxigenação muscular, principalmente em indivíduos com mialgia do trapézio (Flodgren et al. 2010), portanto avaliar os efeitos das pausas ativas sobre as medidas de oxigenação muscular é importante para compreender os efeitos dessa intervenção, quando avaliada a região do pescoço-ombro.

Além da avaliação de medidas de atividade elétrica muscular e oxigenação muscular, a avaliação de medidas de postura, como a velocidade e amplitude de movimento, também são aspectos importantes ao avaliar os efeitos que a implementação de pausas ativas têm perante ao sistema musculoesquelético, uma vez que as posturas adotadas durante a realização de atividades repetitivas representam um dos fatores que contribuem para determinação da carga musculoesquelética imposta ao trabalhador (Roman-Liu et al. 2014). Sabe-se que a presença de sintomas musculoesqueléticos em membros superiores pode estar associada a alterações em posturas e padrões de movimento, quando comparado a indivíduos saudáveis durante a atividades como a elevação do braço (Ludewig e Cook 2000) e durante tarefas repetitivas (Lomond e Côté 2011). Porém, para nosso conhecimento, nenhum estudo existente na literatura avaliou os efeitos das pausas ativas em medidas de postura da parte superior do corpo.

Para nosso conhecimento, o único estudo que investigou os efeitos das pausas ativas em relação a oxigenação muscular, avaliou apenas a região do antebraço (Crenshaw et al. 2006). Nesta região, as variações na postura têm pouca influência sobre a estabilidade, que é realizada principalmente por características anatômicas dos ossos e ligamentos (estáticos). Oposto a isso, a estabilidade do complexo do ombro é principalmente dinâmica, realizada pelos músculos de pescoço-ombro. Portanto, a postura adotada pela cabeça, tronco e membro superior merece atenção

durante a avaliação de possíveis intervenções, como a implementação de pausas ativas, quando considerando a região de pescoço-ombro.

Nesse contexto, o objetivo primário deste estudo foi avaliar os efeitos das pausas ativas na oxigenação do trapézio superior e na postura da parte superior do corpo de mulheres com e sem dor no pescoço-ombro, e o objetivo secundário desse estudo foi comparar mulheres com e sem dor no pescoço-ombro durante a realização de uma tarefa de montagem. Acredita-se que as pausas ativas aumentarão o consumo de oxigênio do músculo trapézio, especialmente em indivíduos com dor no pescoço-ombro. Hipotetiza-se também, que ao avaliar as medidas de cinemática 2D, as pausas ativas irão desencadear padrões de movimentos maiores do que as pausas passivas para ambos os grupos, mas o grupo com dor no pescoço-ombro apresentará movimentos mais estáticos do que o grupo controle.

2. Métodos

2.1 Sujeitos

Uma amostra de conveniência de estudantes do sexo/gênero feminino dos cursos de graduação e pós-graduação da Universidade foram convidadas a participar deste estudo. Os sujeitos que relataram doenças sistêmicas com características reumáticas, circulatórias ou inflamatórias; com experiência em esportes de arremesso; ou com índice de massa corporal (IMC) abaixo $18,5 \text{ kg/m}^2$ ou acima de $24,9 \text{ kg/m}^2$ foram excluídos. O IMC acima de 25 kg/m^2 foi utilizado como critério de exclusão devido ao efeito de impedância causado pelo tecido adiposo no sinal EMG. O nível da atividade física foi avaliado com Questionário Internacional De Atividade Física (IPAQ) - Versão Curta (Matsudo et al. 2012).

Elas foram alocadas em dois grupos diferentes, de acordo com os resultados de um questionário sobre o auto relato de sintomas musculoesqueléticos – Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares (Kuorinka et al. 1987), um exame físico padronizado proposto pela Universidade de Lund, Suécia (Ohlsson et al. 1994) e o resultado da Escala Visual Analógica (VAS) para sintomas na região do pescoço-ombro. Quinze controles – CON (24,4±2,7 anos, 60,4±8,5 kg e 163±0,08 cm) e quinze mulheres com dor no pescoço-ombro – DPO (24,2±3,9 anos, 59,53±7,7 kg e 163±0,05 cm) foram incluídas nesse estudo e todas elas eram destros.

Os indivíduos do grupo CON não apresentaram sintomas ou problemas na região do pescoço-ombro. De acordo com os resultados do IPAQ, as mulheres do grupo CON foram classificadas em: muito ativa (n=1), ativas (n=11) ou irregularmente ativas (n=3). Os indivíduos do grupo DPO relataram dor de moderada a grave (intensidade >4 cm na escala VAS) na região do pescoço-ombro (Larsson et al. 2008) e apresentaram diagnóstico clínico de síndrome de tensão do pescoço ou cervicalgia de acordo com exame físico padronizado proposto pela Universidade de Lund, Suécia (Ohlsson et al. 1994), realizado por um fisioterapeuta experiente (Sjörs et al. 2009). Em relação ao resultado do IPAQ, as mulheres do grupo DPO tiveram nível de atividade física semelhantes ao grupo CON: 2 mulheres foram classificadas como muito ativas, 10 como ativas e 3 como irregularmente ativas.

Este estudo incluiu apenas as mulheres, uma vez que o desenvolvimento de LER/DORT na região do pescoço-ombro é mais prevalente no sexo/gênero feminino (Côté 2012). Todos os procedimentos foram realizados de acordo com os padrões do comitê de ética local (Protocolo nº 42092115.5.0000.5504) e com a declaração de

Helsinque de 1964 e suas adaptações posteriores. Todos os participantes incluídos nesse estudo deram seu consentimento por escrito.

2.2 Protocolo experimental

O protocolo experimental utilizado foi o mesmo do Estudo 02, mas para fins de interpretação, foi considerado apenas o ritmo de trabalho lento, uma vez que a aplicação de pausas ativas nesse ritmo de trabalho demonstrou resultados benéficos ao aumentar a variação da atividade elétrica muscular (Samani et al. 2009b). Resumidamente, cada sujeito realizou 20 minutos de uma tarefa simulada, em ritmo de trabalho lento (correspondente a 16 peças por minuto) com base no sistema de MTM (Maynard et al., 1948). Os 20 minutos da tarefa simulada foram divididos em blocos de 10 minutos, dependendo do tipo de pausa (passiva ou ativa). As pausas passivas foram determinadas como períodos sem qualquer atividade física - o sujeito apoiou as mãos nas coxas enquanto estava sentado em uma cadeira. As pausas ativas foram determinadas como contrações musculares impostas em 30% da MVC obtida a partir do movimento de encolhimento do ombro no plano frontal – *shoulder shrug* (Samani et al. 2009b). Ambas as pausas tiveram duração de 8 segundos e foram realizadas a após 2 minutos de tarefa.

2.3 Aquisição e análise de dados

2.3.1 Medições de oxigenação

Medidas não-invasivas de oxigenação tecidual (oxihemoglobina e desoxihemoglobina) e hemoglobinas totais foram obtidas do músculo trapézio superior direito usando um espectrofotômetro (Oxymon Mk III Near-Infrared Spectrophotometer, Artinis Medical Systems, Zetten, Holanda). Esse equipamento

utiliza espectroscopia de onda contínua quase-infravermelha (NIRS) usando a lei *Lambert-Beer* modificada. O NIRS é capaz de emitir e detectar intensidades de luz em comprimentos de onda entre 765 e 855 nm. De acordo com Crenshaw et al. (2006), as referências da intensidade de luz de todos os comprimentos de onda são capturadas inserindo o optodo em um calibrador de dispersão de luz antes de colocar o optodo no local de medição. O optodo foi colocado sobre o ventre muscular da porção acromial do trapézio superior direito em paralelo com fibras musculares. A distância entre o transmissor e o receptor de luz foi de 35 mm, como demonstrado na Figura 3.1.

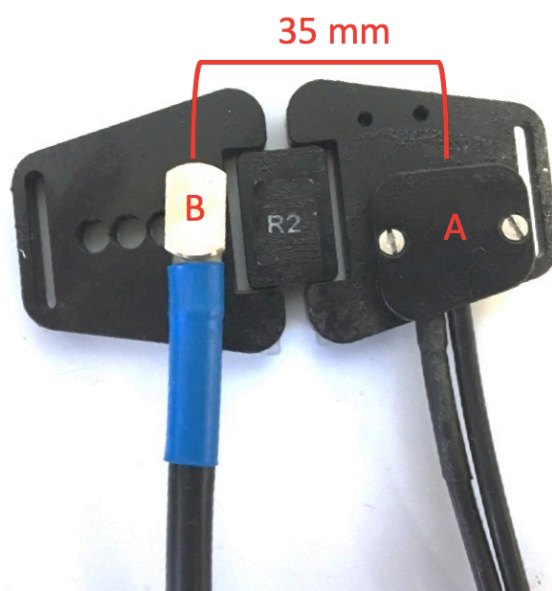


Figura 3.1 Optodo do NIRS. Distância entre o transmissor (A) e receptor (B) foi estabelecida em 35 mm.

Essa distância foi determinada com base na espessura da pele e gordura subcutânea existente sobre o músculo trapézio (5-10 mm) e a espessura do músculo trapézio superior (5-10 mm) descrita na literatura para mulheres saudáveis (Sjøgaard et al. 2004). Além disso, considerou-se a regra geral de dispersão, onde metade da distância entre o transmissor e o receptor de luz é igual a profundidade da onda (Cui et al. 1991). Uma fita adesiva foi utilizada para acoplar o optodo a pele do voluntário,

com uma janela que permitisse a passagem da luz quase-infravermelha. Para conservar a localização do optodo durante todo o experimento e bloquear a luz ambiente, uma faixa elástica foi acoplada ao redor do ombro, como apresentado na Figura 3.2.

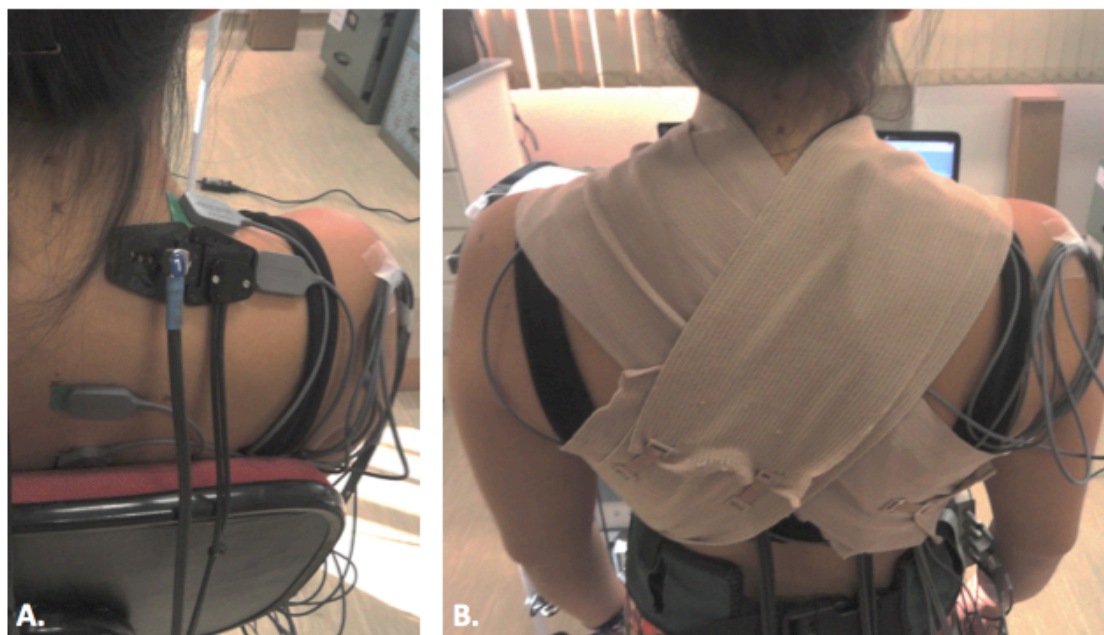


Figura 3.2 Colocação do optodo nas fibras acromiais do trapézio superior (A) e acoplamento do optodo com uma faixa elástica (B).

Para que apenas os efeitos das pausas sobre tarefa fossem considerados, os períodos de pausa em si foram removidos da análise de dados. Portanto, foram considerados para análise apenas os dados obtidos nos períodos em que a tarefa simulada era realizada. As medidas de oxihemoglobina (O_2Hb), deoxihemoglobina (HHb) e hemoglobinas totais ($tHb = O_2Hb + HHb$) foram extraídas a partir do *software* OxySoft (Artinis Medical Systems, Zetten, Holanda).

2.3.2 Medidas de postura

A cinemática 2D de cabeça, parte superior do tronco e braço direito foram registradas durante toda tarefa. Foram utilizados inclinômetros digitais - INC (LoggerTecknologi, Åkarp, Suécia) a uma frequência de amostragem de 20Hz. Os sensores do INC foram colocados na testa do sujeito, entre os processos espinhosos de C7 e T1 do lado direito e abaixo da inserção distal do músculo deltoide no braço direito. Todos os procedimentos de colocação e calibração foram realizados de acordo com Hansson et al. (2001).

Depois de colocar os sensores nos locais descritos, as posições de referência foram obtidas para calibrar o INC em posições consideradas neutras e também para especificar a direção do movimento. A posição de referência neutra para a cabeça e a parte superior do tronco foi obtida enquanto os sujeitos permaneciam em posição ortostática, com os braços ao lado do corpo e focalizaram o olhar em um ponto na linha do horizonte. A direção para a frente de cabeça e parte superior do tronco foi definida enquanto o sujeito mantinha a cabeça, o pescoço e o tronco flexionados.

A posição neutra do membro superior foi obtida com o sujeito sentado em uma cadeira com a axila apoiada no encosto da cadeira e o braço pendurado livre e vertical. Os sujeitos seguraram um halter de 2 kg na mão para garantir que o braço fosse mantido na posição vertical (Moriguchi et al. 2011). A direção para a frente foi ajustada para o membro superior no momento em que o sujeito elevava e mantinha os braços a 90°, aproximadamente ao nível do plano escapular.

As medidas de velocidade média, pico de velocidade, posição (grau médio de inclinação) e amplitude de movimento - ROM (a diferença entre o ângulo de inclinação mínimo e máximo) foram obtidas em janelas de 500 ms para todas as regiões do corpo

considerando os movimentos de flexão/extensão e inclinação lateral para direito/esquerda de cabeça e parte superior das costas e também considerando os movimentos de elevação do braço direito. Para os movimentos da cabeça e do tronco superior, os valores positivos indicam flexão e os valores negativos indicam extensão. Os dados de elevação dos braços apresentam valores positivos, não sendo possível identificar o plano em que ocorre o movimento de elevação. Os valores médios de cada um dos blocos de dez minutos da tarefa de montagem foram utilizados para fins estatísticos, excluindo os momentos de pausa.

2.4 Análise estatística

Todos os dados foram apresentados em média [erro padrão (EP)]. A normalidade da distribuição foi testada através do teste de Shapiro Wilk. Caso o pressuposto de normalidade fosse violado, os dados de oxigenação muscular (O_2Hb , HHb e tHb) e cinemática 2D (velocidade média, pico de velocidade, posição e ROM) foram transformados para que testes paramétricos fossem aplicados (Conover e Iman 1981). As variáveis dependentes de oxigenação muscular e cinemática 2D foram testadas através de uma análise de variância de medidas repetidas (RM-ANOVA) *one-way* modelo misto. O tamanho do efeito estimado foi relatado usando o *eta* quadrado parcial (η^2) e considerado. Em caso de efeitos significativos entre os tipos de pausa e os grupos, o ajuste de Bonferroni foi realizado para que as comparações por pares fossem feitas. O software *Statistical Package for Social Science* (SPSS, v. 17) foi utilizado para realizar a análise estatística descrita acima, considerando um nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

3. Resultados

3.1 Resultados da oxigenação

Nenhuma interação significativa foi encontrada entre o tipo de pausa e grupo. Ao comparar o grupo CON com o grupo DPO, verificou-se que, independentemente do tipo de pausa, o grupo do dor em pescoço-ombro apresentou valores médios significativamente menores de desoxihemoglobinas, quando comparados com os valores médios do grupo controle (CON = 20,66 [1,68]; DPO = 15,16 [1,68]; $F = 5,33$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,16$).

Ao comparar os tipos de pausa, foram encontrados médias e intervalos de HHb e tHB significativamente maiores durante a tarefa realizada após a implementação de pausas ativas quando comparados com a tarefa depois de realizar pausas passivas. A realização da tarefas após as pausas ativas também promoveu maior variação nos valores de oxihemoglobina durante a tarefa subsequente a pausa (Tabela 3.1).

Tabela 3.1 Média [e erro padrão] para valores médios e de intervalo de O₂Hb, HHb e tHb para o trapézio superior, considerando os diferentes ritmos de trabalho e tipos de pausa, para ambos grupos e os resultados estatísticos da RM-ANOVA mista.

	CON		DPO		Efeitos do tipo de pausa			Efeitos dos grupos		
	Passiva	Ativa	Passiva	Ativa	Valor f	Valor p	η^2 parcial	Valor f	Valor p	η^2 parcial
<i>Valores médios</i>										
O ₂ Hb	25,66 [6,27]	25,83 [6,17]	28,41 [7,81]	28,77 [8,23]	0,99	0,33	0,03	1,19	0,28	0,04
HHb	20,21 [7,55]	21,48 [8,03]	15,13 [5,41]	15,61 [5,39]	23,10	<0,01*	0,45	5,02	0,03*	0,15
tHB	45,87 [12,22]	47,30 [12,11]	43,54 [11,46]	44,38 [12,23]	18,55	<0,01*	0,40	0,36	0,55	0,01
<i>Valores de variação</i>										
O ₂ Hb	2,32 [0,19]	2,64 [0,24]	3,06 [0,62]	2,98 [0,39]	2,70	0,11	0,09	0,40	0,53	0,01
HHb	1,72 [0,17]	1,90 [0,21]	1,59 [0,19]	1,82 [0,19]	21,42	<0,01*	0,43	0,28	0,60	0,01
tHB	2,72 [0,29]	3,03 [0,31]	3,22 [0,53]	3,46 [0,49]	7,15	0,01*	0,20	0,32	0,58	0,01

* representa valor de p significativo

3.2 Resultados da postura

Não foram encontradas interações significativas entre o tipo de pausa e os grupos para nenhuma das medidas utilizadas para avaliar a postura. Ao comparar os grupos, independentemente do tipo de pausa implementada, não foram encontradas diferenças significativas, com exceção da amplitude de movimento de flexão do tronco (CON = 14,33 [1,89]; DPO = 12,11 [3,11]; F = 6,51, p = 0,02, η^2 = 0,19).

Ao comparar a tarefa após a execução de pausas passivas ou ativas, foi possível observar que as pausas ativas promovem aumentos significativos na velocidade média, no pico de velocidade e ROM da flexão e inclinação de cabeça, um aumento significativo em todas as medidas para inclinação no tronco superior e na ROM da elevação do braço (Tabela 3.2).

Tabela 3.2 Média [e erro padrão] considerando os diferentes ritmos de trabalho e tipos de pausa, para ambos grupos e resultados estatísticos da RM-ANOVA mista.

	CON		DPO		Efeitos do tipo de pausa			Efeitos dos grupos		
	Passiva	Ativa	Passiva	Ativa	Valor f	Valor p	η^2 parcial	Valor f	Valor p	η^2 parcial
Velocidade média (°/s)										
Flexão de cabeça	9,88 [1,63]	11,13 [2,45]	9,17 [3,08]	10,01 [3,05]	4,52	0,04*	0,14	1,24	0,28	0,04
Inclinação de cabeça	12,95 [3,16]	15,30 [4,10]	12,24 [4,55]	13,73 [4,33]	4,44	0,04*	0,14	0,94	0,34	0,03
Flexão de tronco	7,68 [1,00]	8,42 [1,96]	6,85 [2,23]	7,14 [2,14]	2,38	0,13	0,08	3,00	0,09	0,10
Inclinação de tronco	7,37 [1,19]	8,70 [1,89]	7,03 [2,40]	7,78 [2,39]	5,60	0,03*	0,17	1,09	0,30	0,04
Elevação do braço	13,74 [2,57]	14,39 [2,82]	12,34 [3,52]	13,59 [4,21]	2,32	0,14	0,08	1,10	0,30	0,04
Pico da velocidade (°/s)										
Flexão de cabeça	26,31 [4,59]	29,30 [6,92]	23,74 [6,46]	27,46 [7,84]	5,47	0,03*	0,16	1,32	0,26	0,04
Inclinação de cabeça	33,21 [8,35]	39,14 [11,74]	31,24 [9,71]	37,16 [12,09]	4,92	0,03*	0,15	0,50	0,48	0,02
Flexão de tronco	19,16 [1,94]	20,65 [4,66]	17,07 [4,40]	17,99 [4,78]	2,23	0,15	0,07	3,51	0,07	0,11
Inclinação de tronco	18,52 [2,69]	21,18 [4,82]	17,96 [4,64]	19,90 [5,78]	5,18	0,03*	0,16	0,46	0,50	0,02
Elevação do braço	34,03 [5,68]	34,43 [5,74]	32,01 [8,19]	34,80 [10,75]	1,46	0,24	0,05	0,10	0,75	0,00
Posição(°)										
Flexão de cabeça	31,10 [1,69]	32,77 [1,51]	25,21 [3,31]	25,02 [3,71]	3,36	0,08	0,11	4,30	0,05	0,13
Inclinação de cabeça	9,13 [1,68]	8,88 [1,75]	3,46 [3,92]	2,57 [4,37]	0,95	0,34	0,03	0,01	0,92	0,00
Flexão de tronco	14,16 [1,74]	17,16 [1,99]	18,24 [3,31]	17,88 [3,62]	1,69	0,20	0,06	0,30	0,59	0,01
Inclinação de tronco	-7,04 [1,62]	-7,11 [2,02]	-4,35 [2,42]	-5,24 [2,58]	6,02	0,02*	0,18	0,59	0,45	0,02
Elevação do braço	23,49 [1,87]	24,53 [1,86]	28,59 [2,30]	29,54 [2,99]	1,90	0,18	0,06	2,32	0,14	0,08
ROM(°)										
Flexão de cabeça	18,22 [2,63]	20,03 [3,69]	16,26 [4,31]	17,91 [5,00]	5,73	0,02*	0,17	2,59	0,12	0,08
Inclinação de cabeça	16,11 [4,06]	18,81 [4,85]	15,23 [5,36]	17,56 [5,77]	3,88	0,06	0,12	0,64	0,43	0,02
Flexão de tronco	14,33 [1,89]	15,33 [3,28]	12,11 [3,11]	12,63 [3,53]	2,00	0,17	0,07	6,51	0,02*	0,19
Inclinação de tronco	10,92 [1,81]	13,05 [2,86]	10,31 [3,39]	12,02 [3,92]	6,74	0,01*	0,19	0,92	0,34	0,03
Elevação do braço	20,71 [4,00]	21,59 [4,18]	19,62 [4,49]	21,24 [5,67]	5,21	0,03*	0,16	0,20	0,66	0,01

* representa valor de p significativo

4. Discussão

Confirmando a hipótese levantada, pode-se observar que as pausas ativas aumentaram o consumo de oxigênio do músculo trapézio e também promoveram aumentos significativos na velocidade média, no pico de velocidade e amplitude de movimento para as posturas da cabeça, tronco superior e braço. Mulheres com e sem dor no pescoço-ombro tiveram diferenças significativas em valores de oxigenação muscular e na amplitude de movimento de flexão do tronco superior.

4.1 Efeitos das pausas ativas na oxigenação muscular

A intervenção baseada na aplicação de pausas ativas, promoveu um aumento da concentração média e intervalar de HHb e tHB, quando comparados com a tarefa após a implementação de pausas passivas. Crenshaw et al. (2006) observaram a mesma tendência em termos de hemoglobinas totais quando as pausas ativas foram aplicadas durante a realização de uma tarefa de computador.

Um estudo que comparou os efeitos de três tipos de intervenção observou que o treino físico geral, como pedalar, aumentou significativamente a concentração de tHB em mulheres com mialgia de trapézio (Søgaard et al. 2012). Os autores relataram que esse aumento pode ser considerado benéfico em termos de oxigenação muscular, uma vez que concentrações mais elevadas de tHB são observadas em sujeitos saudáveis. Além disso, a mensuração de hemoglobinas totais tem se mostrado efetiva com um meio indireto de avaliar o fluxo sanguíneo muscular (De Blasi et al. 1994; Boushel e Piantadosi 2000; Crenshaw et al. 2006). Desta forma, é possível indicar a ocorrência de efeito benéfico das pausas ativas para região de pescoço-ombro durante a realização de tarefas repetitivas.

Isso pode ser explicado a partir de uma teoria sobre o mecanismo patológico relacionado ao desenvolvimento de LER/DORT na região do pescoço-ombro. Esse mecanismo aponta que as desordens musculoesqueléticas dessa região estão relacionadas a tarefas realizadas em baixo nível de atividade muscular e baixa variação, o que leva a vasoconstrição simpática, causando redução do fluxo sanguíneo capilar e redução do oxigênio intracelular no músculo esquelético. Esta reação prejudica a eliminação do óxido nítrico durante a contração muscular. Ao combinar níveis baixos de concentração de oxigênio e altos níveis de óxido nítrico, a função mitocondrial é prejudicada, levando a uma produção insuficiente de trifosfato de adenosina (ATP). Este mecanismo leva a um aumento da produção e fluxo de ácido láctico, causando dor e distúrbios (Moncada et al., 2002). Portanto, um aumento no fluxo sanguíneo na região de trapézio pode ser considerado benéfico para romper esse padrão que leva ao desenvolvimento de LER/DORT na região do pescoço-ombro.

4.2 Efeitos das pausas ativas na postura

As pausas ativas promoveram aumentos significativos na velocidade média, no pico da velocidade e amplitude de movimento em todos os segmentos corporais avaliados. O grupo com dor no pescoço-ombro apresentou o mesmo padrão de postura das mulheres sem dor avaliadas, contrariando a hipótese inicial do estudo. Uma exceção foi a amplitude de movimento do tronco superior menor em mulheres com dor, o que sugere a adoção de padrões de movimentos mais restritos.

A literatura tem demonstrado presença de alterações nos padrões de movimentos de tronco superior e braços, como a diminuição do ângulo de abdução do ombro (Fuller et al. 2009) e aumento da variabilidade na amplitude de movimento do membro superior e tronco (Fuller et al. 2011), em condições de sobrecarga

musculoesquelética. Tais alterações podem ser atribuídas à mecanismos compensatórios adotados por indivíduos saudáveis, para diminuir a sobrecarga na musculatura envolvida (Fuller et al. 2009) e prolongar o tempo de realização da tarefa (Fuller et al. 2011). Dessa forma, as mudanças na velocidade e amplitudes de movimento observadas após a implementação das pausas ativas, durante a realização de uma tarefa repetitiva e de baixa carga, podem representar uma estratégia motora benéfica para redução da sobrecarga musculoesquelética e conseqüentemente prevenção de desordens musculoesqueléticas na região de pescoço-ombro.

Além disso, um estudo comparando estratégias motoras adotadas um grupo de trabalhadores experientes e um grupo de referência durante a realização de uma atividade repetitiva e de baixa carga, demonstrou que trabalhadores experientes apresentaram maiores amplitudes de movimento do tronco e membro superior, o que também pode ser atribuído a um mecanismo protetor de estratégia motora adotado por essa população, contra o desenvolvimento de desordens musculoesqueléticas (Madeleine et al. 2003a). Um padrão semelhante foi encontrado após a implementação das pausas ativas, o que indica que essa intervenção pode representar uma eficiente estratégia para prevenção de LER/DORT, uma vez que sua implementação durante a realização de uma tarefa repetitiva foi associada à maiores amplitudes de movimento dos segmentos avaliados.

5. Conclusão

Pode-se concluir que a implementação de pausas ativas promoveu efeitos benéficos em termos de oxigenação muscular, uma vez que gerou mudanças nas hemoglobinas totais no músculo trapézio. Embora essa seja uma medida indireta de avaliação de oxigenação muscular, ela pode ser considerada efetiva para detectar

mudanças na oxigenação de músculos superficiais. As pausas ativas também promoveram mudanças na postura de tronco e membro superior representando uma possível estratégia motora benéfica para redução da sobrecarga musculoesquelética durante a realização de uma tarefa monótona e repetitiva.

ESTUDO 4

**A COORDENAÇÃO DOS MÚSCULOS ESCAPULOTORÁDICOS DURANTE
MOVIMENTOS REPETITIVOS DO BRAÇO EM RITMO LENTO E RÁPIDO
ENTRE MULHERES COM E SEM DOR NO PESCOÇO-OMBRO**

Januario LB, Oliveira AB, Cid MM, Madeleine P, Samani A

Artigo publicado no periódico *Human Movement Science (HMS)*

DOI: 10.1016/j.humov.2017.09.002



1. Introdução

Os movimentos repetitivos do membro superior impõem demanda para os músculos escapulotorácicos, especialmente para o trapézio (porções superior, média e inferior) e serrátil anterior, os quais atuam em conjunto para promover a estabilidade e permitir o movimento correto da escápula (Mottram 1997; Kibler e McMullen 2003; Cools et al. 2007a).

Durante tarefas dinâmicas repetitivas, o ritmo de movimento pode desempenhar um papel no desenvolvimento de desordens do ombro-pescoço (Veiersted et al. 1990; Mathiassen e Winkel 1996; Andersen et al. 2003; Madeleine et al. 2003a; Madeleine 2010; Arvidsson et al. 2012), especialmente quando associado a alterações no padrão de ativação muscular, desequilíbrio muscular, diminuição da força e fadiga (Langley 1997; Cools 2004; Cools et al. 2005; Borstad et al. 2009). O ritmo de movimento também influencia o nível de desconforto e a taxa de desempenho (Gerard et al. 2002; Bosch et al. 2011), a distribuição da carga muscular (Falla e Farina 2007), o repouso muscular (Escorpizo e Moore 2007) e a variabilidade do movimento (Srinivasan et al. 2015b).

As estratégias motoras utilizadas durante as tarefas dinâmicas repetitivas mudam na presença de dor no pescoço-ombro (Madeleine et al. 1999; Falla e Farina 2005; Falla et al. 2007). O aumento na amplitude da eletromiografia de superfície (EMG) do trapézio superior associado a baixos graus de repouso muscular e a ativação muscular inibida ou ineficaz do trapézio inferior e serrátil anterior são relatados em indivíduos com dor no pescoço-ombro (Falla et al. 2004; Lin et al. 2005; Chester et al. 2010). No entanto, em alguns estudos que avaliaram tarefas repetitivas, este padrão

de ativação muscular alterado não é observado (Sjøgaard et al. 2006; Larsen et al. 2013).

A maioria dos estudos, até o momento, se concentrou em avaliar os músculos de forma isolada e não a coordenação muscular (Kawczyński et al. 2015). Métodos computacionais, incluindo a informação mútua normalizada (NMI) e as análises de sinergia, têm sido utilizados para investigar a coordenação muscular, permitindo a análise conjunta de pares musculares (Madeleine et al. 2011; Farina et al. 2014). Esses métodos permitem avaliar a atividade sinérgica dos músculos escapulotorácicos. A atividade sinérgica dos músculos do ombro é responsável pela estabilização e pelo movimento adequado da escápula durante os movimentos dos membros superiores (Helgadottir et al. 2011). Alterações na atividade muscular sinérgica podem levar ao desenvolvimento de sintomas musculoesqueléticos (Madeleine et al. 2011), por exemplo, a atividade reduzida do trapézio inferior e serrátil anterior, combinada com a atividade aumentada do trapézio superior foi identificada nos casos de discinesia escapular (Huang et al. 2016) e síndrome do impacto (Lin et al. 2011; Struyf et al. 2014).

O NMI permite a quantificação das dependências tanto lineares quanto não-lineares entre duas séries temporais biológicas. Este método foi originalmente desenvolvido para avaliar sinais de eletroencefalograma (Jeong et al. 2001; Kojadinovic 2005). Posteriormente, foi aplicado aos sinais de EMG, fornecendo um índice que reflete a conectividade funcional entre dois músculos em um par, quantificando os padrões de coordenação entre eles (Madeleine et al. 2011). O NMI tem sido usado em diferentes contextos para avaliar os efeitos do sexo/gênero na conectividade funcional (Fedorowich et al. 2013; Johansen et al. 2013), alterações funcionais durante as

contrações musculares estáticas e dinâmicas (Svendsen et al. 2011; Kawczyński et al. 2015) e os efeitos de dores lombares ou de pescoço-ombro na coordenação muscular (Svendsen et al. 2013; Madeleine et al. 2016). Uma vez que o NMI é um índice normalizado, os valores variam de 0 (sem informação mútua compartilhada) a 1 (informação mútua completamente compartilhada) dentro de um dado par muscular (Kojadinovic 2005; Johansen et al. 2013).

Apenas alguns estudos avaliaram os efeitos da dor musculoesquelética na conectividade funcional. Foram relatados baixos valores de NMI (baixa conectividade funcional) na presença de dor musculoesquelética durante a realização de atividades como trabalho de computador, uso de smartphones, tarefas de levantamento de caixas ou tarefas de sentar e levantar (Svendsen et al. 2013; Madeleine et al. 2016). Assim, uma baixa conectividade funcional pode estar associada a sintomas musculoesqueléticos na região do pescoço-ombro (Madeleine et al. 2016). A avaliação da atividade muscular sinérgica é particularmente importante quando se considera a avaliação de tarefas dinâmicas repetitivas em uma população com dor no pescoço e ombro.

Nenhum estudo prévio, em nosso conhecimento, investigou o papel do ritmo de movimento durante uma tarefa de montagem repetitiva na coordenação dos músculos escapulotorácicos entre indivíduos com e sem dor no pescoço-ombro. Com essa finalidade, calculamos a amplitude do sinal EMG e o repouso muscular, assim como a conectividade funcional dos músculos pareados, durante uma tarefa dinâmica repetitiva realizada em um ritmo de movimento lento e rápido. Com base em estudos prévios, nós hipotetizamos que (i) os indivíduos com dor no pescoço-ombro teriam menores graus de repouso muscular e menor conectividade funcional entre os pares

musculares do pescoço-ombro em comparação com sujeitos sem dor (Sandsjö et al. 2000; Svendsen et al. 2013; Madeleine et al. 2016), e (ii) o ritmo de movimento rápido levaria ao aumento da amplitude EMG e menores graus de repouso muscular quando comparado com o ritmo de movimento lento (Sundelin e Hagberg 1992; Mathiassen e Winkel 1996; Arvidsson et al. 2012).

2. Métodos

2.1 Sujeitos

Foram recrutadas para participar deste estudo estudantes universitárias destras com e sem dor no pescoço-ombro. Os indivíduos foram alocados em grupos com base nos resultados de um questionário de auto relato de queixas musculoesquelética (Kuorinka et al. 1987), um exame clínico padronizado (Ohlsson et al. 1994), e a intensidade da dor relatada, medida através da escala analógica visual (VAS). Quinze mulheres sadias controle (CON) (idade: $24,5 \pm 2,7$ anos, peso: $60,5 \pm 8,2$ kg e altura: $164 \pm 0,10$ cm) e 15 mulheres com dor no pescoço-ombro (DPO) (idade: $23,1 \pm 2,6$ anos, peso: $57,5 \pm 5,4$ kg e altura: $164 \pm 0,05$ cm) foram selecionadas para fazer parte desse estudo, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão descritos no Estudo 03 e o nível da atividade física também foi avaliado com IPAQ - Versão Curta.

Dentre o grupo DPO, a intensidade da dor foi de $6,5 \text{ cm} \pm 2,0 \text{ cm}$. Dos 15 indivíduos classificados para o grupo DPO, 88,2% foram diagnosticados com síndrome da tensão cervical e 11,8% foram diagnosticados com síndrome de tensão do pescoço e síndrome cervical. Nenhum deles foi diagnosticado apenas com síndrome cervical. Este estudo incluiu apenas as mulheres, porque além do desenvolvimento de

LER/DORT ser mais prevalente em mulheres (Côté 2012), o sexo/gênero pode ser considerado como um fator confundidor ao avaliar a conectividade funcional (Fedorowich et al. 2013; Johansen et al. 2013).

2.2 Procedimento experimental

Uma tarefa simulada de montagem, envolvendo movimentos dinâmicos e repetitivos do braço, foi realizada durante 40 minutos usando o membro superior direito. A tarefa consistiu em alcançar um alvo, manipulação de objetos e seleção de peças enquanto o sujeito estava em pé. O posto de trabalho foi adaptado para cada sujeito, seguindo um protocolo ergonômico para ajuste de locais de trabalho (Ahonen et al. 1989). O procedimento experimental foi dividido em dois blocos, cada um com duração de 20 minutos, onde os sujeitos realizaram a tarefa em ritmo lento e em ritmo rápido. Durante cada bloco de tarefa, os sujeitos realizaram breves pausas (dez pausas de oito segundos), para evitar o desenvolvimento de fadiga. Cada bloco de tarefa foi realizado imediatamente após o outro e a ordem do ritmo de movimento para cada bloco foi randomizada.

Antes do início da tarefa, um período de familiarização de dois minutos foi realizado. Os participantes não tinham experiência prévia com a realização de movimentos repetitivos que se assemelhassem com tarefas de montagem. Os sujeitos foram instruídos a colocar peças de madeira (aproximadamente 2 g cada) de seis formas diferentes em orifícios correspondentes em uma placa disposta horizontalmente (53cm×62cm×2cm). Cada forma correspondia à uma cor específica na placa e nas peças de madeira. A placa foi colocada sobre uma mesa e as peças de madeira foram armazenadas em um pequeno recipiente, disposto à 20 cm à direita da placa. Os indivíduos foram instruídos a mover o braço direito para alcançar o

recipiente, realizar um movimento de pinça com o primeiro, segundo e terceiro dedos do braço direito para selecionar e manipular a peça de madeira correta, mover o braço para a placa e encaixar a peça em seu orifício correspondente. Os sujeitos tiveram que colocar as peças nos orifícios da placa, seguindo a ordem das colunas do lado direito para o esquerdo, sem deixar nenhum orifício sem sua peça correspondente. O ritmo de movimento foi de 16 (lento) ou de 25 (rápido) peças encaixadas por minuto e um metrônomo foi utilizado como feedback auditivo, para auxiliar o sujeito a manter o ritmo de movimento determinado.

2.3 Aquisição e análise eletromiográfica

Um dispositivo portátil (Myomonitor IV, DelSys, Boston, EUA) foi utilizado para medir a atividade eletromiográfica dos músculos escapulotorácicos. Antes da colocação do eletrodo, os pelos foram depilados e a pele foi limpa com álcool para diminuir a impedância. Os sinais foram adquiridos a 2000 Hz e condicionados utilizando um ganho de 2000 vezes para as porções do trapézio e 4000 vezes para o músculo serrátil anterior. Um período de descanso 5s foi realizado em posição sentada, onde os sujeitos deveriam permanecer em posição confortável com as mãos apoiadas nas coxas. Foram realizadas três contrações voluntárias submáximas de referência (RVC) registradas durante 5s, com intervalos de 1 minuto entre elas. Uma carga externa de 1 kg foi utilizada e cada porção muscular/músculo foi normalizado individualmente (ver Tabela 2.1).

Os sinais da EMG foram processados usando o software MATLAB v. 7.6 (The MathWorks Inc., Natick, MA, EUA), corrigido o offset e utilizado um filtro passa-banda de 30-450 Hz, usando um filtro Butterworth de segunda ordem e atraso de fase zero. A raiz quadrática média (RMS) foi obtida a partir de janelas sem sobreposição de 500 ms,

com remoção de ruído (Hansson et al. 1997) e normalizadas como %RVC, como um meio de obtenção da amplitude EMG. O tempo relativo de repouso (*Relative Rest Time* - RRT) foi calculado para avaliar o grau de relaxamento muscular durante a tarefa e foi definido de acordo com Hermens e Vollenbroek-Hutten (2004). O NMI foi calculado em janelas de 500 ms com base no RMS normalizado das quatro porções do trapézio e do serrátil anterior, como um índice de conectividade funcional, combinando dois músculos em um par (Madeleine et al. 2011; Johansen et al. 2013). Neste estudo os pares musculares foram: fibras claviculares do trapézio superior e fibras acromiais do trapézio superior (TSC_TSA); fibras claviculares do trapézio superior e trapézio médio (TSC_TM); fibras claviculares do trapézio superior e trapézio inferior (TSC_TI); fibras claviculares do trapézio superior e serrátil anterior (TSC_SA); fibras acromiais do trapézio superior e trapézio médio (TSA_TM); fibras acromiais do trapézio superior e trapézio inferior (TSA_TI); fibras acromiais do trapézio superior e serrátil anterior (TSA_SA); trapézio médio e trapézio inferior (MT_TI); trapézio médio e serrátil anterior (MT_SA) e; trapézio inferior e serrátil anterior (TI_SA).

Para computar NMI, calculou-se a entropia da série temporal (sinal eletromiográfico) e utilizou-se uma versão normalizada, em que o NMI varia entre zero e um. Um valor próximo a zero indica que não há conectividade dentro do dado par muscular e um valor próximo a 1 indica completa conectividade dos pares (Johansen et al. 2013), o que significa que as duas séries temporais biológicas são completamente dependentes (Kojadinovic 2005). Os 40 valores obtidos através da aquisição de dados em 20 minutos de tarefa em cada um dos ritmos de movimento foram calculados em média antes da realização da análise estatística para cada uma das variáveis: RMS, RRT

e NMI. Os dados coletados durante a realização das pausas prescritas foram excluídas das análises.

2.4 Análise estatística

O software utilizado para análise estatística foi o *Statistical Package for Social Science* (SPSS v. 20, IBM Inc., Chicago, IL, EUA), com o nível de significância de 0,05 (5%). A normalidade dos dados foi testada com o teste de Shapiro Wilk. Se esse requisito não fosse cumprido, os dados foram transformados para que testes estatísticos paramétricos fossem aplicados (Conover e Iman 1981). Uma análise de variância (ANOVA) modelo *one-way* misto foi realizada, considerando o ritmo de movimento como o fator intra-sujeito e os grupos (CON e NSP) como o fator entre-sujeitos da análise. O tamanho do efeito estimado foi reportado através do *eta* quadrado parcial (η^2). Caso interações significativas fossem encontradas, o ajuste de Bonferroni seria aplicado para permitir a comparações entre pares. Os dados foram descritos em média e erro padrão.

3. Resultados

Em ambos os grupos CON e DPO, o ritmo de movimento rápido resultou em maiores valores RMS para todas as porções do trapézio e menores valores nos níveis de RRT para todas as porções do trapézio e o serrátil anterior, em comparação com o ritmo de movimento lento. O ritmo de movimento rápido também resultou em valores NMI significativamente maior para todos os pares musculares, quando comparado com o ritmo de movimento lento (Tabela 4.1). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos CON e DPO para RMS, RRT e NMI (Figura 4.1), e não foi observada interação significativa entre o ritmo de movimento e grupo.

Tabela 4.1 Média [e erro padrão] das métricas EMG, para casos e controles de maneira combinada, considerando os dois ritmos de trabalho e comparações por pares entre ritmos de trabalho, grupos e efeitos de interação entre os ritmos e grupos.

	Ritmo lento		Ritmo rápido		Efeito do ritmo de trabalho			Efeito dos grupos			Interação dos efeitos (ritmo X grupo)		
	CON	DPO	CON	DPO	Valor F	Valor P	η^2	Valor F	Valor P	η^2	Valor F	Valor P	η^2
<i>Root Mean Square</i>													
TSC	8,80 [2,79]	8,61 [1,08]	9,80 [2,75]	10,74 [1,61]	20,19	<0,01	0,42	0,38	0,54	0,14	0,43	0,52	0,01
TSA	15,33 [1,39]	14,75 [2,21]	17,95 [1,31]	17,35 [1,95]	28,80	<0,01	0,51	0,18	0,67	<0,01	0,02	0,89	<0,01
TM	7,33 [0,81]	7,91 [0,67]	11,07 [1,18]	11,82 [0,76]	242,94	<0,01	0,90	0,52	0,48	0,02	0,11	0,75	<0,01
TI	6,27 [0,86]	6,07 [0,84]	9,28 [1,00]	9,04 [1,10]	129,13	<0,01	0,82	0,04	0,84	<0,01	0,02	0,89	<0,01
SA	16,16 [3,39]	19,52 [2,27]	16,36 [2,82]	21,46 [2,61]	3,52	0,07	0,11	1,76	0,20	0,06	0,72	0,40	0,02
<i>Relative Rest Time</i>													
TSC	14,88 [5,41]	20,33 [4,83]	8,68 [3,94]	12,60 [3,73]	21,45	<0,01	0,43	1,98	0,17	0,07	0,24	0,62	<0,01
TSA	8,18 [2,37]	15,92 [5,07]	3,64 [1,63]	11,09 [3,89]	8,23	0,01	0,23	0,66	0,42	0,02	<0,01	0,93	<0,01
TM	17,07 [5,55]	19,20 [3,79]	7,55 [4,41]	7,05 [2,48]	75,54	<0,01	0,73	1,90	0,18	0,06	4,08	0,05	0,13
TI	27,65 [6,25]	24,58 [5,04]	13,12 [4,38]	10,54 [2,64]	90,86	<0,01	0,76	<0,01	0,98	<0,01	0,09	0,77	<0,01
SA	10,89 [2,49]	10,54 [1,76]	8,65 [3,21]	7,07 [2,41]	13,88	<0,01	0,33	0,17	0,68	<0,01	<0,01	0,96	<0,01
<i>Normalized Mutual Information</i>													
TSC_TSA	0,158 [0,029]	0,147 [0,020]	0,181 [0,028]	0,186 [0,022]	15,60	<0,01	0,36	<0,01	0,96	<0,01	0,56	0,46	0,02
TSA_TM	0,050 [0,012]	0,039 [0,006]	0,064 [0,011]	0,058 [0,007]	65,43	<0,01	0,70	0,16	0,70	<0,01	1,45	0,24	0,05
TSA_TI	0,031 [0,006]	0,028 [0,004]	0,045 [0,007]	0,047 [0,006]	85,85	<0,01	0,75	<0,01	0,98	<0,01	1,48	0,23	0,05
TSA_SA	0,034 [0,006]	0,042 [0,005]	0,039 [0,005]	0,054 [0,005]	17,27	<0,01	0,38	1,39	0,25	0,05	0,63	0,434	0,02
TSA_TM	0,089 [0,013]	0,072 [0,007]	0,117 [0,014]	0,102 [0,008]	110,67	<0,01	0,80	0,93	0,34	0,03	0,42	0,524	0,01
TSA_TI	0,057 [0,006]	0,046 [0,005]	0,076 [0,007]	0,071 [0,005]	93,85	<0,01	0,77	1,02	0,32	0,03	1,89	0,180	0,06
TSA_SA	0,041 [0,005]	0,041 [0,002]	0,046 [0,004]	0,049 [0,003]	26,86	<0,01	0,49	0,23	0,64	<0,01	1,09	0,306	0,04
TM_TI	0,083 [0,013]	0,061 [0,009]	0,122 [0,015]	0,100 [0,011]	174,88	<0,01	0,86	1,82	0,19	0,06	0,68	0,416	0,02
TM_SA	0,033 [0,005]	0,037 [0,004]	0,040 [0,004]	0,045 [0,003]	34,77	<0,01	0,55	1,09	0,30	0,04	0,01	0,905	<0,01
TI_SA	0,031 [0,005]	0,034 [0,003]	0,039 [0,004]	0,044 [0,003]	25,22	<0,01	0,47	0,10	0,33	0,03	0,23	0,639	<0,01

Valores em negrito representam p significativo.

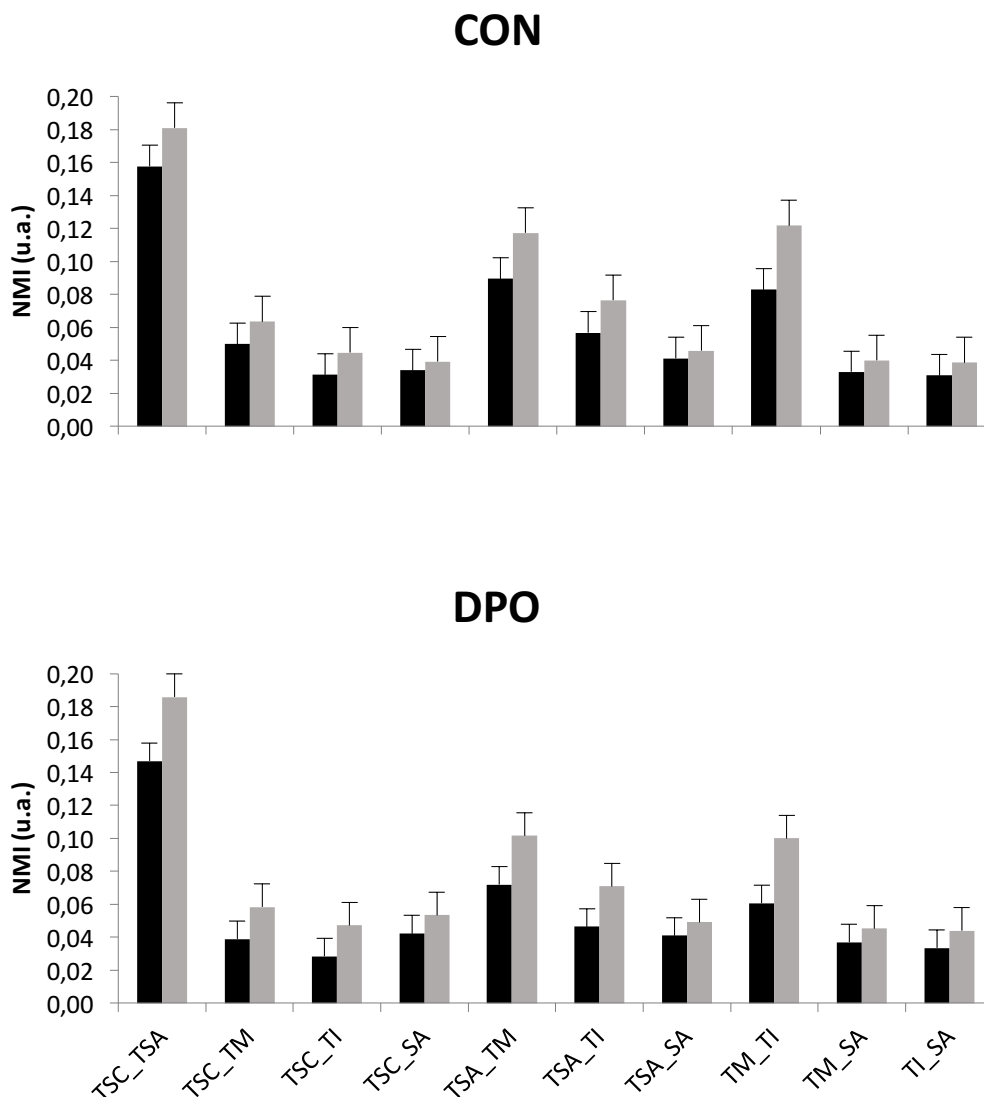


Figura 4.1 Erro médio e padrão do NMI (unidade arbitrária – u.a.) para todos os pares musculares, no ritmo lento (barras pretas) e rápido (barras cinza) para controles saudáveis (CON: controle) e casos com ombro-pescoço dor (DPO: dor no pescoço-ombro)

4. Discussão

O objetivo do presente estudo foi avaliar o comportamento dos músculos escapulotorácicos de mulheres com e sem dor no pescoço-ombro durante movimentos repetitivos do braço, em função do ritmo de movimento. Ao contrário de nossa hipótese, os grupos CON e DPO apresentaram padrões eletromiográficos

semelhantes em termos de amplitude EMG (RMS), nível de repouso muscular (RRT) e conectividade funcional (NMI).

Como hipotetizado, o ritmo de movimento rápido impôs uma carga biomecânica maior, evidenciado pela maior amplitude EMG e menor grau de repouso muscular em comparação com o ritmo de movimento lento. Paralelamente, o presente estudo revelou que o ritmo de movimento rápido também levou a um maior nível de conectividade funcional entre os pares musculares da região do pescoço-ombro.

4.1 Efeitos da dor na região de pescoço-ombro nos músculos escapulotorácicos

A amplitude da EMG e o grau de repouso muscular dos grupos CON e DPO foram semelhantes, como observado previamente (Sjøgaard et al. 2006; Voerman et al. 2007; Johnston et al. 2008). Embora alguns estudos tenham relatado diferenças na amplitude EMG entre casos e controles durante diversas tarefas diferentes (Falla et al. 2004; Szeto et al. 2005), outro estudo encontrou essa diferença somente quando se avalia uma condição de repouso, mas não durante a realização de tarefas repetitivas (Sjörs et al. 2009). Alguns estudos observaram diferenças significativas no repouso muscular ao comparar indivíduos com e sem dor no pescoço-ombro, em populações de secretárias e caixas de supermercado (Hägg e Aström 1997; Sandsjö et al. 2000). No entanto, quando o RRT foi avaliado durante a realização de trabalho de computador, não foram relatadas diferenças entre os casos e os controles (Thorn et al. 2007; Voerman et al. 2007), o que está de acordo com nossos resultados.

A falta de diferenças entre CON e DPO neste estudo pode estar relacionada à grande variabilidade inter-sujeito na estratégia de controle motor e às patologias subjacentes aos sintomas sentidos na região de pescoço-ombro. Este estudo incluiu indivíduos com

diagnóstico clínico de síndrome de tensão cervical e síndrome cervical, um problema muscular e espinhal, enquanto outros estudos incluíram além dos diagnósticos citados, indivíduos com síndrome de chicote crônica, síndrome de impacto de ombro e outras patologias osteoarticulares relacionadas a região de pescoço-ombro (Veiersted et al. 1990; Ohlsson et al. 1994; Voerman et al. 2007; Sandlund et al. 2017).

As semelhanças entre CON e DPO também podem ser explicadas pelo protocolo experimental utilizado. Este estudo envolveu um movimento repetitivo de braço simulando uma tarefa industrial de montagem leve, realizada em um baixo nível de ativação muscular com ciclos curtos e com os braços mantidos abaixo do nível do ombro. A tarefa em si permitiu variações de postura e força quando comparadas com tarefas menos complexas e realizadas em maiores níveis de ativação muscular, como elevações isométricas de braços acima do nível do ombro (Visser e Van Dieën 2006; Phadke e Ludewig 2013; Larsen et al. 2013). Isso pode ter aumentado a variabilidade intra e entre-sujeitos do mesmo grupo e ocultado possíveis diferenças entre casos e controles.

Nos estudos em que os sujeitos foram instruídos a realizar tarefas restritas, como elevar e abaixar os braços em amplitude de flexão máxima, com e sem peso adicional, foram relatadas diferenças entre casos e controles no padrão de ativação da EMG no trapézio superior e no serrátil anterior (Phadke e Ludewig 2013). Ao levantar e abaixar o braço em diferentes planos de movimento durante a máxima amplitude de movimento, também foram relatadas diferenças no padrão cinemático entre casos e controles. O grupo de casos demonstrou uma translação glenoumeral anterior, maior do que controles de 1,4 mm ($p = 0,001$) entre 90° e 120° de elevação do braço (Lawrence et al. 2014). Mesmo durante os movimentos sem restrições, como por

exemplo, durante a realização de uma tarefa simulada, foram observadas diferenças entre casos e controles usando uma modelagem 3-D (Lawrence et al. 2017). Em todos os estudos descritos anteriormente, as diferenças entre casos e controles foram observadas quando o movimento era realizado com o membro superior cima do nível do ombro. A tarefa no presente estudo foi realizada com braços abaixo do nível do ombro, simulando uma tarefa de montagem. Este protocolo experimental pode ter contribuído para a divergência de resultados entre o presente estudo e estudos anteriores.

Embora não estatisticamente significativo, a conectividade funcional dos pares TSA-TM, TSA-TI e TM-TI tenderam a ser menor para os indivíduos DPO em comparação com os indivíduos CON, de acordo com os estudos existentes (Svendsen et al. 2013; Madeleine et al. 2016). Não está claro se a diminuição da conectividade funcional entre o grupo PDO está associada a uma adaptação do sujeito a uma condição dolorosa ou a um fator de risco para o desenvolvimento de sintomas musculoesqueléticos. A diminuição da conectividade funcional aponta para uma estratégia de dissociação muscular (Fedorowich et al. 2013; Madeleine et al. 2016).

4.2 Efeitos do ritmo de movimento nos músculos escapulotorácicos

Para todas as porções do trapézio e para o serrátil anterior, o ritmo de movimento rápido resultou em aumento da amplitude da EMG, menor relaxamento muscular e maior conectividade funcional quando comparado com o ritmo de movimento lento. Um aumento no ritmo de movimento associado ao aumento da amplitude EMG dos músculos dos membros superiores já foi relatado anteriormente (Mathiassen e Winkel 1996; Laursen et al. 1998; Luger et al. 2017). Um ritmo de movimento aumentado requer ações mais rápidas dos membros superiores, levando a

níveis de ativação muscular mais elevados, para realizar a tarefa adequadamente (Laursen et al. 1998). Em concordância, quando o ritmo de movimento aumentou, o RRT diminuiu. Dentro do nosso conhecimento, nenhum estudo prévio avaliou diretamente o tempo relativo de descanso considerando o ritmo de movimento.

A combinação de aumento da amplitude de EMG e menores graus de relaxamento muscular pode levar a uma sobrecarga das fibras ativadas, quando esta condição é mantida por longos períodos e esse padrão de ativação muscular pode estar associado ao desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos (Madeleine et al. 2003b; Thorn et al. 2007; Veiersted et al. 2013). Por outro lado, Bosch et al. (2011) relataram que o ritmo de movimento não afeta a amplitude da EMG durante uma tarefa repetitiva, embora os sujeitos tenham cometido mais erros quando a tarefa é realizada em um ritmo acelerado. Dessa forma, mais estudos são necessários para descrever detalhadamente os efeitos do ritmo de movimento nos padrões de ativação da EMG.

O ritmo de movimento rápido resultou também em maior conectividade funcional, medida por meio do NMI, para todos os pares musculares avaliados. Sugere-se que valores elevados de NMI, observados especialmente entre mulheres, podem refletir uma maior co-contração dos músculos (Fedorowich et al. 2013; Johansen et al. 2013), como uma tentativa de aumentar a estabilidade da região escapulotorácica (Laursen et al. 1998) ao custo de, possivelmente, haver desenvolvimento de fadiga muscular (Madeleine et al. 2011; Kawczyński et al. 2015). Enquanto isso, baixos valores de NMI foram associados à falta de coordenação e à alterações na estabilidade muscular (Kawczyński et al. 2015). O possível desenvolvimento de fadiga muscular observado através de altos valores de NMI, como se observa com o rápido ritmo de

movimento, pode estar relacionado à exposição a longo prazo dos mesmos partes musculares durante todo o período da tarefa, o que diminui as estratégias intrínsecas de usar diferentes músculos escapulotorácicos durante a tarefa (Fedorowich et al. 2013; Johansen et al. 2013). Alternativamente, um estudo recente mostrou que baixos valores de NMI podem ser interpretados como um mecanismo de proteção contra o desenvolvimento da fadiga muscular nos músculos de pescoço-ombro (Farias Zuniga e Côté 2017).

5. Conclusão

No nosso conhecimento, este é o primeiro estudo que avaliou os efeitos do ritmo de movimento na conectividade funcional muscular e na atividade eletromiográfica. O uso da NMI para calcular a conectividade funcional entre os músculos é uma abordagem relativamente nova, permitindo a quantificação da coordenação entre os pares de músculos. Este estudo destaca a mudança na atividade eletromiográfica para atender às demandas de realizar uma tarefa a um ritmo de movimento rápido, demonstrado por uma maior amplitude EMG, menores graus de repouso muscular e aumento da conectividade funcional. A dor no pescoço-ombro não afetou os padrões da EMG, indicando que não houve comprometimento da atividade eletromiográfica em indivíduos com dor no pescoço-ombro. Estudos adicionais, considerando diferentes protocolos experimentais, como tarefas de duração mais longa, ampliação de mudanças no ritmo de movimento durante a realização de tarefas executadas em ambiente de trabalho real e com uma população trabalhadora experiente, trarão novas contribuições sobre os efeitos da dor no pescoço-ombro na coordenação dos músculos escapulotorácicos durante a realização de movimentos repetitivos realizados em diferentes ritmos.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Resumidamente, pode-se apontar que o estudo de revisão sistemática revelou que as pausas ativas foram capazes de mudar, até certo ponto, a atividade eletromiográfica durante atividades monótonas e de baixo nível de ativação muscular, para um padrão de atividade muscular mais benéfico, apesar da grande heterogeneidade entre os métodos utilizados na aplicação e avaliação desse tipo de intervenção.

O ESTUDO 2 revelou que não houve interação entre o ritmo de trabalho e tipo de pausa implementada, por isso os demais estudos foram desenvolvidos considerando apenas uma das intervenções propostas. O ESTUDO 2 revelou também que o ritmo lento resultou em maior variação na exposição EMG e menor percepção de esforço, indicando uma diminuição aguda na exposição biomecânica. Esse achado foi confirmado por outra métrica de avaliação EMG aplicada no ESTUDO 4, evidenciado pelo menor nível de conectividade funcional entre os pares musculares escapulotorácicos.

Considerando os tipos de pausas aplicados, contrariamente à revisão sistemática, a pausa ativa não foi capaz de promover benefícios em termos de atividade elétrica muscular de acordo com os achados do ESTUDO 2. Porém o ESTUDO 3 revelou que pausas ativas promoveram uma melhora na oxigenação muscular do trapézio superior e também modificaram as posturas de cabeça, tronco superior e braço, indicando os potenciais benefícios dessa intervenção perante outras medidas biomecânicas como a oxigenação muscular e a postura. Mas, ao contrário do esperado, mulheres com e sem dor no pescoço-ombro tiveram padrões biomecânicos semelhantes nos três estudos desenvolvidos. Esses resultados podem estar

relacionados com o fato que as condições de risco que as mulheres com dor dessa tese foram expostas anteriormente e que desencadearam a dor, podem ser diferentes das condições sofridas pelos sujeitos dos estudos relatados e utilizados na comparação dos resultados.

Pode-se concluir que essa tese de doutorado contribuiu para a produção do conhecimento científico, principalmente no que tange a implementação de diferentes métodos de intervenção em tarefas de caráter repetitivo, com intuito de diminuir a sobrecarga biomecânica na região de pescoço-ombro. Entretanto, pesquisas futuras devem ser realizadas, a fim de avaliar os efeitos das pausas ativas como uma intervenção de forma ecologicamente válida, considerando diferentes protocolos experimentais, assim como a ampliação de mudanças no ritmo de trabalho durante a realização de tarefas executadas em ambiente de trabalho real e com uma população trabalhadora experiente, uma vez que outros fatores, como o ambiente e local de trabalho e fatores psicossociais, podem influenciar nos resultados encontrados nessa tese.

1. Atividades realizadas durante o Doutorado Direto

1.1 Participação em projetos de pesquisa

De 2015 até atualmente trabalho como colaboradora nos projetos: Efeito do sexo na fadiga e controle sensorio motor do membro superior, sob financiamento da FAPESP e; Influência do gênero e da fadiga no padrão de atividade muscular dos músculos trapézio e serrátil anterior durante atividade ocupacional repetitiva.

Entre 2013 e 2015 atuei nos projetos: Métodos de aplicação da eletromiografia de superfície em músculos inspiratórios em indivíduos adultos, e; Avaliação dos

métodos de normalização do sinal eletromiográfico dos músculos trapézio e serrátil anterior.

1.2 Participação em projetos de extensão

De Fevereiro a Dezembro de 2017, pude participar do projeto de extensão intitulado: “Qualificação do cuidado em Fisioterapia na Atenção Básica”. Nesse projeto, pude supervisionar os alunos do último ano da graduação em fisioterapia, durante a realização dos atendimentos domiciliares da UBS do Jardim São Carlos.

Além desse projeto, em 2015, participei do projeto intitulado: “Programa de atendimento fisioterapêutico a mulheres com mialgia crônica de trapézio”. Esse projeto foi executado na UFSCar e tinha por objetivo oferecer atendimento fisioterapêutico a mulheres que participaram como voluntárias dos estudos apresentados nessa tese.

Por fim, participei de um projeto de extensão, entre 2013 e 2014, intitulado: “Programa de exercícios físicos para controle de sintomas musculoesqueléticos em trabalhadores de uma empresa de manutenção de aeronaves”. O programa de exercícios teve duração de 12 semanas e gerou a publicação de um capítulo de livro a partir de um convite feito no *5th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics*, na Cracóvia – Polônia, a partir de um resumo enviado a esse congresso. O livro foi publicado pela editora Taylor & Francis e o capítulo é intitulado: *Physical exercise program to control musculoskeletal symptoms among sewing machine workers of an aircraft maintenance company*. Januario LB, Moreira RDE F, Barros FC, Oliveira AB.

1.3 Participação em eventos

- XIII Congresso Brasileiro de Dor, 2017. Natal – RN, Brasil

Apresentação de pôster: Efeito das pausas ativas na percepção de esforço e atividade muscular de mulheres sadias e com mialgia de trapézio durante atividade repetitiva. Januario LB, Cid MM, Oliveira AB.

- 8th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics, 2017. Los Angeles - CA, EUA

Apresentação oral: Can super-imposed muscle contractions increase the variation pattern of muscle activity during an assembly task? Januario LB, Cid MM, Samani A, Madeleine P, Oliveira AB.

- Ninth International Scientific Conference on the Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders, 2016. Toronto, Canadá

- Apresentação oral: Do active pauses change the pattern of electromyographic activity during repetitive manual task? Januario LB, Samani A, Cid MM, Madeleine P, Oliveira AB.

- Apresentação oral: Active pauses effect on muscle activation pattern and muscle oxygenation in women with and without trapezius myalgia doing repetitive task. Januario LB, Samani A, Cid MM, Madeleine P, Oliveira AB.

- Apresentação oral: Simultaneous activation of the trapezius and serratus anterior muscles in different positions for sEMG normalization. Cid MM, Januario LB, Moreira RFC, Oliveira AB.

- Second Annual Symposium on Physical Activity and Human Performance, 2016. Aalborg, Dinamarca

- 1º Simpósio Internacional de Fisiologia do Exercício, 2015. Rio de Janeiro – RJ, Brasil.

- XXII Simpósio de Fisioterapia da UFSCar e Encontro de ex-alunos da UFSCar, 2015.
São Carlos – SP, Brasil
- Participação: avaliadora de trabalhos científicos
- 17º Congresso Brasileiro de Ergonomia, 2014. São Carlos – SP, Brasil
- XX Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 2014.
Roma, Itália
- Apresentação de pôster: Test and electrode best position for sEMG assessment of anterior serratus. Januario LB, Cid MM, Zanca GG, Oliveira AB.
- XXI Simpósio de Fisioterapia Funcionalidade: Atualidades musculoesqueléticas,
2014. São Carlos – SP, Brasil
- Participação: avaliadora de trabalhos científicos

1.4 Período de doutorado sanduíche

Com uma parceria internacional bem estabelecida desde o início do doutorado, no período de Outubro de 2015 a Setembro de 2016 foi realizado um estágio de pesquisa no exterior, graças ao apoio financeiro concedido pela FAPESP, através do programa de Bolsa de Estágio e Pesquisa no Exterior (BEPE) O estágio foi realizado junto ao *Center for Sensory-Motor Interaction* da Universidade de Aalborg – Dinamarca, sob a orientação do Prof. Dr. Pascal Madeleine. Nesse período, além de trabalhar com o professor Pascal Madeleine, pude contar com a colaboração do professor Afshin Samani, que foi responsável por todas as análises de dados apresentadas nessa tese.

Durante esse período, pude participar da análise e processamento de dados, e desenvolver a análise estatística, assim como a elaboração e publicação dos artigos

que estão contidos nessa tese. Além de trabalhar nos dados do doutorado, eu também pude acompanhar outras pesquisas, participar de cursos e simpósios, além de reuniões científicas, com os demais alunos do grupo de pesquisa do Prof. Pascal Madeleine.

1.5 Demais atividades

- co-orientação da aluna Marina Machado Cid, durante o seu projeto de iniciação científica, intitulado: “Confiabilidade de dois métodos de normalização do sinal eletromiográfico do músculo trapézio”. Isso gerou a produção de um artigo científico publicado sob o título: Normalization of the trapezius sEMG signal – a reliability study on women with and without neck-shoulder pain. Cid MM, Januario LB, Zanca GG, Mattiello SM, Oliveira AB.
- Participação na banca de Bruno Henrique de Lima, intitulado: “A introdução de mesas com altura ajustável em trabalho de escritório: frequência e tempo de uso” em 2016, realizado no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos.
- Atuação com representante dos discentes de abril/2013 a março/2014 no Conselho de Pós-graduação em Fisioterapia, e no ano seguinte participação na Comissão de bolsas de abril/2014 e março/2015 do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da UFSCar.
- Revisora dos periódicos: Safety Science, Myopain: a journal of myofascial pain and fibromyalgia, Brazilian Journal of Physical Therapy e Fisioterapia em movimento (PUCPR. Impresso)
- Formação complementar nos cursos:

2016: Nociception and Motor Control. (Carga horária: 41h). Aalborg University, AAU, Aalborg East, Dinamarca

2015: Biomechanics and Motor Control in Exercise Physiology. (Carga horária: 109h). University of Copenhagen, UK, Copenhagen, Dinamarca

2014: MAT Pilates. (Carga horária: 30h). DIS Pilates, São Carlos – SP, Brasil

REFERÊNCIAS

- Ahmaidi, S., Granier, P., Taoutaou, Z., Mercier, J., Dubouchaud, H., Prefaut, C., 1996. Effects of Ahmaidi S, Granier P, Taoutaou Z, et al (1996) Effects of active recovery on plasma lactate and anaerobic power following repeated intensive exercise. *Med Sci Sports Exerc* 28:450–6. doi: 10.1097/00005768-199604000-00009
- Ahonen M, Launis M, Kuorinka T (1989) *Ergonomic Workplace Analysis*. Finnish Institute of Occupational Health, Helsinki
- Anders C, Bretschneider S, Bernsdorf A, et al (2004) Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. *J Electromyogr Kinesiol* 14:699–707. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.04.003
- Andersen JH, Kaergaard A, Mikkelsen S, et al (2003) Risk factors in the onset of neck/shoulder pain in a prospective study of workers in industrial and service companies. *Occup Environ Med* 60:649–654. doi: 10.1136/oem.60.9.649
- Andersen LL, Kjaer M, Sjøgaard K, et al (2008) Effect of two contrasting types of physical exercise on chronic neck muscle pain. *Arthritis Rheum* 59:84–91. doi: 10.1002/art.23256
- Ariëns GA, van Mechelen W, Bongers PM, et al (2000) Physical risk factors for neck pain. *Scand J Work Environ Health* 26:7–19. doi: 10.5271/sjweh.504
- Arvidsson I, Axmon A, Skerfving S (2008) Follow-up study of musculoskeletal disorders 20 months after the introduction of a mouse-based computer system. *Scand J Work Environ Heal* 34:374–380. doi: 10.5271/sjweh.1277
- Arvidsson I, Balogh I, Hansson G-Å, et al (2012) Rationalization in meat cutting - consequences on physical workload. *Appl Ergon* 43:1026–32. doi: 10.1016/j.apergo.2012.03.001
- Atkins D, Best D, Briss PA, et al (2004) Grading quality of evidence and strength of recommendations. *BMJ* 328:1490. doi: 10.1136/bmj.328.7454.1490
- Balci R, Aghazadeh F (2003) The effect of work-rest schedules and type of task on the discomfort and performance of VDT users. *Ergonomics* 46:455–465. doi: 10.1080/0014013021000047557
- Balci R, Aghazadeh F (2004) Effects of exercise breaks on performance, muscular load, and perceived discomfort in data entry and cognitive tasks. *Comput Ind Eng* 46:399–411. doi: 10.1016/j.cie.2004.01.003
- Bangsbo J, Graham T, Johansen L, Saltin B (1994) Muscle lactate metabolism in recovery from intense exhaustive exercise: impact of light exercise. *J Appl Physiol* 77:1890–5.
- Bao S, Mathiassen SE, Winkel J (1995) Normalizing upper trapezius EMG amplitude: Comparison of different procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 5:251–257. doi: 10.1016/1050-6411(95)00005-4
- Bergström G, Bodin L, Bertilsson H, Jensen IB (2007) Risk factors for new episodes of sick leave due to neck or back pain in a working population. A prospective study with an 18-month and a three-year follow-up. *Occup Environ Med* 64:279–287. doi: 10.1136/oem.2006.026583
- Bevan S, Quadrello T, McGee R, et al (2009) Fit for work? Musculoskeletal Disorders in the European Workforce.
- Bongers PM, Kremer AM, ter Laak J (2002) Are psychosocial factors, risk factors for symptoms and signs of the shoulder, elbow, or hand/wrist?: A review of the epidemiological literature. *Am J Ind Med* 41:315–42. doi: 10.1002/ajim.10050

- Borg GA (1982) Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 14:377–81.
- Borstad JD, Szucs K, Navalgund A (2009) Scapula kinematic alterations following a modified push-up plus task. *Hum Mov Sci* 28:738–51. doi: 10.1016/j.humov.2009.05.002
- Bosch T, Mathiassen SE, Visser B, et al (2011) The effect of work pace on workload, motor variability and fatigue during simulated light assembly work. *Ergonomics* 54:154–168. doi: 10.1080/00140139.2010.538723
- Boushel R, Piantadosi CA (2000) Near-infrared spectroscopy for monitoring muscle oxygenation. *Acta Physiol Scand* 168:615–22. doi: 10.1046/j.1365-201x.2000.00713.x
- Bowman AW, Azzalini A (1997) *Applied Smoothing Techniques for Data Analysis: The Kernel Approach with S-Plus Illustrations*.
- Brewer S, Eerd D Van, Amick BC, et al (2006) Workplace interventions to prevent musculoskeletal and visual symptoms and disorders among computer users: A systematic review. *J Occup Rehabil* 16:325–358. doi: 10.1007/s10926-006-9031-6
- Burden A (2010) How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol* 20:1023–1035. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.07.004
- Burden A, Lewis SE, Willcox E (2014) The effect of manipulating root mean square window length and overlap on reliability, inter-individual variability, statistical significance and clinical relevance of electromyograms. *Man Ther* 19:595–601. doi: 10.1016/j.math.2014.06.003
- Calixtre LB, Moreira RFC, Franchini GH, et al (2015) Manual therapy for the management of pain and limited range of motion in subjects with signs and symptoms of temporomandibular disorder: a systematic review of randomised controlled trials. *J Oral Rehabil* n/a-n/a. doi: 10.1111/joor.12321
- Castelein B, Cools A, Bostyn E, et al (2015) Analysis of scapular muscle EMG activity in patients with idiopathic neck pain: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol* 25:371–386. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.01.006
- Chester R, Smith TO, Hooper L, Dixon J (2010) The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex: a systematic review of electromyographic studies. *BMC Musculoskelet Disord* 11:45. doi: 10.1186/1471-2474-11-45
- Ciccarelli M, Straker L, Mathiassen SE, Pollock C (2011) Diversity of tasks and information technologies used by office workers at and away from work. *Ergonomics* 54:1017–28. doi: 10.1080/00140139.2011.609913
- Ciccarelli M, Straker L, Mathiassen SE, Pollock C (2014) Posture variation among office workers when using different information and communication technologies at work and away from work. *Ergonomics* 57:1678–1686. doi: 10.1080/00140139.2014.945493
- Comper MLC, Dennerlein JT, Evangelista G dos S, et al (2017) Effectiveness of job rotation for preventing work-related musculoskeletal diseases: a cluster randomised controlled trial. *Occup Environ Med* 74:543–544. doi: 10.1136/oemed-2016-104077
- Conover WJ, Iman RL (1981) Rank Transformation as a Bridge Between Parametric and Nonparametric Statistics. *Am. Stat. Assoc.* 35:124–129.
- Cools AM (2004) Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *Br J Sports Med* 38:64–68. doi: 10.1136/bjism.2003.004952
- Cools AM, Borms D, Cottens S, et al (2014) Rehabilitation Exercises for Athletes With Biceps Disorders and SLAP Lesions: A Continuum of Exercises With Increasing Loads on the Biceps. *Am J Sports Med*

42:1315–1322. doi: 10.1177/0363546514526692

- Cools AM, Declercq GA, Cambier DC, et al (2007a) Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scand J Med Sci Sports* 17:25–33. doi: 10.1111/j.1600-0838.2006.00570.x
- Cools AM, Dewitte V, Lanszweert F, et al (2007b) Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe? *Am J Sports Med* 35:1744–51. doi: 10.1177/0363546507303560
- Cools AM, Witvrouw EE, Mahieu NN, Danneels LA (2005) Isokinetic scapular muscle performance in overhead athletes with and without impingement symptoms. *J Athl Train* 40:104–110.
- Corder KP, Potteiger JA, Nau KL, et al (2000) Effects of Active and Passive Recovery Conditions on Blood Lactate, Rating of Perceived Exertion, and Performance During Resistance Exercise.
- Côté JN (2012) A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. *Ergonomics* 55:173–182. doi: 10.1080/00140139.2011.586061
- Côté P, van der Velde G, David Cassidy J, et al (2008) The Burden and Determinants of Neck Pain in Workers. *Eur Spine J* 17:60–74. doi: 10.1007/s00586-008-0626-9
- Crenshaw AG, Djupsjöbacka M, Svedmark A (2006) Oxygenation, EMG and position sense during computer mouse work. Impact of active versus passive pauses. *Eur J Appl Physiol* 97:59–67. doi: 10.1007/s00421-006-0138-4
- Cui W, Wang N, Chance B (1991) Study of photon migration depths with time-resolved spectroscopy. *Opt Lett* 16:1632–4.
- David G, Woods V, Li G, Buckle P (2008) The development of the Quick Exposure Check (QEC) for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Appl Ergon* 39:57–69. doi: 10.1016/j.apergo.2007.03.002
- De Blasi RA, Ferrari M, Natali A, et al (1994) Noninvasive measurement of forearm blood flow and oxygen consumption by near-infrared spectroscopy. *J Appl Physiol* 76:1388–93.
- de Looze MP, Bosch T, van Dieën J (2009) Manifestations of shoulder fatigue in prolonged activities involving low-force contractions. *Ergonomics* 52:428–37. doi: 10.1080/00140130802707709
- de Morais Faria CDC, Teixeira-Salmela LF, de Paula Goulart FR, de Souza Moraes GF (2008) Scapular muscular activity with shoulder impingement syndrome during lowering of the arms. *Clin J Sport Med* 18:130–6. doi: 10.1097/JSM.0b013e318160c05d
- Delisle A, Larivière C, Imbeau D, Durand MJ (2005) Physical exposure of sign language interpreters: Baseline measures and reliability analysis. *Eur J Appl Physiol* 94:448–460. doi: 10.1007/s00421-005-1316-5
- Delisle A, Larivière C, Plamondon A, Imbeau D (2006) Comparison of three computer office workstations offering forearm support: impact on upper limb posture and muscle activation. *Ergonomics* 49:139–60. doi: 10.1080/10610270500450739
- Dempsey PG, Mathiassen SE, Jackson J a, O'Brien N V (2010) Influence of three principles of pacing on the temporal organisation of work during cyclic assembly and disassembly tasks. *Ergonomics* 53:1347–1358. doi: 10.1080/00140139.2010.520745
- Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR (2005) Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clin Biomech* 20:700–709. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.03.008
- Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA (2005) Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG

- analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 15:418–428. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.09.006
- Ellenbecker TS, Cools AM (2010) Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review. *Br J Sports Med* 44:319–327. doi: 10.1136/bjsm.2009.058875
- Enoka RM, Duchateau J (2008) Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol* 586:11–23. doi: 10.1113/jphysiol.2007.139477
- Erdfelder E, Faul F, Buchner A (1996) GPOWER: A general power analysis program. *Behav Res Methods, Instruments, Comput* 28:1–11. doi: 10.3758/BF03203630
- Escorpizo R, Moore A (2007) The effects of cycle time on the physical demands of a repetitive pick-and-place task. *Appl Ergon* 38:609–615. doi: 10.1016/j.apergo.2006.06.009
- Falavigna M, Stein AT, Sirena S, Santos M (2014) Methodological guideline: GRADE System – Manual graduation quality of evidence and strength of recommendation for decision making process in health. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos. Departamento de Ciência e Tecnologia., Brasília : Ministério da Saúde, 2014
- Falla D, Arendt-Nielsen L, Farina D (2008) Gender-specific adaptations of upper trapezius muscle activity to acute nociceptive stimulation. *Pain* 138:217–225. doi: 10.1016/j.pain.2008.04.004
- Falla D, Bilenkij G, Jull G (2004) Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine (Phila Pa 1976)* 29:1436–1440. doi: 10.1097/01.BRS.0000128759.02487.BF
- Falla D, Farina D (2007) Periodic increases in force during sustained contraction reduce fatigue and facilitate spatial redistribution of trapezius muscle activity. *Exp Brain Res* 182:99–107. doi: 10.1007/s00221-007-0974-4
- Falla D, Farina D (2005) Muscle fiber conduction velocity of the upper trapezius muscle during dynamic contraction of the upper limb in patients with chronic neck pain. *Pain* 116:138–145. doi: 10.1016/j.pain.2005.03.038
- Falla D, Farina D, Graven-Nielsen T (2007) Experimental muscle pain results in reorganization of coordination among trapezius muscle subdivisions during repetitive shoulder flexion. *Exp Brain Res* 178:385–393. doi: 10.1007/s00221-006-0746-6
- Farias Zuniga AM, Côté JN (2017) Effects of Dual Monitor Computer Work Versus Laptop Work on Cervical Muscular and Proprioceptive Characteristics of Males and Females. *Hum Factors* 1872081668469. doi: 10.1177/0018720816684690
- Farina D, Madeleine P, Graven-Nielsen T, et al (2002) Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol* 86:469–78. doi: 10.1007/s00421-001-0574-0
- Farina D, Merletti R, Enoka RM (2014) The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *J Appl Physiol* 117:1215–30. doi: 10.1152/jappphysiol.00162.2014
- Farina D, Merletti R, Enoka RM (2004) The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 96:1486–95. doi: 10.1152/jappphysiol.01070.2003
- Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A (2007) G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 39:175–191. doi: 10.3758/BF03193146
- Fedorowich LM, Emery K, Gervasi B, Côté JN (2013) Gender differences in neck/shoulder muscular patterns in response to repetitive motion induced fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 23:1183–1189. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.06.005

- Finley MA, McQuade KJ, Rodgers MM (2005) Scapular kinematics during transfers in manual wheelchair users with and without shoulder impingement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20:32–40. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.06.011
- Flodgren GM, Crenshaw AG, Hellström F, Fahlström M (2010) Combining microdialysis and near-infrared spectroscopy for studying effects of low-load repetitive work on the intramuscular chemistry in trapezius myalgia. *J Biomed Biotechnol*. doi: 10.1155/2010/513803
- Fuller JR, Fung J, Côté JN (2011) Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue. *Exp Brain Res* 211:133–143. doi: 10.1007/s00221-011-2661-8
- Fuller JR, Lomond K V., Fung J, Côté JN (2009) Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 19:1043–1052. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.10.009
- Furlan AD, Pennick V, Bombardier C, et al (2009) 2009 updated method guidelines for systematic reviews in the Cochrane Back Review Group. *Spine (Phila Pa 1976)* 34:1929–41. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b1c99f
- Galinsky T, Swanson N, Sauter S, et al (2007) Supplementary breaks and stretching exercises for data entry operators: A follow up field study. *Am J Ind Med* 50:519–527. doi: 10.1002/ajim.20472
- Galinsky TL, Swanson NG, Sauter SL, et al (2000) A field study of supplementary rest breaks for data-entry operators. *Ergonomics* 43:622–38. doi: 10.1080/001401300184297
- Gerard MJ, Armstrong TJ, Martin BJ, Rampel DA (2002) The effects of work pace on within-participant and between-participant keying force, electromyography, and fatigue. *Hum Factors* 44:51–61. doi: 10.1518/0018720024494757
- Hägg GM (1991) *Static work loads and occupational myalgia - a new explanation model*, Electromyo. Amsterdam: Elsevier Science Publishers
- Hägg GM (2000) Human muscle fibre abnormalities related to occupational load. *Eur J Appl Physiol* 83:159–165. doi: 10.1007/s004210000274
- Hägg GM, Aström A (1997) Load pattern and pressure pain threshold in the upper trapezius muscle and psychosocial factors in medical secretaries with and without shoulder/neck disorders. *Int Arch Occup Environ Health* 69:423–32. doi: 10.1007/s004200050170
- Hägg GM, Suurküla J (1991) Zero crossing rate of electromyograms during occupational work and endurance tests as predictors for work related myalgia in the shoulder/neck region. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 62:436–44. doi: 10.1007/BF00626617
- Hall S (2016) *Biomecânica Básica*, 7a. edição. Guanabara Koogan
- Hansson G-Å, Asterland P, Holmer NG, Skerfving S (2001) Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Med Biol Eng Comput* 39:405–13.
- Hansson G-Å, Asterland P, Skerfving S (1997) Acquisition and analysis of whole-day electromyographic field recordings. In: Hermens HJ, Hägg G, Freriks B (orgs) *Proceedings of the second general SENIAM (Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles) workshop*. Stockholm, Sweden, p 19–27
- Hansson G-Å, Nordander C, Asterland P, et al (2000) Sensitivity of trapezius electromyography to differences between work tasks - Influence of gap definition and normalisation methods. *J Electromyogr Kinesiol* 10:103–115. doi: 10.1016/S1050-6411(99)00030-9
- Hardwick DH, Beebe J a, McDonnell MK, Lang CE (2006) A comparison of serratus anterior muscle activation during a wall slide exercise and other traditional exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*

36:903–910. doi: 10.2519/jospt.2006.2306

- Helgadottir H, Kristjansson E, Einarsson E, et al (2011) Altered activity of the serratus anterior during unilateral arm elevation in patients with cervical disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 21:947–953. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.07.007
- Henning RA, Jacques P, Kissel G V, et al (1997) Frequent short rest breaks from computer work: effects on productivity and well-being at two field sites.
- Henning RA, Sauter SL, Salvendy G, Krieg EF (1989) Microbreak length, performance, and stress in a data entry task. *Ergonomics* 32:855–64. doi: 10.1080/00140138908966848
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10:361–74. doi: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
- Hermens HJ, Vollenbroek-Hutten M (2004) Effects of electrode dislocation on electromyographic activity and relative rest time: effectiveness of compensation by a normalisation procedure. *Med Biol Eng Comput* 42:502–8.
- Higgins JP, Green S (2006) *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions*. In: Text. p 265
- Hoe VC, Urquhart DM, Kelsall HL, Sim MR (2012) Ergonomic design and training for preventing work-related musculoskeletal disorders of the upper limb and neck in adults. *Cochrane Database Syst Rev* 8:CD008570. doi: 10.1002/14651858.CD008570.pub2
- Holtermann A, Roeleveld K, Mork PJ, et al (2009) Selective activation of neuromuscular compartments within the human trapezius muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 19:896–902. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.04.016
- Holtermann A, Sogaard K, Christensen H, et al (2008) The influence of biofeedback training on trapezius activity and rest during occupational computer work: a randomized controlled trial. *Eur J Appl Physiol* 104:983–9. doi: 10.1007/s00421-008-0853-0
- Hoogendoorn WE, van Poppel MN, Bongers PM, et al (1999) Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. *Scand J Work Environ Health* 25:387–403.
- Huang TS, Huang C ying, Ou HL, Lin JJ (2016) Scapular dyskinesis: Patterns, functional disability and associated factors in people with shoulder disorders. *Man Ther* 26:165–171. doi: 10.1016/j.math.2016.09.002
- Inman VT, Saunders JB, Abbott LC (1944) Observations of the function of the shoulder joint. *Clin Orthop Relat Res* 3–12. doi: 26-a
- Jackson JA, Mathiassen SE, Dempsey PG (2009) Methodological variance associated with normalization of occupational upper trapezius EMG using sub-maximal reference contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 19:416–27. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.11.004
- Januario LB, Madeleine P, Cid MM, et al (2018) Can exposure variation be promoted in the shoulder girdle muscles by modifying work pace and inserting pauses during simulated assembly work? *Appl Ergon* 66:151–160. doi: 10.1016/j.apergo.2017.08.011
- Januario LB, Moreira R de FC, Cid MM, et al (2016) Effects of active pause pattern of surface electromyographic activity among subjects performing monotonous tasks: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol* 30:196–208. doi: 10.1016/j.jelekin.2016.07.009
- Jensen C, Finsen L, Hansen K, Christensen H (1999) Upper trapezius muscle activity patterns during repetitive manual material handling and work with with a computer mouse. *J Electromyogr Kinesiol* 9:317–325. doi: 10.1016/S1050-6411(99)00007-3

- Jensen C, Westgaard RH (1997) Functional subdivision of the upper trapezius muscle during low-level activation. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 76:335–9. doi: 10.1007/s004210050257
- Jeong J, Gore JC, Peterson BS (2001) Mutual information analysis of the EEG in patients with Alzheimer's disease. *Clin Neurophysiol* 112:827–835. doi: 10.1016/S1388-2457(01)00513-2
- Johansen TI, Samani A, Antle DM, et al (2013) Gender effects on the coordination of subdivisions of the trapezius muscle during a repetitive box-folding task. *Eur J Appl Physiol* 113:175–182. doi: 10.1007/s00421-012-2425-6
- Johnston V, Jull G, Darnell R, et al (2008) Alterations in cervical muscle activity in functional and stressful tasks in female office workers with neck pain. *Eur J Appl Physiol* 103:253–64. doi: 10.1007/s00421-008-0696-8
- Juul-Kristensen B, Sjøgaard K, Strøyer J, Jensen C (2004) Computer users' risk factors for developing shoulder, elbow and back symptoms. *Scand J Work Environ Health* 30:390–8. doi: 10.5271/sjweh.827
- Kawczyński A, Samani A, Mroczek D, et al (2015) Functional connectivity between core and shoulder muscles increases during isometric endurance contractions in judo competitors. *Eur J Appl Physiol* 115:1351–8. doi: 10.1007/s00421-015-3114-z
- Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, et al (2005) *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain* (Kendall, Muscles), Fifth North. LWW
- Kibler W Ben, McMullen J (2003) Scapular dyskinesia and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg* 11:142–51.
- Kojadinovic I (2005) Relevance measures for subset variable selection in regression problems based on k-additive mutual information. *Comput Stat Data Anal* 49:1205–1227. doi: 10.1016/j.csda.2004.07.026
- Kuorinka I, Jonsson B, Kilbom a, et al (1987) Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Appl Ergon* 18:233–237. doi: 10.1016/0003-6870(87)90010-X
- Langley P (1997) Scapular instability associated with brachial plexus irritation: a proposed causative relationship with treatment implications. *J Hand Ther* 10:35–40. doi: 10.1016/S0894-1130(97)80009-9
- Larivière C, Delisle A, Plamondon A (2005) The effect of sampling frequency on EMG measures of occupational mechanical exposure. *J Electromyogr Kinesiol* 15:200–209. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.08.009
- Larsen CM, Juul-Kristensen B, Olsen HB, et al (2014) Selective activation of intra-muscular compartments within the trapezius muscle in subjects with Subacromial Impingement Syndrome. A case-control study. *J Electromyogr Kinesiol* 24:58–64. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.09.008
- Larsen CM, Sjøgaard K, Chreiteh SS, et al (2013) Neuromuscular control of scapula muscles during a voluntary task in subjects with Subacromial Impingement Syndrome. A case-control study. *J Electromyogr Kinesiol* 23:1158–65. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.04.017
- Larsen MK, Samani A, Madeleine P, et al (2009) Short-term effects of implemented high intensity shoulder elevation during computer work. *BMC Musculoskelet Disord* 10:101. doi: 10.1186/1471-2474-10-101
- Larsson B, Rosendal L, Kristiansen J, et al (2008) Responses of algescic and metabolic substances to 8 h of repetitive manual work in myalgic human trapezius muscle. *Pain* 140:479–90. doi: 10.1016/j.pain.2008.10.001
- Larsson B, Sjøgaard K, Rosendal L (2007) Work related neck-shoulder pain: a review on magnitude, risk

- factors, biochemical characteristics, clinical picture and preventive interventions. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 21:447–463. doi: 10.1016/j.berh.2007.02.015
- Lassen CF, Mikkelsen S, Kryger AI, et al (2004) Elbow and wrist/hand symptoms among 6,943 computer operators: a 1-year follow-up study (the NUDATA study). *Am J Ind Med* 46:521–33. doi: 10.1002/ajim.20081
- Laursen B, Jensen BR, Sjøgaard G (1998) Effect of speed and precision demands on human shoulder muscle electromyography during a repetitive task. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 78:544–548. doi: 10.1007/s004210050458
- Lawrence RL, Braman JP, Laprade RF, Ludewig PM (2014) Comparison of 3-dimensional shoulder complex kinematics in individuals with and without shoulder pain, part 1: sternoclavicular, acromioclavicular, and scapulothoracic joints. *J Orthop Sports Phys Ther* 44:636–45, A1-8. doi: 10.2519/jospt.2014.5339
- Lawrence RL, Schlangen DM, Schneider KA, et al (2017) Effect of glenohumeral elevation on subacromial supraspinatus compression risk during simulated reaching. *J Orthop Res* 1–9. doi: 10.1002/jor.23515
- Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, et al (2009) The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. *Bmj* 339:b2700–b2700. doi: 10.1136/bmj.b2700
- Lin JJ, Hanten WP, Olson SL, et al (2005) Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *J Electromyogr Kinesiol* 15:576–586. doi: 10.1016/j.jelekin.2005.01.006
- Lin JJ, Hsieh SC, Cheng WC, et al (2011) Adaptive patterns of movement during arm elevation test in patients with shoulder impingement syndrome. *J Orthop Res* 29:653–657. doi: 10.1002/jor.21300
- Lomond K V., Côté JN (2011) Differences in posture-movement changes induced by repetitive arm motion in healthy and shoulder-injured individuals. *Clin Biomech* 26:123–129. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.012
- Ludewig PM, Braman JP (2011) Shoulder impingement: Biomechanical considerations in rehabilitation. *Man Ther* 16:33–39. doi: 10.1016/j.math.2010.08.004
- Ludewig PM, Cook TM (2000) Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther* 80:276–291.
- Luger T, Mathiassen SE, Srinivasan D, Bosch T (2017) Influence of Work Pace on Upper Extremity Kinematics and Muscle Activity in a Short-Cycle Repetitive Pick-and-Place Task. *Ann Work Expo Heal* 61:356–368. doi: 10.1093/annweh/wxx001
- Madeleine P (2010) On functional motor adaptations: from the quantification of motor strategies to the prevention of musculoskeletal disorders in the neck-shoulder region. *Acta Physiol (Oxf)* 199 Suppl:1–46. doi: 10.1111/j.1748-1716.2010.02145.x
- Madeleine P, Lundager B, Voigt M, Arendt-Nielsen L (2003a) Standardized low-load repetitive work: evidence of different motor control strategies between experienced workers and a reference group. *Appl Ergon* 34:533–42. doi: 10.1016/S0003-6870(03)00083-8
- Madeleine P, Lundager B, Voigt M, Arendt-Nielsen L (2003b) The effects of neck-shoulder pain development on sensory-motor interactions among female workers in the poultry and fish industries. A prospective study. *Int Arch Occup Environ Health* 76:39–49. doi: 10.1007/s00420-002-0375-8
- Madeleine P, Lundager B, Voigt M, Arendt-Nielsen L (1999) Shoulder muscle co-ordination during chronic and acute experimental neck-shoulder pain. An occupational pain study. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 79:127–140. doi: 10.1007/s004210050486

- Madeleine P, Madsen TMT (2009) Changes in the amount and structure of motor variability during a deboning process are associated with work experience and neck-shoulder discomfort. *Appl Ergon* 40:887–894. doi: 10.1016/j.apergo.2008.12.006
- Madeleine P, Mathiassen SE, Arendt-Nielsen L (2008a) Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck-shoulder pain during a standardised repetitive arm movement. *Exp Brain Res* 185:689–698. doi: 10.1007/s00221-007-1199-2
- Madeleine P, Samani A, Binderup a T, Stensdotter a K (2011) Changes in the spatio-temporal organization of the trapezius muscle activity in response to eccentric contractions. *Scand J Med Sci Sports* 21:277–86. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.01037.x
- Madeleine P, Voigt M, Mathiassen SE (2008b) The size of cycle-to-cycle variability in biomechanical exposure among butchers performing a standardised cutting task. *Ergonomics* 51:1078–1095. doi: 10.1080/00140130801958659
- Madeleine P, Xie Y, Szeto GPY, Samani A (2016) Effects of chronic neck–shoulder pain on normalized mutual information analysis of surface electromyography during functional tasks. *Clin Neurophysiol* 127:3110–3117. doi: 10.1016/j.clinph.2016.06.015
- Maher CG, Sherrington C, Herbert RD, et al (2003) Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Phys Ther* 83:713–721.
- Maslen B, Straker L (2009) A comparison of posture and muscle activity means and variation amongst young children, older children and young adults whilst working with computers. *Work* 32:311–320. doi: 10.3233/WOR-2009-0829
- Mathiassen SE (2006) Diversity and variation in biomechanical exposure: what is it, and why would we like to know? *Appl Ergon* 37:419–27. doi: 10.1016/j.apergo.2006.04.006
- Mathiassen SE, Möller T, Forsman M (2003) Variability in mechanical exposure within and between individuals performing a highly constrained industrial work task. *Ergonomics* 46:800–824. doi: 10.1080/0014013031000090125
- Mathiassen SE, Winkel J (1991) Quantifying variation in physical load using exposure-vs-time data. *Ergonomics* 34:1455–1468. doi: 10.1080/00140139108964889
- Mathiassen SE, Winkel J (1996) Physiological comparison of three interventions in light assembly work: Reduced work pace, increased break allowance and shortened working days. *Int Arch Occup Environ Health* 68:94–108. doi: 10.1007/s004200050034
- Mathiassen SE, Winkel J, Hägg GM (1995) Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. *J Electromyogr Kinesiol* 5:197–226.
- Matsudo S, Araújo T, Matsudo V, et al (2012) Questionário Internacional De Atividade Física (Ipaq): Estupo De Validade E Reprodutibilidade No Brasil. *Rev Bras Atividade Física Saúde* 6:5–18. doi: 10.12820/rbafs.v.6n2p5-18
- Maynard HB, Stegemerten GJ, Schwab JL (1948) *Methods time measurement*. McGraw Hill, New York
- McClean L, Tingley M, Scott RN, Rickards J (2001) Computer terminal work and the benefit of microbreaks. *Appl Ergon* 32:225–37.
- McClean L, Tingley M, Scott RN, Rickards J (2000) Myoelectric signal measurement during prolonged computer terminal work. *10:33–45*.
- Merletti R (1999) Standards for Reporting EMG data.
- Moriguchi CS, Carnaz L, Alencar JF De, et al (2011) Postures and movements in the most common tasks of power line workers. *Ind Health* 49:482–491. doi: 10.2486/indhealth.MS1252

- Moseley AM, Herbert RD, Sherrington C, Maher CG (2002) Evidence for physiotherapy practice: a survey of the Physiotherapy Evidence Database (PEDro). *Aust J Physiother* 48:43–9. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60281-6
- Mottram SL (1997) Dynamic stability of the scapula. *Man Ther* 2:123–131. doi: 10.1054/math.1997.0292
- Nakphet N, Chaikumarn M, Janwantanakul P (2014) Effect of different types of rest-break interventions on neck and shoulder muscle activity, perceived discomfort and productivity in symptomatic VDU operators: a randomized controlled trial. *Int J Occup Saf Ergon* 20:339–53. doi: 10.1080/10803548.2014.11077048
- Nordander C, Balogh I, Mathiassen SE, et al (2004) Precision of measurements of physical workload during standardised manual handling. Part I: surface electromyography of m. trapezius, m. infraspinatus and the forearm extensors. *J Electromyogr Kinesiol* 14:443–54. doi: 10.1016/j.jelekin.2003.12.003
- Ohashi J-Y, Blangsted AK, Nielsen PK, Jørgensen K (2008) The assessment of muscle strain with surface electromyograms during simulated mushroom picking. *J Hum Ergol (Tokyo)* 37:13–22.
- Ohlsson K, Attewell RG, Johnsson B, et al (1994) An assessment of neck and upper extremity disorders by questionnaire and clinical examination. *Ergonomics* 37:891–7. doi: 10.1080/00140139408963698
- Palmer KT, Smedley J (2007) Work relatedness of chronic neck pain with physical findings--a systematic review. *Scand J Work Environ Health* 33:165–191. doi: 10.5271/sjweh.1134
- Phadke V, Camargo P, Ludewig PM (2009) Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Rev Bras Fisioter* 13:1–9. doi: 10.1590/S1413-35552009005000012
- Phadke V, Ludewig PM (2013) Study of the scapular muscle latency and deactivation time in people with and without shoulder impingement. *J Electromyogr Kinesiol* 23:469–475. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.10.004
- Plamondon A, Delisle A, Bellefeuille S, et al (2014) Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task. *Appl Ergon* 45:471–481. doi: 10.1016/j.apergo.2013.06.008
- Pontonnier C, de Zee M, Samani A, et al (2014) Strengths and limitations of a musculoskeletal model for an analysis of simulated meat cutting tasks. *Appl Ergon* 45:592–600. doi: 10.1016/j.apergo.2013.08.003
- Qin J, Lin J-H, Buchholz B, Xu X (2014) Shoulder muscle fatigue development in young and older female adults during a repetitive manual task. *Ergonomics* 57:1201–12. doi: 10.1080/00140139.2014.914576
- Rathleff MS, Samani A, Olesen JL, et al (2013) Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 45:1730–1739. doi: 10.1249/MSS.0b013e318292be30
- Reynolds JF, Leduc RE, Kahnert EK, Ludewig PM (2014) Development of three-dimensional shoulder kinematic and electromyographic exposure variation analysis methodology in violin musicians. *Ergonomics* 57:1021–39. doi: 10.1080/00140139.2014.907448
- Richards MC, Ford JJ, Slater SL, et al (2013) The effectiveness of physiotherapy functional restoration for post-acute low back pain: A systematic review. *Man Ther* 18:4–25. doi: 10.1016/j.math.2012.06.005
- Richardson JTE (2011) Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educ Res Rev* 6:135–147. doi: 10.1016/j.edurev.2010.12.001

- Richter JM, Mathiassen SE, Slijper HP, et al (2009) Differences in muscle load between computer and non-computer work among office workers. *Ergonomics* 52:1540–55. doi: 10.1080/00140130903199905
- Rissén D, Melin BO, Sandsjö L, et al (2002) Psychophysiological stress reactions, trapezius muscle activity, and neck and shoulder pain among female cashiers before and after introduction of job rotation.
- Roman-Liu D, Bugajska J, Tokarski T (2014) Comparative study of upper limb load assessment and occurrence of musculoskeletal disorders at repetitive task workstations. *Ind Health* 52:461–70. doi: 10.2486/indhealth.2013-0232
- Samani A, Holtermann A, Sjøgaard K, et al (2012) Following ergonomics guidelines decreases physical and cardiovascular workload during cleaning tasks. *Ergonomics* 55:295–307. doi: 10.1080/00140139.2011.640945
- Samani A, Holtermann A, Sjøgaard K, Madeleine P (2009c) Experimental pain leads to reorganisation of trapezius electromyography during computer work with active and passive pauses. *Eur J Appl Physiol* 106:857–66. doi: 10.1007/s00421-009-1083-9
- Samani A, Holtermann A, Sjøgaard K, Madeleine P (2009a) Effects of eccentric exercise on trapezius electromyography during computer work with active and passive pauses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 24:619–25. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.05.011
- Samani A, Holtermann A, Sjøgaard K, Madeleine P (2009b) Active pauses induce more variable electromyographic pattern of the trapezius muscle activity during computer work. *J Electromyogr Kinesiol* 19:e430-7. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.11.011
- Samani A, Holtermann A, Sjøgaard K, Madeleine P (2010a) Active biofeedback changes the spatial distribution of upper trapezius muscle activity during computer work. *Eur J Appl Physiol* 110:415–23. doi: 10.1007/s00421-010-1515-6
- Samani A, Holtermann A, Sjøgaard K, Madeleine P (2010b) Advanced biofeedback from surface electromyography signals using fuzzy system. *Med Biol Eng Comput* 48:865–73. doi: 10.1007/s11517-010-0651-9
- Samani A, Mathiassen SE, Madeleine P (2013) Cluster-based exposure variation analysis. *BMC Med Res Methodol* 13:54. doi: 10.1186/1471-2288-13-54
- Samani A, Pontonnier C, Dumont G, Madeleine P (2015) Shoulder kinematics and spatial pattern of trapezius electromyographic activity in real and virtual environments. *PLoS One* 10:1–18. doi: 10.1371/journal.pone.0116211
- Samani A, Srinivasan D, Mathiassen SE, Madeleine P (2016) Variability in spatio-temporal pattern of trapezius activity and coordination of hand-arm muscles during a sustained repetitive dynamic task. *Exp Brain Res*. doi: 10.1007/s00221-016-4798-y
- Sandlund J, Srinivasan D, Heiden M, Mathiassen SE (2017) Differences in motor variability among individuals performing a standardized short-cycle manual task. *Hum Mov Sci* 51:17–26. doi: 10.1016/j.humov.2016.10.009
- Sandsjö L, Melin B, Rissén D, et al (2000) Trapezius muscle activity, neck and shoulder pain, and subjective experiences during monotonous work in women. *Eur J Appl Physiol* 83:235–8. doi: 10.1007/s004210000284
- Sarquis LMM, Coggon D, Ntani G, et al (2016) Classification of neck/shoulder pain in epidemiological research: a comparison of personal and occupational characteristics, disability, and prognosis among 12,195 workers from 18 countries. *Pain* 157:1028–36. doi: 10.1097/j.pain.0000000000000477

- Schneider E, Irastorza X (2010) OSH in figures: Work-related musculoskeletal disorders in the EU — Facts and figure. Luxembourg
- Sjøgaard G, Jensen BR, Hargens AR, Sjøgaard K (2004) Intramuscular pressure and EMG relate during static contractions but dissociate with movement and fatigue. *J Appl Physiol* 96:1522–1529; discussion. doi: 10.1152/jappphysiol.00687.2003
- Sjøgaard G, Sjøgaard K, Hermens HJ, et al (2006) Neuromuscular assessment in elderly workers with and without work related shoulder/neck trouble: the NEW-study design and physiological findings. *Eur J Appl Physiol* 96:110–21. doi: 10.1007/s00421-005-0042-3
- Sjörs A, Larsson B, Dahlman J, et al (2009) Physiological responses to low-force work and psychosocial stress in women with chronic trapezius myalgia. *BMC Musculoskelet Disord* 10:63. doi: 10.1186/1471-2474-10-63
- Slijper HP, Richter JM, Smeets JBJ, Frens M a (2007) The effects of pause software on the temporal characteristics of computer use. *Ergonomics* 50:178–91. doi: 10.1080/00140130601049410
- Sjøgaard K (1995) Motor unit recruitment pattern during low-level static and dynamic contractions. *Muscle Nerve* 18:292–300. doi: 10.1002/mus.880180305
- Sjøgaard K, Blangsted AK, Nielsen PK, et al (2012) Changed activation, oxygenation, and pain response of chronically painful muscles to repetitive work after training interventions: a randomized controlled trial. *Eur J Appl Physiol* 112:173–81. doi: 10.1007/s00421-011-1964-6
- Srinivasan D, Mathiassen SE (2012) Motor variability in occupational health and performance. *Clin Biomech* 27:979–993. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.007
- Srinivasan D, Mathiassen SE, Samani A, Madeleine P (2015a) The combined influence of task accuracy and pace on motor variability in a standardised repetitive precision task. *Ergonomics* 58:1–10. doi: 10.1080/00140139.2015.1005174
- Srinivasan D, Samani A, Mathiassen SE, Madeleine P (2015b) The size and structure of arm movement variability decreased with work pace in a standardised repetitive precision task. *Ergonomics* 58:128–39. doi: 10.1080/00140139.2014.957736
- St-Onge N, Samani A, Madeleine P (2017) Integration of active pauses and pattern of muscular activity during computer work. *Ergonomics* 139:1–12. doi: 10.1080/00140139.2017.1303086
- Stergiou N (2016) *Nonlinear Analysis for Human Movement Variability*, First Edit.
- Struyf F, Cagnie B, Cools A, et al (2014) Scapulothoracic muscle activity and recruitment timing in patients with shoulder impingement symptoms and glenohumeral instability. *J Electromyogr Kinesiol* 24:277–284. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.12.002
- Sundelin G (1993) Patterns of electromyographic shoulder muscle fatigue during MTM-paced repetitive arm work with and without pauses. *Int Arch Occup Environ Health* 64:485–93.
- Sundelin G, Hagberg M (1989) The effects of different pause types on neck and shoulder EMG activity during VDU work. *Ergonomics* 32:527–37. doi: 10.1080/00140138908966123
- Sundelin G, Hagberg M (1992) Electromyographic signs of shoulder muscle fatigue in repetitive arm work paced by the Methods-Time Measurement system. *Scand J Work Environ Health* 18:262–8.
- Svendsen JH, Madeleine P (2010) Amount and structure of force variability during short, ramp and sustained contractions in males and females. *Hum Mov Sci* 29:35–47. doi: 10.1016/j.humov.2009.09.001
- Svendsen JH, Samani A, Mayntzhusen K, Madeleine P (2011) Muscle coordination and force variability during static and dynamic tracking tasks. *Hum Mov Sci* 30:1039–1051. doi:

10.1016/j.humov.2011.02.001

Svendsen JH, Svarrer H, Laessoe U, et al (2013) Standardized activities of daily living in presence of sub-acute low-back pain: A pilot study. *J Electromyogr Kinesiol* 23:159–165. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.08.006

Szeto GPY, Straker LM, O’Sullivan PB (2005) A comparison of symptomatic and asymptomatic office workers performing monotonous keyboard work--1: neck and shoulder muscle recruitment patterns. *Man Ther* 10:270–80. doi: 10.1016/j.math.2005.01.004

Szucs KA, Borstad JD (2013) Gender differences between muscle activation and onset timing of the four subdivisions of trapezius during humerothoracic elevation. *Hum Mov Sci* 32:1288–1298. doi: 10.1016/j.humov.2013.05.003

Thorn S (2005) Muscular activity in light manual work - with reference to the development of muscle pain among computer workers. CHALMERS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

Thorn S, Sjøgaard K, Kallenberg LAC, et al (2007) Trapezius muscle rest time during standardised computer work-a comparison of female computer users with and without self-reported neck/shoulder complaints. *J Electromyogr Kinesiol* 17:420–7. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.04.010

van den Heuvel SG, de Looze MP, Hildebrandt VH, Thé KH (2003) Effects of software programs stimulating regular breaks and exercises on work-related neck and upper-limb disorders. *Scand J Work Environ Health* 29:106–116. doi: 10.5271/sjweh.712

van der Windt DA, Thomas E, Pope DP, et al (2000) Occupational risk factors for shoulder pain: a systematic review. *Occup Environ Med* 57:433–42.

van Dieën JH, Selen LPJ, Cholewicki J (2003) Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol* 13:333–51. doi: 10.1016/S1050-6411(03)00041-5

Veiersted KB, Forsman M, Hansson G-Å, Mathiassen SE (2013) Assessment of time patterns of activity and rest in full-shift recordings of trapezius muscle activity - effects of the data processing procedure. *J Electromyogr Kinesiol* 23:540–7. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.12.004

Veiersted KB, Westgaard RH, Andersen P (1990) Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. *Int Arch Occup Environ Health* 62:31–41.

Verhagen AP, de Vet HC, de Bie RA, et al (1998) The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomized clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. *J Clin Epidemiol* 51:1235–41.

Villumsen M, Madeleine P, Jørgensen MB, et al (2017) The variability of the trunk forward bending in standing activities during work vs. leisure time. *Appl Ergon* 58:273–280. doi: 10.1016/j.apergo.2016.06.017

Visser B, Van Dieën JH (2006) Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 16:1–16. doi: 10.1016/j.jelekin.2005.06.005

Voerman GE, Vollenbroek-Hutten M, Hermens HJ (2007) Upper trapezius muscle activation patterns in neck-shoulder pain patients and healthy controls. *Eur J Appl Physiol* 102:1–9. doi: 10.1007/s00421-006-0215-8

Waersted M, Hanvold TN, Veiersted KB (2010) Computer work and musculoskeletal disorders of the neck and upper extremity: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord* 11:79. doi: 10.1186/1471-2474-11-79

Weltman A, Stamford BA, Moffatt RJ, Katch VL (1977) Exercise recovery, lactate removal, and subsequent high intensity exercise performance. *Res Q* 48:786–796.

Westad C, Westgaard RH, De Luca CJ (2003) Motor unit recruitment and derecruitment induced by brief increase in contraction amplitude of the human trapezius muscle. *J Physiol* 552:645–56. doi: 10.1113/jphysiol.2003.044990

Zanca GG, Oliveira AB, Ansanello W, et al (2014) EMG of upper trapezius - Electrode sites and association with clavicular kinematics. *J Electromyogr Kinesiol* 24:868–74. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.06.012

(2010) Anuário Estatístico da Previdência Social/Ministério da Previdência Social.

Anexo I

Escala proposta no artigo de Windt et al., 2000

Table 1 Standardised checklist for the assessment of methodological quality of cross sectional studies (CS), case-control studies (CC), and prospective cohort studies (PC)

<i>Study objective</i>		
1	Positive if a specific, clearly stated objective is described	CS/CC/PC
<i>Study population</i>		
2	Positive if the main features of the study population are described (sampling frame and distribution of the population by age and sex)	CS/CC/PC
3	Positive if cases and controls are drawn from the same population and a clear definition of cases and controls was stated, and if people with shoulder pain in the past 3 months are excluded from the controls	CC
4	Positive if the participation rate is $\geq 80\%$ or if participation rate is 60%–80% and non-response is not selective (data presented)	CS/CC/PC
5	Positive if the response at main moment of follow up is $\geq 80\%$ or if the non-response is not selective (data presented)	PC
<i>Exposure assessment, physical load at work (if not included in the design, not applicable (NA))</i>		
6	Positive if data are collected and presented about physical load at work	CS/CC/PC
7	Method for measuring physical load at work: direct measurement and observation (+), interview or questionnaire only (-)	CS/CC/PC
8	Positive if more than one dimension of physical load is assessed: duration, frequency, or amplitude	CS/CC/PC
<i>Exposure assessment, psychosocial factors at work (if not included in the design, NA)</i>		
9	Positive if data are collected and presented about psychosocial factors at work	CS/CC/PC
10	Positive if more than one aspect of psychosocial factors is assessed: work demands, job control, social support	CS/CC/PC
<i>Exposure assessment, other</i>		
11	Positive if data are collected and presented about physical or psychosocial exposure during leisure time	CS/CC/PC
12	Positive if data are collected and presented about occupational exposure in the past	CS/CC/PC
13	Positive if data are collected and presented about a history of shoulder disorders	CS/CC/PC
14	Positive if exposure is measured in an identical manner in cases and controls	CC
15	Positive if the exposure assessment is blinded to disease status	CS/CC
16	Positive if the exposure is assessed at a time before the occurrence of the disease	CC
<i>Outcome assessment</i>		
17	Positive if data were collected for ≥ 1 year	PC
18	Positive if data were collected at least every 3 months	PC
19	Method for assessing shoulder pain: physical examination blinded to exposure status (+), self reported: specific questions relating to shoulder disability or use of manikin (+), single question (-)	CS/CC/PC
20	Positive if incident cases are used (prospective enrolment)	CC
<i>Analysis and data presentation</i>		
21	Positive if the appropriate statistical model is used (univariate or multivariate model)	CS/PC
22	Positive if a logistic regression model is used in the case of an unmatched case-control study and a conditional logistic regression model in the case of a matched case-control study	CC
23	Positive if measures of association are presented (OR/RR), including 95% CIs and numbers in the analysis (totals)	CS/CC/PC
24	Positive if the analysis is controlled for confounding or effect modification is studied	CS/CC/PC
25	Positive if the number of cases in the multivariate analysis is at least 10 times the number of independent variables in the analysis (final model)	CS/CC/PC

Anexo II**Formulário para análise dos estudos**

Referência (título, autor, revista, ano):

Objetivo do estudo:

Desenho do estudo:

Transversal	
Longitudinal	
Realizado em laboratório	
Realizado em ambiente real	

A. Sujeitos

Número de sujeitos avaliados:

Gênero:

Masculino ()

Feminino ()

Região avaliada no estudo:

Presença de sintomas:

Sintomático ()

Assintomático ()

Características antropométricas:

	Média	DP
Idade		
Peso		
Altura		
IMC		

Tipo de trabalho que realizam:

Tempo de experiência na atividade: _____

B. Protocolo de avaliação – tipo de pausa ativa utilizada

Pausa ativa {

- Contração utilizada:

Alongamento	
Contração isométrica	
Contração resistida	
Outro:	

Tempo da contração: _____

Carga: _____

- Grupo controle puro:
Sim () Não ()
- Outro grupo de comparação com a pausa ativa:
Sim () qual?

Contração utilizada pelo grupo comparação: pausa passiva

Alongamento	
Contração isométrica	
Contração resistida	
Outro:	

Tempo da contração: _____

Carga:

Realizou tarefa simulada:

Sim ()

Não ()

Por quanto tempo

Tempo de aplicação da pausa:

Período da coleta de dados (quando fez os registros):

Antes da intervenção (linha de base)	
Durante a intervenção	
Imediatamente após a intervenção (reavaliação)	
Acompanhamento após a intervenção	

Obs.:

C. Metodologia de avaliação e resultados

ELETROMIOGRAFIA

Musculatura avaliada:

Posicionamento dos eletrodos:

Posicionamento do eletrodo de referência:

Características da coleta (amplificação do sinal, filtros, conversão):

Normalização do sinal:

() CIVM

() Contração de referência

- Método de realização da contração:

Cálculo do RMS:

Outros Métodos de análise:

	Sim	Não	Como foi calculado
RRT			
Gap			
MPF			
APDF			
EVA			
Outro:			

OXIGENAÇÃO MUSCULAR

Musculatura avaliada:

Posicionamento dos eletrodos:

Variáveis analisadas:

Observações:

Instrumento quantitativo			
Variável avaliada	Instrumento utilizado	Testada confiabilidade?	observações
1.			
2.			
3.			

Instrumento qualitativo			
Variável avaliada	Instrumento utilizado	Testada confiabilidade?	observações
4.			
5.			
6.			

Baseado no instrumento de avaliação, quais foram os principais resultados:

1.

2.

3.

4.

5.

6.

D. Análise estatística

Teve cálculo amostral (power):

Sim ()

Não ()

Apresentou valores de M, DP e p :

E. Limitações/Comentários: