

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

**EFEITO DA DESCARGA DE PESO E DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO DE FLEXÃO DO
OMBRO SOBRE A ATIVAÇÃO MUSCULAR EM CONDIÇÕES ESTÁTICAS E DOS FATORES
ERGONÔMICOS E PSICOSSOCIAIS DURANTE ATIVIDADE SIMULADA DE MOUSE EM
ESTUDANTES UNIVERSITÁRIAS**

Josiane Sotrate Gonçalves

São Carlos

2015

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

**EFEITO DA DESCARGA DE PESO E DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO DE FLEXÃO DO
OMBRO SOBRE A ATIVAÇÃO MUSCULAR EM CONDIÇÕES ESTÁTICAS E DOS FATORES
ERGONÔMICOS E PSICOSSOCIAIS DURANTE ATIVIDADE SIMULADA DE MOUSE EM
ESTUDANTES UNIVERSITÁRIAS**

Josiane Sotrate Gonçalves

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. Área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Orientação: Prof^a Dr^a Tatiana de Oliveira Sato

Co-orientação: Prof^a Dr^a Cristiane Shinohara Moriguchi

Apoio Financeiro: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)

São Carlos

2015

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

G635ed

Gonçalves, Josiane Sotrate.

Efeito da descarga de peso e da amplitude de movimento de flexão do ombro sobre a ativação muscular em condições estáticas e dos fatores ergonômicos e psicossociais durante atividade simulada de mouse em estudantes universitárias / Josiane Sotrate Gonçalves. -- São Carlos : UFSCar, 2015. 37 f.

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

1. Fisioterapia. 2. Biomecânica. 3. Ergonomia. 4. Membros superiores. 5. Prevenção. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

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

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Josiane Sotrate Gonçalves, realizada em 26/02/2015:

Tatiana de Oliveira Sato

Profa. Dra. Tatiana de Oliveira Sato
UFSCar

Leticia Carneiro

Profa. Dra. Leticia Carneiro
USC

Thais Cristina Chaves

Prof. Dr. Thais Cristina Chaves
USP

DEDICATÓRIA

Dedico esta conquista a minha família, pelo apoio e incentivo aos estudos. Vocês são minha inspiração e fortaleza. Ao meu namorado, pelo companheirismo, paciência e carinho durante toda esta fase. E aos amigos que direta e indiretamente estão torcendo pela minha felicidade.

“Os momentos mais felizes da minha vida foram aqueles, poucos, que pude passar em minha casa, com a minha família.”

Thomas Jefferson

“Costumamos dizer que amigos de verdade são os que estão ao seu lado em momentos difíceis... Mas não! Amigos verdadeiros são os que suportam a tua felicidade”

Padre Fábio de Melo

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Professora Tatiana Sato pela oportunidade, ensinamentos e conhecimentos transmitidos, palavras sábias e generosas, paciência, incentivo e apoio. Agradeço imensamente Tati, por essa grande oportunidade e aprendizado. Obrigada pela generosidade, paciência e principalmente por contribuir pelo meu crescimento não somente profissional mais também pessoal. Muito obrigada.

A minha co-orientadora Professora Cristiane Moriguchi pela oportunidade, companheirismo, conhecimentos transmitidos, apoio, paciência, incentivo e força. Cris, você foi uma pessoa fundamental pra que eu tivesse chegado até aqui. Você me ensinou um dos aprendizados mais importantes da minha vida como: “Ninguém constrói nada sozinho”. Hoje posso ver o quanto isto fez e faz sentido em minha vida. Tudo o que foi realizado nesses dois anos foi mérito não somente meu mais seu também. Muito obrigada por tudo, foi muito bom ter te conhecido.

“Ensinar não é transferir conhecimento, mas
criar possibilidades para sua produção
ou a sua construção.
Quem ensina aprende ao ensinar
e quem aprende ensina ao aprender.”
Paulo Freire

AGRADECIMENTOS

A Deus primeiramente por sempre estar ao meu lado e nunca ter me desamparado ao longo dessa jornada. Obrigada meu Deus pela fé, força e principalmente pela tua presença.

Ao meu Pai Zezinho pelos cuidados comigo, incentivo, companheirismo e apoio. Pai, a você meu muito obrigado com muito carinho e amor. Seus ensinamentos e o da Mamãe eu vou carregar comigo para o resto da vida. Obrigado por me ensinar o provérbio mais valioso da vida: "O conhecimento é o mais precioso dos tesouros porque jamais pode ser dado, nem roubado, nem consumido." Este provérbio sempre estará guardado comigo e na minha memória. Eu só tenho que agradecer a Deus por ter ganhado um pai tão humilde, generoso e bondoso, pois tenho muito orgulho de ser sua filha. Obrigado Pai por tudo, te amo.

A minha querida mãezinha que fez com que eu me tornasse a pessoa que sou hoje. Mãe, mesmo que a vida tenha nos separado acredito que você durante todo este tempo estava mais perto do que nunca. Você é o reflexo da força que tenho pra sempre continuar e nunca desistir dos meus sonhos. A você meu muito obrigado, eu te amo eternamente.

Ao meu avô Maurílio que junto com a minha mãezinha ganharam o reino do céu e estão me protegendo e iluminando. Vô, obrigado por ser a inspiração dos meus estudos e sonhos.

A minha Vó pelo seu carinho, palavras sábias e de consolo. Obrigada por ensinar que a simplicidade nunca é demais. Obrigada Vovó.

Ao meu irmão Lucas por me incentivar, proteger e me dar força durante todo esse período. Obrigado Luquinha, por ser um irmão com o coração valente e generoso. Te amo, meu "pintadinho".

Ao meu namorado Diego pelo companheirismo, apoio, força, paciência, compreensão e carinho. Obrigado por fazer parte da minha vida, história e por me fazer feliz. Agradeço a Deus, por ter colocado você no meu caminho. Esta conquista é tua também, obrigado meu Dieguinho, te amo.

A Karina Satiko uma amiga muito querida que me deu a oportunidade de trabalhar e conviver com ela todos esses anos. Obrigada minha amiga pelo teu companheirismo, paciência, incentivo e força. Obrigada por estar do meu lado e sempre me apoiar. Amiga, muito obrigada por tudo.

As minhas companheiras de laboratório, Mari, Fabi, Fer Faturi, Fer Barros, Letícia, Nívia e Cecília. Obrigada meninas pela ajuda, conhecimento e experiências trocadas, parcerias de trabalhos, conselhos, amizade e carinho. Adorei conhecer e trabalhar com vocês durante todo esse período, muito obrigada meninas.

A professora Helenice pelas contribuições e apoio nos trabalhos que foram realizados ao longo desses dois anos. Professora Helenice, suas contribuições são sempre bem-vindas e foram muito valiosas para o crescimento dos trabalhos.

A Iolanda pela amizade, carinho e a alegria que contagiava todos que estão ao seu redor.

Aos professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia pelos serviços prestados e apoio constante.

Pelo apoio financeiro da CAPES.

A todas as voluntárias por terem separado um tempo para participar do estudo, pois sem a participação delas não teria conseguido chegar até o fim.

A todos os familiares e amigos que de forma direta ou indireta estavam torcendo por mim e por mais esta conquista.

“Tem gente que Deus coloca em nossa vida só para nos dar paz...
Que nos empurra pro melhor de nós,
que nos guia pro caminho do bem...
Gente que é sorriso em dia feio,
que é suporte quando parece faltar chão...
Tem gente que pensa e repensa jeitos de nos fazer bem,
que se preocupa e demonstra...
Gente que é abraço, mesmo de longe,
e a certeza que tudo vai dar certo...
Que empresta o coração pra gente morar,
que planta pensamentos bonitos
nos dias da gente...
E reforça nossa fé no ser humano!
Gente que merece
o que de mais bonito
a vida tem a oferecer
A esse tipo de gente:
Amor, oração e
Gratidão eterna”
Karla Tabalipa

*“Cada um de nós compõe a sua história
Cada ser em si
Carrega o dom de ser capaz
De ser feliz.”
Almir Sater*

RESUMO

Os movimentos adotados durante atividades em terminais de vídeo e dispositivos móveis contribuem para os distúrbios musculoesqueléticos. Porém, não há um consenso em relação às amplitudes seguras e o efeito da descarga de peso para redução da sobrecarga. Assim, o objetivo do primeiro estudo foi avaliar a atividade muscular bilateral dos músculos trapézio descendente e deltóide anterior em diferentes posturas de flexão do ombro em condições com e sem o apoio de antebraço na postura sentada. A hipótese do estudo foi que o apoio do antebraço sobre a mesa reduziria a sobrecarga muscular em relação à situação sem uso do apoio, sendo que a redução desta sobrecarga seria maior quanto maior fosse o ângulo de flexão do ombro. Foram avaliadas 23 estudantes universitárias sadias com idade entre 18 e 31 anos. O tamanho amostral foi determinado a priori. A atividade elétrica dos músculos trapézio superior e deltóide foram coletadas bilateralmente. A descarga de peso foi avaliada por células de cargas dispostas sob a mesa. Um fisioterapeuta posicionou os ombros das participantes em flexão de 0°, 15°, 30°, 45°, 60° em condições com e sem apoio do antebraço, em ordem aleatorizada. Os resultados mostraram que o apoio de antebraço reduziu a atividade muscular nos diferentes ângulos de flexão do ombro. O apoio de antebraço foi mais importante do que a postura do ombro para determinar a sobrecarga muscular. Porém, neste primeiro estudo não foi avaliada uma condição dinâmica com o uso do computador. Além do apoio de antebraço, a modificação da estação de trabalho pode levar a mudança na exposição biomecânica e não foi investigada. Outro fator de risco importante é o estresse, que também pode contribuir para distúrbios na extremidade superior. Neste sentido, o objetivo do segundo estudo foi avaliar o efeito da altura da superfície de trabalho, da descarga de peso e da dificuldade da tarefa na postura da cabeça, tronco superior e ombros e na atividade elétrica da porção descendente do músculo trapézio e deltóide anterior durante atividade simulada de mouse em estudantes universitárias. A hipótese do estudo foi que a mesa alta combinada com o alto nível de dificuldade da atividade resultaria em maior sobrecarga biomecânica, ou seja, em maiores ângulos de flexão da cabeça, tronco superior e ombros, aumento da atividade elétrica da porção descendente do músculo trapézio e deltóide anterior. Além disso, esperava-se que a descarga de peso sobre a mesa reduzisse a ativação muscular. Foram avaliadas 15 estudantes universitárias sadias com idade entre 18 e 31 anos. O tamanho amostral não foi definido a priori. A atividade elétrica dos músculos trapézio superior e deltóide foram coletadas bilateralmente. Foram avaliados os movimentos dos ombros e cervical por meio de inclinometria. A descarga de peso foi avaliada por células de cargas dispostas sob a mesa. Os participantes realizaram uma atividade simulada com mouse em níveis de dificuldade baixo e alto, com a mesa na altura do cotovelo (AC) e acima da altura do cotovelo (ACC), em ordem aleatorizada. Os resultados indicaram que a mesa na AC proporcionou maior sobrecarga postural da cabeça e menor sobrecarga para os ombros e trapézio. O alto nível de dificuldade aumentou o ângulo de flexão da cabeça e tronco superior. Desta forma, a postura da cabeça parece estar permeada pela altura da mesa e dificuldade da atividade, a postura do tronco superior está relacionada com a dificuldade da atividade, já a postura dos ombros e a ativação do trapézio foram influenciadas apenas pela altura da mesa. Portanto, a presente dissertação revelou o efeito dos fatores ergonômicos e psicossociais sobre a ativação muscular e postura, sendo que a avaliação desses fatores é importante para o entendimento dos riscos envolvidos no uso do computador.

Palavras-chave: biomecânica, ergonomia, fisioterapia, membros superiores, prevenção primária.

ABSTRACT

The movements adopted during computer activities and mobile devices contribute to musculoskeletal disorders. However, there is no consensus about safe range of motion and the effect of weight bearing to reduce overload. The objective of the first study was to evaluate the bilateral muscle activity of descending trapezius and anterior deltoid in different shoulder flexion postures in conditions with and without forearm support in the seated position. The hypothesis was that the forearm support reduce muscle overload compared to the no supported condition, and the reduction this overload would be higher for the greater shoulder flexion angles. Twenty-three healthy university students aged between 18 and 31 years were evaluated. The sample size was determined a priori. The electrical activity of the upper trapezius and deltoid muscles were collected bilaterally. The weight bearing was assessed by load cells. A physical therapist positioned the shoulder of the participants at flexion angles of 0°, 15°, 30°, 45°, 60° in conditions with and without forearm support, in randomized order. The results showed that the forearm support reduced muscle activity in different shoulder flexion angles. The forearm support was more important than the shoulder posture to determine muscle overload. However, in this first study a computer task was not evaluated. Besides the forearm support, the modification of the workstation can lead to change in biomechanical exposure and it was not investigated. Another important risk factor is the stress, which can also contribute to neck/shoulder disorders. Thus, the purpose of the second study was to evaluate the effect of the work surface height, weight bearing and the difficulty of the task in the head, upper back and upper arms postures and the electrical activity of the descending portion of the trapezius and anterior deltoid during simulated mouse activity in university students. The study hypothesis was that the high table combined with the high difficulty activity level would result in greater biomechanical overload, i.e. at higher angles of head flexion, upper trunk and shoulders, increased electrical activity of the descending portion of the trapezius muscle and anterior deltoid. Furthermore, it was expected that the weight bearing on the table would reduce muscle activation. Fifteen healthy university students aged between 18 and 31 years were evaluated. The sample size was not defined a priori. The head and upper back flexion angles and the upper arms elevation were evaluated by inclinometers. Muscle activity was collected bilaterally and normalized by the maximal voluntary isometric contraction (MVIC). The weight bearing was evaluated by load cells and included as a covariate for muscle activation. In the simulated task, participants simulated mouse activity with the table at the elbow height (EH) and above the elbow height (AEH) in low (LD) and high difficulty levels (HD). Each condition was evaluated during five minutes in a randomized order. The results indicated that the table in the EH provided greater postural overload of the head and less overload to the shoulders and trapezius muscle. The HD level increased the head and upper back flexion angles. Thus, the head posture seems to be influenced by the table height and task difficulty; the upper back posture is related to the difficulty of the activity and the upper arms posture and trapezius activation were only influenced by table height. Therefore, this study revealed the effect of ergonomic and psychosocial risk factors on muscle activation and posture. The results highlighted the importance of these factors for understanding the risk associated with computer use.

Keywords: biomechanics, ergonomics, physical therapy, upper limbs, primary prevention.

LISTA DE FIGURAS

PRIMEIRO ESTUDO

Figura 1. Condições de flexão do ombro com e sem o apoio de antebraço sobre a mesa. A. antebraço apoiado sobre a mesa em (a) 0°; (b) 15°; (c) 30°; (d) de 45 ° e (e) a 60° de flexão do ombro. B. antebraço sem o apoio sobre a mesa em (f) 0°; (g) de 15°; (h) 30°; (i) de 45° e (j) a 60° de flexão do ombro.....9

Figura 2. Valores médios de descarga de peso na mesa na condição com apoio de acordo com os ângulos de flexão do ombro (barras de erro representam desvio padrão).....12

SEGUNDO ESTUDO

Figura 1. Condições da altura da mesa durante a atividade simulada de *mouse*. A. altura do cotovelo (AC); B. acima da altura do cotovelo (AAC).....23

LISTA DE TABELAS

PRIMEIRO ESTUDO

- Tabela 1. Dados demográficos e antropométricos da amostra avaliada. Dados quantitativos são apresentados como média (DP) e dados categóricos são apresentados com frequências absolutas e relativas [n(%)].....6
- Tabela 2. Valores médios (DP) e intervalo de confiança de 95% [IC 95%] da atividade muscular do trapézio e deltóide (% da CIVM) em condições com e sem o apoio de acordo com os ângulos de flexão do ombro.....11
- Tabela 3. Resumo da MANOVA *three way* de medidas repetidas.....11

SEGUNDO ESTUDO

- Tabela 1. Dados demográficos e antropométricos da amostra avaliada. Dados quantitativos são apresentados como média (DP) e dados categóricos são apresentados com frequências absolutas e relativas [n(%)].....19
- Tabela 2. Média e desvio padrão (DP) dos ângulos de flexão da cabeça, tronco superior e elevação do ombro direito e esquerdo nos percentis 10, 50 e 90 para cada atividade.....26
- Tabela 3. Resumo dos resultados da análise multivariada com medidas repetidas.....26
- Tabela 4. Resumo dos resultados da análise multivariada com medidas repetidas.....27
- Tabela 5. Média e desvio padrão (DP) da ativação muscular do músculo trapézio descendente e deltóide anterior direito e esquerdo nos percentis 10, 50 e 90 para cada atividade. Os valores representam a porcentagem da contração isométrica voluntária máxima.....27

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO.....	1
ESTUDO 1: O apoio de antebraço reduz a sobrecarga nos músculos trapézio descendente e deltóide anterior em diferentes posturas do ombro?.....	4
Introdução.....	4
Métodos.....	5
<i>Participantes</i>	5
<i>Instrumentos e equipamentos</i>	7
<i>Procedimento experimental</i>	8
<i>Atividades</i>	9
<i>Análise dos dados</i>	9
Resultados.....	10
Discussão.....	12
Conclusão.....	14
DESDOBRAMENTO DO ESTUDO 1.....	15
ESTUDO 2: A altura da superfície de trabalho, a descarga de peso e a dificuldade da tarefa interferem na postura e na ativação muscular durante atividade simulada de mouse?.....	16
Introdução.....	17
Métodos.....	18
<i>Local do estudo e participantes</i>	18
<i>Equipamentos e instrumentos</i>	19
<i>Procedimentos</i>	21
<i>Atividades</i>	22
<i>Análise dos dados</i>	23
Resultados.....	24
Discussão.....	28
Conclusão.....	31
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	32
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	33
ANEXO 1.....	37

CONTEXTUALIZAÇÃO

O uso de terminais de vídeo, equipamentos de entrada de dados (*mouse* e teclado) e dispositivos portáteis (*notebooks, tablets, smartphones*) tem aumentado drasticamente entre trabalhadores e na população em geral (WAHLSTROM, 2005; STRAKER et al., 2008; YOUNG et al., 2013), assim como os distúrbios musculoesqueléticos entre seus usuários (JENSEN et al., 2002; KARLQVIST et al., 2002; KORHONEN et al., 2003; BEROLO et al., 2011).

Postula-se que no trabalho sedentário prolongado e estático as cargas de trabalho de baixo nível, longo prazo e com baixo repouso muscular podem causar uma sobreutilização das fibras musculares de baixo limiar, levando a distúrbios musculoesqueléticos (HÄGG, 1991; ELLEGAST et al., 2012). O trabalho sentado com o uso de computador normalmente resulta em baixo nível de carga estática de músculos das costas, ombro e pescoço, e, portanto, pode aumentar o risco de desenvolvimento de doenças musculares como, por exemplo, a mialgia (VISSER e VAN DIEËN, 2006).

De acordo com Karlqvist et al. (2002) a localização mais comum de desconforto em usuários de computador são as regiões do pescoço e ombro com prevalência de desconforto mensal de 45%, enquanto as regiões lombar e antebraço/mão apresentaram prevalência de 30 e 32%, respectivamente. Os distúrbios musculoesqueléticos em usuários de terminais de vídeo podem ser ocasionados por diversos fatores como as posturas do pescoço, ombro e punho durante a utilização dos terminais de vídeo, *design* da estação de trabalho e tempo utilizando o terminal de vídeo, além dos fatores psicossociais como a pressão do tempo, desempenho no trabalho e alta carga percebida (WAHLSTROM, 2005).

Tendo em vista que os fatores biomecânicos podem levar a ocorrência de distúrbios musculoesqueléticos, a literatura aponta limites seguros de exposição para os ângulos de flexão do ombro. O ângulo de 15° é considerado um valor aceitável de flexão do ombro para tarefas com carga externa baixa e contínua (AARAS et al., 1988). Os ângulos de flexão de ombro

superiores a 30° são considerados fator de risco para dor aguda e lesões musculoesqueléticas (BJELLE et al., 1981), ângulos de 45° foram relacionados ao surgimento de desconforto (STRAKER et al., 1992), ângulos de 60° foram associados a dor aguda no pescoço e ombro, dor inespecífica no ombro e tendinite (BJELLE et al., 1981; HAGBERG e WEGMAN, 1987) e flexão de 90° relaciona-se a redução da taxa de perfusão sanguínea, fadiga, diminuição da capacidade de trabalho e principalmente para o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos (NIOSH, 1997; PUNNETT et al., 2000). Assim, apesar da existência de recomendações quanto às posturas com menor sobrecarga, nota-se que não há consenso a respeito dos limites angulares seguros para flexão do ombro (BJELLE et al., 1981; STRAKER et al., 1992; PANAGIOTOPOULOU et al., 2004).

Recomendações ergonômicas sugerem também o uso de apoio dos membros superiores durante atividades ocupacionais visando à melhora no conforto e prevenção de distúrbios musculoesqueléticos (GRANDJEAN, 1984; COOK et al., 2004a, 2004b; ZHU e SHIN, 2012). Deste modo, torna-se importante investigar se nesses ângulos de flexão de ombro apontados como não seguros a utilização do apoio de antebraço irá reduzir a sobrecarga na extremidade superior, uma vez que dentre os estudos identificados, não há um consenso sobre o efeito combinado da postura e apoio do antebraço para a sobrecarga musculoesquelética, a qual ocorre durante o uso de computadores e dispositivos portáteis.

Além da avaliação do apoio de antebraço, a modificação da estação de trabalho pode levar a mudança na exposição biomecânica e aumentar a sobrecarga das estruturas musculoesqueléticas. A utilização de uma mesa alta pode levar a adoção de uma postura de flexão, abdução ou elevação do ombro com conseqüente aumento da atividade muscular ou uma contração muscular estática, gerando dor ou desconforto, sensação de peso, tensão muscular e também provocar sintomas no punho e na mão (GRANDJEAN, 1988; SANDERS e CORMICK, 1993; COURY, 1994, SAUTER et al, 1991, BRIDGER, 1995).

Outro fator de risco importante são os aspectos psicossociais que têm sido associados com o relato de sintomas musculoesqueléticos (HALES et al, 1994, GERR et al, 1996; BUCKLE, 1997). O estresse pode afetar o humor, comportamentos no trabalho e estratégias de enfrentamento e pode resultar em aumento de sintomas relatados no pescoço e ombro (GERR et al, 1996; SMITH e CARAYON, 1996). Estudos que avaliaram a utilização do *mouse* e o estresse mental em relação ao tempo e a precisão na tarefa mostram que ocorre um aumento na sobrecarga física dos músculos dos membros superiores e contribui para o aparecimento de distúrbios musculoesqueléticos (WAHLSTROM et al , 2002; VISSER et al, 2004). Diante disto, avaliar os aspectos ergonômicos e os psicossociais durante o uso de dispositivos de computador é importante para o entendimento dos riscos envolvidos entre seus usuários.

Dentre os estudos identificados, nenhum estudo avaliou o efeito do apoio do antebraço sobre uma superfície de trabalho na atividade muscular em diferentes graus de flexão do ombro para comparar o nível de sobrecarga muscular associada às condições com e sem apoio. Além disso, os estudos disponíveis não avaliam a atividade muscular na combinação de riscos ergonômicos e psicossociais durante a atividade com uso de *mouse*, o que é relevante para evitar os distúrbios musculoesqueléticos em trabalhadores e na população em geral.

Portanto o objetivo do Estudo 1 foi avaliar a atividade muscular bilateral dos músculos trapézio superior e deltóide anterior em diferentes posturas de flexão de ombro na postura sentada nas condições com e sem o apoio de antebraço e do Estudo 2 foi avaliar a atividade muscular bilateral dos músculos trapézio superior e deltóide anterior, os movimentos da cabeça, tronco superior e ombro e a descarga de peso do antebraço em condições simuladas de atividade com *mouse* em um baixo e alto grau de dificuldade na mesa posicionada na altura do cotovelo (AC) e acima da altura do cotovelo (ACC) em estudantes universitárias.

ESTUDO 1: O apoio de antebraço reduz a sobrecarga nos músculos trapézio descendente e deltóide anterior em diferentes posturas do ombro?

Submetido ao *International Journal of Industrial Ergonomics* (Anexo 1)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a atividade muscular dos músculos trapézio descendente e deltóide anterior em cinco ângulos de flexão do ombro (0° , 15° , 30° , 45° e 60°), com e sem o apoio do antebraço. A atividade bilateral dos músculos trapézio e deltóide foram registrados em 23 universitárias assintomáticas e normalizados pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Os ângulos de flexão do ombro e as condições de apoio foram registrados com inclinômetros e células de carga, respectivamente. Os dados foram analisados de forma descritiva e estatística por meio de análise multivariada de medidas repetidas com três fatores (lado, ângulo e apoio). O apoio de antebraço reduziu a atividade muscular nos diferentes ângulos de flexão do ombro. A média e o desvio padrão para esta redução foi de 7,8(4,6)% da CIVM para o deltóide e 3,8(2,0)% CIVM para o trapézio. A interação entre os três fatores não foi significativa. A interação de dois fatores foi significativa entre o apoio e ângulo para ambos os músculos. Os resultados obtidos ressaltam a importância do uso de apoio de antebraço para reduzir a sobrecarga musculoesquelética do pescoço e ombros. O apoio de antebraço foi mais importante do que a postura do ombro para determinar sobrecarga muscular.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate descendent trapezius and deltoid muscle activity in five upper arm flexion angles (0° , 15° , 30° , 45° and 60°), with and without forearm support. The bilateral activity of trapezius and deltoid muscles were recorded from 23 asymptomatic female university students. Upper arm flexion angles and support conditions were tested in a randomized order. Statistical analysis was conducted by a multivariate analysis of variance with three repeated factors (side, flexion angle and support). Three-way interactions were not significant. Two-way interaction was significant for support and angle for both muscles. This result showed that the forearm support reduced muscular activity in all tested arm angles. The unsupported condition upper arm elevation increased muscular activation. These results highlight the importance of the use of forearm support to reduce musculoskeletal overload the neck and shoulders. The forearm support seems to be more important than the arm/shoulder posture itself to determine muscular overload.

Introdução

O uso de terminais de vídeo e dispositivos portáteis (notebooks, tablets, smartphones) tem aumentado drasticamente entre trabalhadores e na população em geral (WAHLSTROM, 2005; STRAKER et al., 2008; YOUNG et al., 2013), assim como os distúrbios musculoesqueléticos entre seus usuários (JENSEN et al., 2002; KARLQVIST et al., 2002; KORHONEN et al., 2003; BEROLO et al., 2011). Usuários de dispositivos portáteis tendem a adotar posturas não neutras de ombro e sem apoio do antebraço durante longos períodos de

tempo, o que pode aumentar a sobrecarga muscular e gerar sintomas nos membros superiores (YOUNG et al., 2013; STAWARZ e BENEDYK, 2013). Além disso, o *design* da estação de trabalho e tempo gasto na tarefa são fatores de risco potenciais para o desenvolvimento dos sintomas musculoesqueléticos em usuários de computadores (WAHLSTROM, 2005).

Recomendações ergonômicas sugerem o uso de apoio dos membros superiores durante atividades ocupacionais visando à melhora no conforto e prevenindo distúrbios musculoesqueléticos (GRANDJEAN, 1984; COOK et al., 2004a, 2004b; ZHU e SHIN, 2012). Diversos estudos avaliaram as posturas e atividade muscular durante a utilização do apoio de antebraço e punho com o uso do teclado e mouse. Os resultados desses estudos indicam haver redução da atividade muscular dos músculos trapézio descendente e deltóide anterior (COOK et al., 2004a, 2004b; NAG et al., 2009; ONYEBEKE et al., 2013; ZHU e SHIN, 2012).

Dentre os estudos identificados na literatura sobre o tema, ainda há divergência sobre o efeito do apoio para os braços (BREWER *et al.*, 2006) e sobre os limites seguros para a postura dos membros superiores (BJELLE et al., 1981; STRAKER et al., 1992; PANAGIOTOPOULOU et al., 2004) durante o uso de computadores e dispositivos móveis, sendo que estes dispositivos são utilizados em condições posturais ainda menos controladas. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar a atividade muscular bilateral dos músculos trapézio descendente e deltóide anterior em diferentes posturas de flexão do ombro em condições com e sem o apoio de antebraço na postura sentada. A hipótese do estudo é que o apoio do antebraço sobre a mesa de trabalho reduzirá a sobrecarga muscular em relação à situação em que o apoio não é utilizado, sendo que a redução desta sobrecarga será maior quanto maior for o ângulo de flexão do ombro.

Métodos

Participantes

Vinte e três estudantes universitárias do sexo feminino, destros e assintomáticas em relação ao sistema musculoesquelético foram recrutadas para participar do estudo. Para a

definição do tamanho amostral foi realizado o cálculo utilizando os seguintes critérios: tamanho do efeito grande (COHEN, 1988) entre as medidas com e sem apoio (*effect size* = 0,40), nível de significância de 0,05 e poder estatístico de 80%, considerando o teste multivariado de efeitos especiais e interações (MANOVA *three way*) no *software* G*Power 3.1.3. Os critérios de inclusão do estudo foram: estudantes do sexo feminino sadias, ou seja, que não apresentaram histórico de lesão de membros superiores, nenhuma patologia aguda ou crônica (gripe, resfriado, febre, diabetes, hipertensão arterial, distúrbios de equilíbrio), que executassem tarefas no computador na postura sentada por mais de quatro horas por dia, durante cinco dias na semana (KARLQUIST et al., 1996). Foram excluídas do estudo as participantes que apresentaram algum histórico de lesões, traumas (quedas ou acidentes) nos últimos 3 meses ou sintomas musculoesqueléticos nos membros superiores nas duas últimas semanas e no dia da avaliação. As características pessoais e antropométricas da amostra avaliada estão apresentadas na Tabela 1. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da UFSCar (Protocolo CEP: CAAE 05658612.5.0000.5504).

Tabela 1. Dados demográficos e antropométricos da amostra avaliada. Dados quantitativos são apresentados como média (DP) e dados categóricos são apresentados com frequências absolutas e relativas [n(%)].

	Estudantes universitárias (n=23)
Idade (anos)	23,7 (3,1)
Nível educacional (%)	
graduação incompleta	11 (47,9)
pós graduação incompleta	12 (52,1)
Estado civil (%)	
solteiro	22 (95,7)
casado	1 (4,3)
Altura (cm)	1,64 (0,04)
Peso (kg)	60,2 (7,3)
Massa corporal (kg/cm ²)	22,2 (2,6)
Comprimento antebraço (cm)	25,5 (1,1)
Comprimento mão (cm)	17,7 (0,9)
Altura cotovelo ao chão (cm)	62,5 (2,4)
Altura poplíteia (cm)	41,2 (1,4)
Comprimento da coxa (cm)	49,9 (2,2)
Altura da coxa (cm)	13,2 (2,6)

Instrumentos e equipamentos

A atividade muscular foi avaliada por eletromiografia de superfície (EMGs) em um sistema portátil (Myomonitor IV, Delsys, USA) composto por eletrodos simples diferencial (DE-2.3, Delsys, Boston, USA) com geometria em duas barras paralelas (1 mm x 1 cm, 99.9% Ag) separadas entre si por 1 cm. As principais características dos eletrodos são: RRMC de 92 dB, impedância de entrada > 1015 em paralelo, com 0,2 pF, ganho de voltagem de 10 vezes, ruído de 1.2 uV (RMS). A frequência de aquisição utilizada foi de 1000 Hz e acondicionados pelo amplificador principal (Myomonitor IV, Delsys, USA) com um ganho definido em 1000 vezes, frequência passa-banda de 20-450Hz, resolução de 16-bits e ruído de 1.2 uV.

Uma mesa instrumentada com quatro placas, cada uma com uma célula de carga acoplada (Kratos, modelo CD, capacidade de 50kgf, sinal de saída de 2mV/V) foi utilizada para medir a descarga de peso dos membros superiores sobre sua superfície. A mesa possui 65 cm de altura e superfície de trabalho de 59,5 cm de largura e 86 cm de comprimento. O nível de sensibilidade das células de carga é de 3mV, excitação entre 1500 a 1600mV e a frequência de aquisição de 20Hz. As células de carga foram testadas quanto à validade das medidas, tendo apresentado erros inferiores a 5% do valor medido, o que está dentro do limite estabelecido pelo fabricante (OLIVEIRA et al., 2013). Para garantir os ângulos de flexão do ombro e o apoio de antebraço foram utilizados calços de madeira projetados para ajustar a altura da mesa. Esses calços apresentam alturas entre 1,8 e 10 cm que foram inseridos embaixo da mesa para ajustar a altura da mesa durante os testes de acordo com as medidas antropométricas de cada participante.

Foram utilizados também uma balança antropométrica e estadiômetro digital (Wiso W721, capacidade máxima de 180kg e graduação de 100g), trena para as medidas antropométricas e goniômetro universal manual (Carci).

Procedimento experimental

Primeiramente foram coletados os dados antropométricos (altura, peso com e sem os equipamentos, comprimento do antebraço, comprimento da mão, altura do cotovelo ao chão, altura poplíteia, comprimento e altura da coxa) das participantes. O mobiliário (cadeira e mesa) foi ajustado de acordo com as medidas antropométricas de cada participante. Após estas medidas os sensores da eletromiografia foram fixados aos sujeitos.

A EMGs foi registrada na porção descendente do músculo trapézio e no músculo deltóide anterior bilateralmente. Para a colocação dos eletrodos foi realizada a higienização da pele e tricotomia. A colocação dos eletrodos teve como referência a sétima vértebra cervical e o acrômio. Para a porção descendente do músculo trapézio os eletrodos foram fixados a dois centímetros de distância da linha média entre a sétima vertebra cervical e o acrômio (MATHIASSEN et al., 1995; SENIAM, 2013). Para o músculo deltóide os eletrodos foram fixados em um dedo de largura distal e anterior ao acrômio (SENIAM, 2013). O eletrodo de referência foi colocado no manúbrio do esterno. A atividade muscular foi normalizada pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Para obter este valor de referência para normalização, três contrações isométricas máximas foram realizadas para cada músculo, com duração de 5 segundos e repouso de 1 minuto entre elas (MATHIASSEN et al., 1995).

A CIVM dos músculos trapézio e deltóide foram obtidas com as participantes sentadas com a cabeça em posição vertical sem flexão, extensão, inclinação lateral ou rotação, mantendo os ombros em abdução de 90°, cotovelo estendido e com a palma das mãos apontando para baixo (MATHIASSEN et al., 1995). As voluntárias foram instruídas a realizar abdução dos ombros contra resistência, a qual foi aplicada por meio de faixas inelásticas posicionadas no terço final do braço e fixadas ao chão.

Atividades

As participantes foram orientadas a sentar na cadeira e a altura da mesa foi ajustada na altura do nível do cotovelo (PARCELLS et al., 1999). Para ajustar a altura mesa, garantindo o apoio de antebraço sobre a mesa e da coluna lombar no encosto da cadeira foram utilizados os calços de madeira, os quais permitiram aumentar nos ângulos de flexão do ombro sem modificar a postura da coluna. Um fisioterapeuta treinado posicionou os ombros das participantes em diferentes ângulos de flexão (0° , 15° , 30° , 45° , 60°) com o auxílio de um goniômetro universal (NORKIN e WHITE, 2009), sendo que a ordem de avaliação das posturas foi aleatorizada. Estas posturas foram testadas em duas condições, com e sem apoio do antebraço sobre a mesa, também em ordem aleatorizada (Figura 1). A atividade eletromiográfica e a descarga de peso sobre as células de carga foram registradas durante 30 segundos em cada condição.

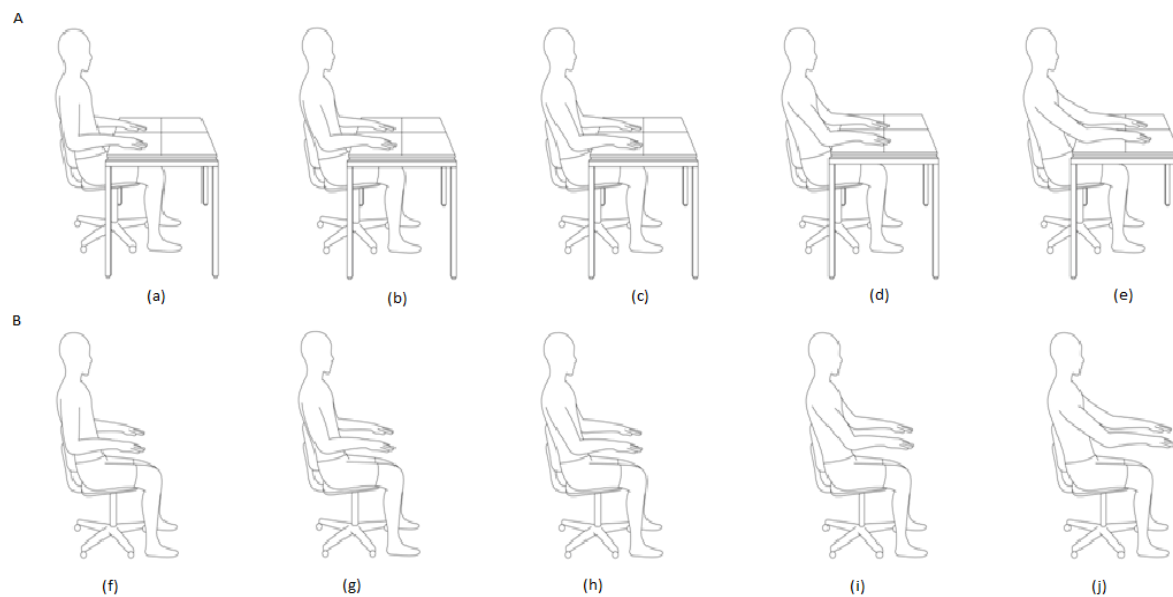


Figura 1. Condições de flexão do ombro com e sem o apoio de antebraço sobre a mesa. A. antebraço apoiado sobre a mesa em (a) 0° ; (b) 15° ; (c) 30° ; (d) de 45° e (e) a 60° de flexão do ombro. B. antebraço sem o apoio sobre a mesa em (f) 0° ; (g) de 15° ; (h) 30° ; (i) de 45° e (j) a 60° de flexão do ombro.

Análise dos dados

Os dados provenientes da eletromiografia e das células de carga foram processados em rotina desenvolvida em Matlab (versão 7.6, o Mathworks Inc., Natick, MA, USA). Os dados

eletromiográficos foram filtrados com o filtro *Butterworth* 4ª ordem, passa-banda de 20-450 Hz e foi calculada a raiz quadrática média (RMS) dos dados brutos com janelas de 100 ms (BIRCH et al., 2000; SZETO e LIN, 2011). O valor RMS foi obtido durante os 10 segundos centrais de cada condição sendo que os 10s iniciais e finais não foram considerados de forma a garantir que não houvesse oscilações no registro. Os dados foram normalizados pelo RMS pico obtido nos três segundos centrais das três tentativas das CIVMs (MATHIASSEN et al., 1995). Os valores médios da descarga de peso foram obtidos na condição com apoio.

Os dados foram analisados de forma descritiva, por meio do cálculo dos valores médios e do desvio padrão. A análise estatística foi realizada por meio da análise multivariada com três fatores (MANOVA *three way* com medidas repetidas). As variáveis dependentes foram a ativação dos músculos trapézio descendente e deltoide anterior. As variáveis independentes foram o lado (dominante e não dominante), condição de apoio do antebraço na mesa (com apoio e sem apoio) e os ângulos de flexão do ombro (0°, 15°, 30°, 45° e 60°). Todas as variáveis independentes foram consideradas fatores de comparação intra grupo (*within*). Em algumas análises o pressuposto de esfericidade não foi atendido ($P < 0,05$ no teste de Mauchly), assim optou-se por considerar os resultados obtidos por meio do ajuste de Greenhouse-Geisser, o qual reduz os graus de liberdade do teste para compensar a falta de esfericidade dos dados. Nos casos em que a interação entre os fatores foi significativa foi realizada a análise dos fatores principais simples. Testes de comparações múltiplas (*post hoc* de Bonferroni) foram aplicados para identificar as condições que diferiram entre si. As análises foram realizadas no programa estatístico SPSS (versão 17.0) e o nível de significância adotado foi de 5% ($\alpha = 0,05$).

Resultados

Os resultados indicaram que o apoio do antebraço reduziu a ativação muscular do trapézio e deltoide (Tabela 2). A média e desvio padrão para esta redução foi de 7,8 (4,6)% CIVM para o deltoide e 3,8 (2,0)% CIVM para o trapézio. Na condição sem apoio, o aumento da

flexão do ombro resultou um aumento da atividade muscular, este aumento foi 11,9% CIVM para o deltóide e 3,2% CIVM para o trapézio.

Tabela 2. Valores médios (DP) e intervalo de confiança de 95% [IC 95%] da atividade muscular do trapézio e deltóide (%CIVM) em condições com e sem o apoio de acordo com os ângulos de flexão do ombro.

	Flexão do ombro (°)				
	0	15	30	45	60
Sem apoio					
Trapézio descendente	3,4 (2,2) [2,6-4,3]	4,3 (2,5) [3,2-5,3]	5,2 (2,7) [4,1-6,3]	6,5 (3,1) [5,3-7,8]	6,6 (3,2) [5,2-8,0]
Deltóide anterior	1,2 (1,2) [0,7-1,6]	6,7 (3,3) [5,5-7,9]	9,9 (4,9) [8,0-11,7]	11,5 (6,2) [9,1-14,0]	13,1 (7,2) [10,4-15,9]
Com apoio					
Trapézio descendente	1,7 (1,7) [1,0-2,4]	2,5 (2,1) [1,6-3,3]	1,1 (1,2) [0,7-1,6]	0,7 (1,0) [0,3-1,1]	0,8 (1,4) [0,3-1,4]
Deltóide anterior	0,4 (0,3) [0,3-0,6]	0,7 (0,6) [0,4-0,9]	0,8 (0,8) [0,5-1,1]	0,8 (0,7) [0,5-1,0]	0,8 (1,3) [0,5-1,2]

A MANOVA *three way* indicou não haver interação significativa entre os três fatores testados (lado*apoio*ângulo) para os músculos trapézio descendente e deltóide. Da mesma forma, não foram encontradas interações significativas entre apoio*lado e entre ângulo*lado para ambos os músculos (Tabela 3).

Tabela 3. Resumo da MANOVA *three way* de medidas repetidas.

Variáveis dependentes	Fatores fixos	Graus de liberdade	F	P	Tamanho do efeito	Poder
Trapézio descendente	lateralidade*apoio*ângulos	3,02	0,46	0,71	0,002	0,14
	apoio*lateralidade	1,00	0,18	0,67	0,001	0,07
	ângulos*lateralidade	2,78	0,34	0,78	0,002	0,11
	apoio*ângulos	2,26	32,67	0,01	0,60	1,00
Deltóide anterior	lateralidade*apoio*ângulos	1,56	2,37	0,12	0,10	0,40
	apoio*lateralidade	1,00	3,66	0,07	0,14	0,45
	ângulos*lateralidade	1,38	1,51	0,23	0,006	0,25
	apoio*ângulos	1,31	64,18	0,01	0,75	1,00

A interação entre apoio*ângulo foi significativa para ambos os músculos. A análise dos efeitos principais simples indicou diferença entre as condições com e sem apoio para todos os

ângulos de flexão do ombro, tanto para o trapézio como para o deltóide ($P<0,01$), sendo que a atividade muscular foi maior na condição sem apoio para todos os ângulos de flexão do ombro.

A análise do efeito principal simples também revelou maior ativação nos menores ângulos de flexão para o músculo trapézio na condição com apoio, sendo que o maior nível de ativação foi encontrado em 15° ($P<0,01$). O ombro em postura neutra (0°) apresentou maior nível de ativação em relação aos ângulos de 45° e 60° ($P<0,01$) para o trapézio. Já para a condição sem apoio, a atividade muscular do trapézio descendente e deltóide bilateral aumenta progressivamente com o aumento do ângulo de flexão do ombro. Não houve diferença na ativação muscular entre os ângulos de 30° e 0° , 45° e 60° e entre os ângulos de 45° e 60° .

O aumento da flexão do ombro causou aumento significativo da descarga de peso, tendo a descarga de peso variando de 0,02 a 1,29 kg. Os valores médios diferiram entre todas as faixas de amplitude de movimento, exceto entre os ângulos de 30° e 45° (Figura 2).

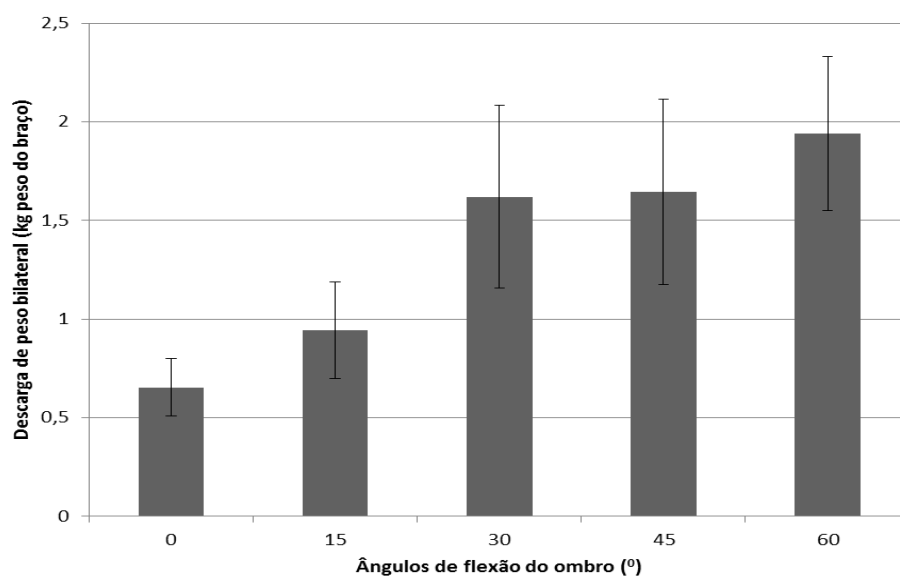


Figura 2. Valores médios de descarga de peso na mesa na condição com apoio de acordo com os ângulos de flexão do ombro (barras de erro representam desvio padrão).

Discussão

Os resultados indicaram haver diferença entre as condições com e sem apoio para todos os ângulos de flexão do ombro para ambos os músculos avaliados, sendo que a atividade

muscular foi maior na ausência do apoio. Entretanto, na presença do apoio o aumento do ângulo de flexão do ombro não causou aumento progressivo da ativação muscular.

Estudos encontrados na literatura não investigaram o efeito do apoio do antebraço sobre a ativação muscular em condição estática. Entretanto, alguns estudos examinaram a atividade muscular em diferentes ângulos de flexão e abdução do ombro. Estes estudos identificaram aumento da atividade muscular para os músculos trapézio descendente e deltóide anterior em decorrência do aumento da amplitude de movimento do ombro na condição estática sem apoio (ANTONY e KEIR, 2010; NG et al., 2013). Estes achados são consistentes com os resultados deste estudo, os quais indicam haver um aumento progressivo da atividade muscular decorrente do aumento do ângulo de flexão do ombro na condição sem apoio.

Na situação com apoio, houve redução do nível de ativação muscular com aumento da flexão do ombro. O maior nível de ativação na postura de 15° de flexão em relação à postura de 0° pode ser atribuída ao torque necessário para manutenção desta postura, o qual não foi compensado pelo aumento da descarga de peso. A maior ativação muscular nos 15° de flexão em relação aos 45° e 60° de flexão do ombro também pode ser decorrente do apoio insuficiente para descarga de peso nos 15° de flexão, resultando em maior ativação em relação à ângulos maiores de flexão, que apresentaram maior porcentagem de suporte de peso.

Além disso, os resultados indicam que o músculo deltóide anterior apresentou maior ativação muscular em todos os ângulos de flexão de ombro na condição sem apoio em comparação com o músculo trapézio. Isto pode estar relacionado às diferentes funções musculares. O músculo deltóide tem como principal função estabilizar o complexo do ombro, sendo sua porção anterior o motor primário para o movimento de flexão do ombro (SACCO e TANAKA, 2008). Já a função do músculo trapézio descendente é estabilizar a coluna cervical e a escápula (GAFFNEY et al., 2014; SACCO e TANAKA, 2008).

Em relação à condição com apoio, os resultados indicam que quanto maior o ângulo de flexão do ombro maior a descarga de peso e menor a ativação muscular dos músculos trapézio descendente e deltóide anterior. Alguns estudos avaliaram a sobrecarga muscular durante a utilização do apoio de antebraço e punho em usuários de computador e também apresentaram diminuição da ativação muscular com o uso de apoio do antebraço para descarga de peso dos membros superiores (COOK et al., 2004a; COOK et al., 2004b; NAG et al., 2009; ONYEBEKE et al., 2013; ZHU e SHIN, 2012).

Ressalta-se no presente estudo a interação entre a descarga de peso sobre a superfície de trabalho e o ângulo de flexão do ombro na ativação dos músculos trapézio e deltóide. Na condição com apoio não houve aumento da ativação muscular com o aumento dos níveis de flexão, o que revela que a falta de apoio do antebraço é um indicador de sobrecarga muscular mais importante que a postura de flexão do ombro.

Algumas limitações podem ser apontadas neste estudo. A fadiga muscular na condição sem apoio não foi avaliada, no entanto, devido a curta duração (30s) de cada teste e a aleatorização dos ângulos e das condições, acredita-se que esta fonte de erro tenha sido minimizada. Este estudo foi realizado envolvendo sujeitos saudáveis, o comportamento das variáveis pode ser diferente entre sujeitos com distúrbios musculoesqueléticos. Os testes foram realizados em situações estáticas, não tendo relação direta com situações reais de uso de computador ou de dispositivos móveis. Entretanto, este desenho experimental foi escolhido por permitir isolar o efeito de cada uma das variáveis independentes testadas.

Conclusão

O apoio do antebraço reduziu a sobrecarga musculoesquelética nos diferentes ângulos de flexão de ombro. Além disso, o apoio de antebraço foi mais importante do que a postura do ombro para determinar sobrecarga muscular. Assim, o uso de apoio de antebraço parece ser importante para reduzir a sobrecarga muscular no trapézio descendente e deltóide anterior.

DESDOBRAMENTO DO ESTUDO 1

O Estudo 1 identificou diferença entre as condições com e sem apoio para todos os ângulos de flexão do ombro para ambos os músculos avaliados, sendo que a atividade muscular foi maior na ausência do apoio para todos os ângulos de flexão do ombro. Entretanto, com a presença do apoio o aumento do ângulo de flexão do ombro não causou aumento progressivo da ativação muscular. Além disso, o apoio de antebraço foi mais importante do que a postura do ombro para determinar a sobrecarga muscular. Os resultados encontrados neste estudo permitiram identificar a importância do uso de apoio do antebraço para reduzir a sobrecarga muscular do trapézio e deltóide.

Entretanto, no primeiro estudo foi avaliada uma atividade estática sem uso do computador. Além do apoio de antebraço, a modificação da estação de trabalho também pode modificar a exposição biomecânica e ainda não foi investigada. Outro fator de risco importante é o estresse, que também pode contribuir para a ocorrência dos distúrbios musculoesqueléticos.

Neste sentido, um segundo estudo foi realizado com o objetivo de avaliar o efeito da altura da superfície de trabalho, da descarga de peso e da dificuldade da tarefa na postura da cabeça, tronco superior e ombros e na atividade elétrica da porção descendente do músculo trapézio e deltóide anterior durante atividade simulada de *mouse* em estudantes universitárias.

ESTUDO 2: A altura da superfície de trabalho, a descarga de peso e a dificuldade da tarefa interferem na postura e na ativação muscular durante atividade simulada de mouse?

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da altura da superfície de trabalho, descarga de peso e dificuldade da tarefa na postura da cabeça, tronco superior e ombros e na atividade elétrica da porção descendente do músculo trapézio e deltóide anterior durante atividade simulada de *mouse* em estudantes universitárias. Quinze usuárias de computador, saudáveis e destros foram avaliadas durante uma atividade simulada de *mouse* com a mesa na altura do cotovelo (AC) e altura acima do cotovelo (ACC) em níveis de dificuldade baixo (BD) e alto (AD). Cada condição foi avaliada durante cinco minutos em ordem aleatorizada. As posturas foram avaliadas por inclinometria. A atividade muscular foi coletada bilateralmente e normalizada pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM). A descarga de peso foi avaliada por células de carga dispostas sob a mesa. A atividade de alto nível de dificuldade com a mesa na altura do cotovelo (ADAC) mostrou maior flexão da cabeça (4-8°) e tronco (6-8°). A superfície de trabalho na AC resultou em maior flexão da cabeça (2-5°); já a condição da mesa ACC resultou em aumento significativo dos ângulos de elevação do ombro direito (6-8°) e da ativação do músculo trapézio (0,8-1,4% da CIVM), independente do nível de dificuldade. As atividades com AD ocasionaram aumento significativo dos ângulos de flexão da cabeça (3-6°) e tronco (6-7°), para ambas as alturas da mesa; mas não interferiu na elevação do ombro e na ativação muscular do trapézio e deltóide anterior. A ativação muscular do trapézio e deltóide não foram influenciadas pela descarga de peso sobre a mesa. A mesa na AC proporcionou maior sobrecarga postural da cabeça e menor sobrecarga para os ombros e trapézio. O alto nível de dificuldade aumentou o ângulo de flexão da cabeça e tronco superior.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of the work surface height, weight bearing and task difficulty in the head, upper back and upper arms postures and the electrical activity of the descending portion of the trapezius and anterior deltoid during simulated mouse activity in university students. Fifteen healthy female university students, right-handed computer users, were evaluated during a simulated mouse activity with the table at the elbow height (EH) and above the elbow height (AEH) in low (LD) and high difficulty levels (HD). Each condition was evaluated during five minutes in a randomized order. The posture was evaluated by inclinometers. Muscle activity was collected bilaterally and normalized by the maximal voluntary isometric contraction (MVIC). The weight bearing was evaluated by load cells. The activity of high difficulty level with the table at the elbow (HDEH) showed greater head (4-8°) and upper back flexion (6-8°). The EH work surface resulted in greater head flexion (2-5°); the AEH condition resulted in significant increase of the right upper arm elevation (6-8°) and trapezius activation (0.8-1.4% MVIC), regardless of the difficulty level. The HD activities caused a significant increase in the head (3-6°) and upper back flexion (6-7°) for both table heights; but did not interfere with shoulder elevation and with trapezius and anterior deltoid activation. Trapezius and deltoid activation were not influenced by weight bearing. The EH table provided greater exposure to the head and lower exposure to the shoulders and trapezius. The high level of difficulty increased the head and upper back flexion.

Introdução

O uso de computadores tem se tornado cada vez mais comum, sendo que aproximadamente 25% dos usuários relatam usar computadores por mais de 50% do seu dia de trabalho (KUMAR E KUMAR, 2008), sendo comum o uso de dispositivos de entrada de dados, como o *mouse* (DELISLE et al., 2004). A utilização do *mouse* está relacionada com atividade muscular estática e posturas extremas, predispondo seus usuários a distúrbios musculoesqueléticos (KARLQVIST et al., 1996; JENSEN et al., 1998; BURGESS-LIMERICK et al., 1999).

Considerando a multicausalidade destes distúrbios, aspectos ergonômicos e psicossociais devem ser considerados para compreensão dos riscos envolvidos nas atividades com uso do *mouse*. Os aspectos ergonômicos, tais como a altura superfície de trabalho, podem contribuir para adoção de posturas inadequadas. A Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT, 2008) recomenda que a altura da superfície de trabalho deve ser de 72 a 75 cm. Além disso, suas dimensões devem ser compatíveis com a realização de atividades manuais ou informatizadas. A altura do cotovelo (AC) e o tipo de trabalho são importantes para determinar a altura da mesa, sendo que para atividades que exigem precisão a superfície de trabalho pode ser ajustada em até 5 cm acima da AC, proporcionando 90° de flexão do cotovelo (IIDA, 2000). A utilização de uma mesa alta, ou seja, 5 cm acima da altura do cotovelo (AAC), pode levar a flexão e abdução do ombro com conseqüente aumento da atividade muscular estática, gerando dor e desconforto (GRANDJEAN, 1997; SAUTER et al., 1991).

Além disso, o uso de apoio dos membros superiores também é recomendado para melhorar o conforto e prevenir distúrbios musculoesqueléticos (COOK et al., 2004a, 2004b; ZHU e SHIN, 2012). Estudos que avaliaram a utilização do apoio de antebraço e punho durante atividade de *mouse* mostraram que o apoio reduz a sobrecarga nos músculos trapézio e deltóide anterior (COOPER e STRAKER, 1988; COOK et al., 2004a; ONYEBEKE et al., 2014).

Além disso, os fatores psicossociais contribuem para a ocorrência de sintomas uma vez que aumentam a atividade muscular sustentada em baixo nível de ativação (BONGERS et al., 2002, 2006). Estudos que avaliaram a utilização do *mouse* associada ao estresse mental indicam um aumento na sobrecarga muscular e na ocorrência de distúrbios musculoesqueléticos (WAHLSTRÖM et al., 2002; VISSER et al., 2004).

Entretanto, os estudos disponíveis não avaliaram o efeito combinado dos aspectos ergonômicos e psicossociais na sobrecarga biomecânica, o que é relevante para identificar o risco de distúrbios musculoesqueléticos. Portanto, o objetivo deste estudo é avaliar o efeito da altura da superfície de trabalho, da descarga de peso e da dificuldade da tarefa na postura da cabeça, tronco superior e ombros e na atividade elétrica da porção descendente do músculo trapézio e deltóide anterior durante atividade simulada de *mouse* em estudantes universitárias.

A hipótese do estudo é que a mesa alta combinada com o alto nível de dificuldade da atividade resultará em maior sobrecarga biomecânica, ou seja, em maiores ângulos de flexão da cabeça, tronco superior e ombros, aumento da atividade elétrica da porção descendente do músculo trapézio e deltóide anterior. Além disso, espera-se que a descarga de peso sobre a mesa reduza a ativação muscular.

Métodos

Local do estudo e participantes

O presente estudo foi realizado no Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos. A população estudada foi composta por estudantes de graduação e de pós-graduação da Universidade, sendo convidadas a participar do estudo por meio de contato com os pesquisadores e mensagens eletrônicas. O tamanho amostral não foi definido a priori, sendo apresentados os valores do poder dos testes aplicados.

Participaram do estudo quinze estudantes universitárias sadias, destros e que executavam atividades no computador por mais de quatro horas por dia, durante cinco dias na semana (KARLQVIST et al., 1996). Foram excluídas do estudo as participantes que apresentaram algum histórico de lesões, traumas nos últimos 3 meses ou sintomas musculoesqueléticos nos membros superiores nas 2 últimas semanas e no dia da avaliação. A Tabela 1 mostra as características da amostra. Cada participante recebeu informações sobre a finalidade e os procedimentos do estudo e assinou o termo de consentimento livre esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos (Protocolo CEP: CAAE 05658612.5.0000.5504).

Tabela 1. Dados demográficos e antropométricos da amostra avaliada. Dados quantitativos são apresentados como média (DP) e dados categóricos são apresentados com frequências absolutas e relativas [n(%)].

	Estudantes universitárias (n=15)
Idade (anos)	23,9 (3,5)
Nível educacional (%)	
graduação incompleta	7 (46,7)
pós graduação incompleta	8 (53,3)
Estado civil (%)	
Solteiro	14 (93,0)
Casado	1 (7,0)
Altura (cm)	1,64 (0,05)
Peso (kg)	61,6 (6,3)
Índice de massa corporal (kg/cm ²)	22,8 (2,4)
Comprimento antebraço (cm)	25,5 (1,4)
Comprimento mão (cm)	17,6 (1,1)
Altura cotovelo ao chão (cm)	62,9 (2,1)
Altura poplítea (cm)	40,9 (4,1)
Comprimento da coxa (cm)	49,5 (3,8)
Altura da coxa (cm)	13,2 (2,8)

Equipamentos e instrumentos

Para o registro das posturas foram utilizados quatro inclinômetros e uma unidade de aquisição (Logger Tecknologi HB, Akarp, Suécia) com frequência de amostragem de 20 Hz. Os inclinômetros apresentam erro angular médio do transdutor associado ao software de 1,3° em condições tridimensionais, a sua reprodutibilidade é alta (0,2°). O ruído é pequeno (0,04°) e independente da orientação do dispositivo, sendo altamente precisos (HANSSON et al 2001;

HANSSON et al., 2006). Foram registrados os ângulos de flexão da cabeça e tronco superior e a elevação dos ombros. O inclinômetro não permite distinguir a flexão e abdução do ombro, sendo que ambos os movimentos são captados pelo equipamento em relação ao desvio do segmento em relação à gravidade e denominados elevação do ombro.

A atividade muscular foi avaliada por um sistema portátil de eletromiografia de superfície (Myomonitor IV, Delsys, EUA) composto por eletrodos simples diferencial (DE-2.3, Delsys, Boston, EUA) com geometria em duas barras paralelas (1 mm x 1 cm, 99,9% Ag) separadas 1 cm entre si. As principais características dos eletrodos são: RRC de 92 dB, impedância de entrada > 1015 em paralelo, com 0,2 pF, ganho de voltagem de 10 vezes, ruído de 1,2 uV (RMS). A frequência de aquisição utilizada foi de 1000 Hz e o sinal foi condicionado pelo amplificador principal (Myomonitor IV, Delsys, EUA) com um ganho definido em 1000 vezes, frequência passa-banda de 20-450 Hz, resolução de 16-bits e ruído de 1,2 uV.

Para a avaliação da descarga de peso foi utilizada uma mesa instrumentada com quatro células de carga (Kratos, modelo CD, capacidade de 50 kgf, sinal de saída de 2 mV/V), com 59,5 cm de largura e 86 cm de comprimento. O nível de sensibilidade das células de carga foi de 3 mV, excitação entre 1500-1600 mV e a frequência de aquisição foi de 20 Hz. As células de carga foram testadas quanto à validade das medidas, tendo apresentado erros inferiores a 5% do valor medido, o que está dentro do limite estabelecido pelo fabricante (OLIVEIRA et al., 2013). Além disso, foram utilizados dispositivos de madeira com altura entre 1,8 cm e 10 cm que foram inseridos embaixo da mesa para ajustar a altura de acordo com as medidas antropométricas de cada sujeito.

Foi utilizado ainda um computador do tipo *desktop* (Leadership), com monitor de 17 polegadas (Samsung, modelo SyncMaster 740N), *mouse* (Leadership, modelo Comfort com 60 mm de largura, 115 mm de comprimento e 40 mm de altura), *mousepad* (18 cm de largura e 22

cm de comprimento), balança antropométrica, estadiômetro digital (Wiso, capacidade máxima de 180 kg e graduação de 100g) e trena para medidas antropométricas.

Procedimentos

Inicialmente foi aplicado um questionário contendo dados demográficos e pessoais (idade, dominância de membros, estado conjugal e escolaridade) e foram realizadas as medidas antropométricas de cada voluntária.

Para a coleta dos dados referentes às posturas da cabeça, tronco superior e ombros direito e esquerdo, os inclinômetros foram fixados na frente, lado direito do processo espinhoso de C7 e abaixo da inserção do músculo deltóide, respectivamente (HANSSON et al., 2009). Para a fixação dos inclinômetros foi realizada a palpação manual do processo espinhoso de C7 e da inserção distal do músculo deltóide. Após a fixação dos transdutores, a posição neutra de referência para a cabeça e tronco superior (0 graus de flexão-extensão) foi registrada na postura ereta, com o olhar fixo em uma marca posicionada na altura dos olhos a 1 metro de distância do sujeito. A posição indicativa da direção do movimento foi registrada com a flexão de cabeça e tronco superior na postura sentada. A posição de referência neutra para membros superiores foi registrada com o sujeito sentado, com a região axilar apoiada sobre o encosto da cadeira e o braço livre na vertical sustentando um halter de 2 kg. A posição indicativa da direção dos movimentos dos ombros foi registrada durante a abdução dos braços a 90° no plano escapular (MORIGUCHI et al., 2011).

A eletromiografia de superfície (EMG) foi registrada na porção descendente do músculo trapézio e músculo deltóide anterior bilateralmente. Previamente à colocação dos eletrodos foi realizada a higienização da pele e tricotomia. Para a porção descendente do músculo trapézio os eletrodos foram fixados 2 cm de distância da linha média entre a sétima vertebra cervical e o acrômio (MATHIASSEN et al., 1995; SENIAM, 2013) e para o músculo deltóide anterior os

eletrodos foram fixados em um dedo de largura distal e anterior ao acrômio (SENIAM, 2013). O eletrodo de referência foi fixado no manúbrio do esterno.

A atividade muscular foi normalizada pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM) obtida por meio de 3 contrações para cada músculo, com duração de 5 segundos em cada contração e repouso de 1 minuto entre elas. As CIVMs foram obtidas com as participantes sentadas com a cabeça em uma posição vertical sem inclinação lateral ou rotação, mantendo os ombros em abdução de 90°, cotovelo estendido e com a palma das mãos apontando para baixo (MATHIASSEN et al., 1995), com resistência à abdução do ombro aplicada no terço final do braço por meio de faixas inelásticas.

Atividades

As participantes foram orientadas a sentar na cadeira e a altura da mesa foi ajustada na AC de cada indivíduo. Os sujeitos realizaram uma atividade de movimentação do *mouse* em um labirinto no *software* Mouse Educacional (versão 1.5). A atividade consistia em clicar na palavra “início” para começar e posteriormente movimentar o cursor do *mouse* em um labirinto até chegar à palavra “fim”. Caso a participante movimentasse o cursor do *mouse* fora do labirinto aparecia uma mensagem dizendo “Você saiu do caminho, tente novamente!”, então a participante teria que voltar a clicar em “início” e começar novamente a atividade. Caso o cursor não saísse e a participante conseguisse executar a atividade até o final a palavra “fim” ficaria verde e seria considerado como se a participante estivesse acertado um ponto. Inicialmente foi realizado um período de familiarização para a execução da atividade durante 1 minuto. O *mouse* foi posicionado pelo sujeito em uma distância preferida para a execução da atividade. As atividades foram realizadas com a mesa posicionada na AC e AAC (Figura 1). Na condição AC a mesa estava posicionada em no máximo 5 cm da AC ao chão. Para a condição AAC a altura da mesa foi aumentada em 5 cm da altura obtida na condição AC (ZENNARO et al., 2004). Foram testados também dois níveis de dificuldade da atividade: baixo nível de dificuldade (BD) e alto

nível de dificuldade (AD). Na condição BD a atividade de movimentação do mouse apresentava um labirinto mais largo e reto e os avaliadores não interferiam no desempenho do sujeito. Na condição AD o labirinto era mais estreito e com mais mudanças de direção, além disso, 2 avaliadores ficavam próximos ao sujeito oferecendo comandos verbais a cada 1 minuto durante a execução da atividade para estimular o desempenho na atividade como: “Você deve cumprir número mínimo de acertos”, “Vamos lá!”, “Já conseguiu algum acerto?”, “Tente firmar mais sua mão”, “Você ainda tem alguns minutos pra terminar a tarefa!”. Assim, quatro condições foram comparadas: BDAC, BDAAC, ADAC e ADAAC.



Figura 1. Condições da altura da mesa durante a atividade simulada de *mouse*. A. altura do cotovelo (AC); B. acima da altura do cotovelo (AAC).

Análise dos dados

Os dados foram processados por meio de rotinas desenvolvidas no software Matlab® (versão 7.6, Mathworks, Natick, EUA). Os registros da inclinometria, eletromiografia e descarga de peso foram sincronizados digitalmente. Os dados de postura foram filtrados com filtro

Butterworth 2ª ordem, passa-baixa de 5 Hz. Os dados das células de carga foram filtrados com filtro *Butterworth* 2ª ordem, frequência de corte de 2 Hz. Os dados eletromiográficos foram filtrados com o filtro *Butterworth* 4ª ordem, passa-banda de 20-450 Hz e foi calculada a raiz quadrática média (RMS) dos dados brutos com janelas de 100 ms (BIRCH et al., 2000; SZETO e LIN, 2011). Após o cálculo do RMS obtido durante os 3 minutos centrais das atividades, os dados foram normalizados pelo RMS pico obtido nos 3 segundos centrais das 3 tentativas das CIVMs (MATHIASSEN et al., 1995). Os dados da postura e da eletromiografia foram reduzidos por meio da Função de Distribuição de Probabilidade de Amplitude (APDF) para obtenção dos percentis 10 (p10), 50 (p50) e 90 (p90).

Foi realizada análise descritiva dos dados. A distribuição dos dados foi testada por meio do teste de Shapiro-Wilks. A comparação entre as atividades foi realizada pelo teste de Análise Multivariada (MANOVA com medidas repetidas), tendo como variáveis dependentes os percentis de flexão da cabeça e tronco superior e como variável independente a atividade. Aplicou-se também uma MANOVA *two way* tendo como variáveis dependentes os percentis de elevação do ombro e ativação muscular do trapézio e deltóide e como variáveis independentes a atividade e a lateralidade. Para testar o efeito da descarga de peso na ativação muscular aplicou-se uma Análise de Covariância (ANCOVA). O pressuposto de esfericidade não foi atendido para algumas variáveis ($P < 0,05$ no teste de Mauchly), por isso os resultados obtidos por meio do ajuste de Greenhouse-Geisser foram considerados. Os valores de tamanho do efeito (*partial eta squared*) e o poder dos testes também foram calculados. O nível de significância adotado foi de 5% e a análise foi realizada no software SPSS (versão 17.0).

Resultados

A altura da mesa e o nível de dificuldade interferiram na flexão da cabeça. A condição da mesa na AC apresentou flexão significativamente maior do que na condição AAC, com diferença de 2-5° para o mesmo nível de dificuldade. A atividade de AD também apresentou

flexão da cabeça significativamente maior, em torno de 3-6°, para a mesma altura da mesa. A atividade ADAC mostrou flexão significativamente maior em relação as outras atividades, em torno de 4-8° (Tabelas 2 e 3).

Para a flexão do tronco superior a altura da mesa não apresentou diferença significativa no mesmo nível de dificuldade para os percentis 10, 50 e 90. As atividades de alta dificuldade apresentaram flexão do tronco significativamente maior em uma mesma altura da mesa, em torno de 6-7°. A atividade ADAC mostrou maior flexão do tronco em relação às atividades BDAC e BDAAC para os percentis 50 e 90, sendo que a magnitude da diferença variou entre 6 a 8° (Tabelas 2 e 3).

Em relação à elevação dos ombros, houve interação significante entre os fatores lado e atividade (Tabela 3). A análise dos efeitos principais simples não identificou diferença significante entre os lados para nenhuma atividade. Houve diferença entre as atividades apenas para o ombro direito, sendo que a altura da mesa AAC causou aumento do ângulo de elevação do ombro em todos os percentis, independente do nível de dificuldade da atividade, sendo que a magnitude deste aumento variou de 6 a 8°. Não houve diferença significante entre as atividades de baixa e alta dificuldade, considerando a mesma altura da mesa em todos os percentis (Tabela 3).

Tabela 2. Média e desvio padrão (DP) dos ângulos de flexão da cabeça, tronco superior e elevação do ombro direito e esquerdo nos percentis 10, 50 e 90 para cada atividade.

	BDAC	BDAAC	ADAC	ADAAC
Flexão da cabeça (°)				
Percentil 10	0,9 (5,5)	-0,9 (4,6)	5,9 (4,4)	1,5 (3,9)
Percentil 50	5,1 (4,0)	2,7 (4,1)	10,0 (4,9)	6,1 (5,1)
Percentil 90	8,5 (4,2)	5,6 (3,7)	14,4 (5,3)	9,5 (6,4)
Flexão do Tronco Superior (°)				
Percentil 10	4,6 (9,4)	2,8 (9,8)	9,0 (12,1)	7,9 (10,9)
Percentil 50	6,2 (10,4)	4,3 (10,0)	11,8 (13,1)	11,0 (11,8)
Percentil 90	8,2 (11,7)	6,5 (10,7)	15,0 (13,0)	13,4 (12,3)
Elevação do ombro direito (°)				
Percentil 10	28,3 (10,0)	35,7 (17,0)	25,3 (12,3)	33,2 (16,0)
Percentil 50	29,7 (9,6)	37,3 (16,2)	28,9 (10,8)	35,1 (15,5)
Percentil 90	31,8 (9,0)	38,8 (16,2)	31,7 (10,0)	39,2 (14,0)
Elevação do ombro esquerdo (°)				
Percentil 10	27,0 (13,8)	35,1 (19,9)	23,9 (14,4)	38,7 (18,8)
Percentil 50	28,6 (13,6)	39,0 (19,5)	27,0 (14,0)	44,7 (16,5)
Percentil 90	30,4 (14,2)	40,7 (19,5)	32,0 (12,6)	45,6 (16,5)

BDAC: baixa dificuldade e mesa na altura do cotovelo; BDAAC: baixa dificuldade e altura da mesa acima do nível do cotovelo; ADAC: alta dificuldade e mesa na altura do cotovelo; ADAAC: alta dificuldade e altura da mesa acima do nível do cotovelo.

Tabela 3. Resumo dos resultados da análise multivariada com medidas repetidas.

Variável dependente	Fator	Wilks-Lambda	P	Tamanho do efeito	Poder
Flexão da cabeça (percentis 10, 50 e 90)	atividade	0,293	<0,001	0,336	1,000
Flexão do tronco superior (percentis 10, 50 e 90)	atividade	0,543	0,003	0,184	0,906
Elevação do ombro (percentis 10, 50 e 90)	atividade * lado	0,604	0,013	0,155	0,822
	lado				
	BDAC	0,962	0,923	0,038	0,071
	BDAAC	0,917	0,782	0,083	0,101
	ADAC	0,912	0,766	0,088	0,105
	ADAAC	0,564	0,068	0,436	0,570
	atividade				
	lado direito	0,110	0,026	0,890	0,809
	lado esquerdo	0,273	0,249	0,727	0,330

BDAC: baixa dificuldade e mesa na altura do cotovelo; BDAAC: baixa dificuldade e altura da mesa acima do nível do cotovelo; ADAC: alta dificuldade e mesa na altura do cotovelo; ADAAC: alta dificuldade e altura da mesa acima do nível do cotovelo.

Para ativação muscular do trapézio superior não houve interação entre as atividades e lados (Tabela 4). Houve diferença significativa entre os lados para todos os percentis, sendo que

maior ativação foi encontrada no lado direito, em torno de 0,8-1,6% da CIVM. A altura da mesa AAC causou aumento da ativação muscular, em torno de 0,8-1,4% CIVM para os percentis 10 e 90. Na condição AD não houve aumento da atividade muscular (Tabela 5). Para o músculo deltóide anterior não houve interação significativa entre as atividades e os lados, também não houve diferença significativa para os fatores atividades e lados (Tabela 4).

Tabela 4. Resumo dos resultados da análise multivariada com medidas repetidas.

Variável dependente	Fator	<i>Wilks-Lambda</i>	<i>P</i>	Tamanho do efeito	Poder
Trapézio descendente (percentis 10, 50 e 90)	atividade * lado	0,821	0,516	0,064	0,344
	atividade	0,590	0,009	0,161	0,844
	lado	0,336	0,004	0,664	0,946
Deltóide anterior (percentis 10, 50 e 90)	atividade * lado	0,831	0,567	0,060	0,321
	atividade	0,706	0,108	0,109	0,615
	lado	0,745	0,299	0,255	0,275

Tabela 5. Média e desvio padrão (DP) da ativação muscular do músculo trapézio descendente e deltóide anterior direito e esquerdo nos percentis 10, 50 e 90 para cada atividade. Os valores representam a porcentagem da contração isométrica voluntária máxima.

	BDAC	BDAAC	ADAC	ADAAC
Trapézio superior direito				
Percentil 10	1,5 (1,2)	1,6 (1,4)	1,4 (1,1)	2,5 (1,4)
Percentil 50	2,4 (1,5)	2,6 (1,6)	2,3 (1,5)	3,5 (1,9)
Percentil 90	3,4 (1,9)	3,9 (2,1)	3,3 (2,0)	5,2 (2,3)
Trapézio superior esquerdo				
Percentil 10	0,8 (1,0)	0,9 (1,3)	0,9 (1,1)	1,3 (1,1)
Percentil 50	1,2 (1,3)	1,3 (1,6)	1,4 (1,6)	2,0 (1,4)
Percentil 90	1,8 (1,7)	2,1 (2,1)	2,4 (2,1)	3,3 (2,4)
Deltóide anterior direito				
Percentil 10	0,4 (0,3)	0,4 (0,3)	0,5 (0,4)	0,5 (0,4)
Percentil 50	0,5 (0,4)	0,5 (0,4)	0,6 (0,5)	0,7 (0,6)
Percentil 90	0,7 (0,5)	0,7 (0,5)	0,9 (0,8)	1,1 (0,8)
Deltóide anterior esquerdo				
Percentil 10	0,3 (0,2)	0,3 (0,2)	0,3 (0,2)	0,4 (0,2)
Percentil 50	0,4 (0,2)	0,4 (0,2)	0,5 (0,3)	0,6 (0,3)
Percentil 90	0,6 (0,5)	0,5 (0,3)	0,8 (0,6)	0,9 (0,6)

BDAC: baixa dificuldade e mesa na altura do cotovelo; BDAAC: baixa dificuldade e altura da mesa acima do nível do cotovelo; ADAC: alta dificuldade e mesa na altura do cotovelo; ADAAC: alta dificuldade e altura da mesa acima do nível do cotovelo.

A ativação muscular do trapézio e deltóide anterior não foram influenciadas pela descarga de peso sobre a mesa (trapézio: $F=0,715$; $P=0,547$; tamanho do efeito=0,037; poder do

teste=0,192; deltóide: $F=0,235$; $P=0,872$; tamanho do efeito=0,012; poder do teste=0,092). Os resultados indicaram não haver diferença estatisticamente significativa entre as atividades ($F=2,264$; $P=0,125$; tamanho do efeito=0,139; poder do teste=0,413), uma vez que os valores médios da descarga de peso foram de 2,97 (1,49) kg para BDAC; 3,11 (1,39) kg para BDAAC; 3,27 (1,97) kg para ADAC e 3,70 (1,39) kg para ADAAC.

Discussão

Os resultados do presente estudo indicaram que a mesa alta combinada com o alto nível de dificuldade da atividade não resultaram em maior sobrecarga biomecânica. Estes resultados não eram esperados, uma vez que esta condição de teste seria a mais desfavorável ao sistema musculoesquelético por combinar maior exposição a fatores de risco ergonômicos e psicossociais.

A atividade na mesa na AC associada à AD resultou em maior flexão da cabeça e tronco superior, de aproximadamente 15° no percentil 90. A postura de flexão da cabeça e tronco é comum entre os usuários de terminais de vídeo, sendo associada ao desenvolvimento de sintomas musculoesqueléticos (MOORE, 2004; YOO et al., 2008). Entretanto, os estudos encontrados não avaliaram a postura da cabeça e tronco durante o uso do *mouse* combinando a demanda psicossocial com diferentes alturas da mesa (BIRCH et al., 2000; LAURSEN et al., 2002; WAHLSTRÖM et al., 2002; VISSER et al., 2004; ZENNARO et al., 2004).

Os resultados encontrados mostraram também que a mesa mais alta levou a uma postura mais favorável da cabeça e do tronco superior. Embora no presente estudo um suporte de monitor tenha sido usado, pode-se supor que se a altura deste apoio fosse 5 cm maior a flexão da cabeça e do tronco superior poderia ser reduzida. Entretanto, ao posicionar a superfície de trabalho ACC houve aumento dos ângulos de elevação do ombro direito e da ativação do músculo trapézio, o que é desfavorável para região do ombro. Zennaro et al. (2004) testaram duas condições de altura de mesa, sendo que a altura da mesa AAC também resultou em maior

atividade muscular do trapézio. Assim, para proporcionar melhor posicionamento da cabeça, tronco superior e ombros a mesa poderia ser posicionada na AC e o monitor elevado.

As atividades com AD ocasionaram aumento dos ângulos de flexão da cabeça e tronco superior, para ambas as alturas da mesa. Desta forma, a alta dificuldade da atividade parece ter aumentado a sobrecarga nesta região, independente da altura da mesa. Entretanto, esperava-se que a condição de AD também estivesse associada ao aumento da ativação muscular do trapézio, conforme encontrado em diversos estudos (BIRCH et al., 2000; LAURSEN et al., 2002; MCLEAN e URQUHART 2002; WAHLSTRÖM et al., 2002; VISSER et al., 2004), embora alguns estudos também não tenham encontrado relação entre estas variáveis (BLANGSTED et al 2004; SANDFELD e JENSEN 2005). Por outro lado, a revisão sistemática de Eijkelhof et al. (2013) sobre os efeitos dos estressores na atividade muscular do pescoço e ombro no trabalho simulado de computador, concluiu que os estressores podem resultar em aumento da atividade dos músculos do pescoço, ombro e antebraço. Assim, a relação entre o estresse e a ativação muscular do trapézio ainda permanece controversa.

Em relação ao músculo deltóide anterior não foram encontrados resultados significativos na comparação entre as atividades, sendo que também não foram encontrados estudos que tenham avaliado o efeito dos estressores durante o uso do *mouse* para este músculo. O teste de comparação entre as atividades atingiu poder de aproximadamente 60%, o que pode indicar que o efeito da exposição psicossocial seja menos evidente para este músculo, o que também explica a ausência de estudos sobre o tema.

Diante disso, nota-se que a mensuração das posturas de flexão da cabeça e tronco superior adotadas durante a atividade de *mouse* está permeada pela exposição psicossocial. Assim, este parece ser um indicador objetivo da resposta à exposição ergonômica e psicossocial.

Os resultados também indicaram haver maior ativação muscular do trapézio do lado direito, o que pode ser explicado pela dominância manual das participantes e pela execução da atividade com o *mouse*, que é assimétrica.

A descarga de peso sobre a mesa não interferiu na ativação muscular. Além disso, a descarga de peso foi similar entre as atividades. Estes resultados também não eram esperados, já que conforme Onyebeke et al. (2014) o uso do apoio durante a atividade de *mouse* reduz a sobrecarga nos músculos dos membros superiores.

Uma das limitações do presente estudo foi o baixo poder obtido em alguns testes estatísticos, que se deve ao tamanho amostral reduzido e também ao tamanho do efeito pequeno. Neste sentido, considerando o tamanho do efeito obtido seria necessário avaliar 56 sujeitos para identificar interação significativa entre a atividade e a lateralidade para a ativação do deltóide e 72 sujeitos para encontrar diferença entre as atividades para a descarga de peso, por exemplo.

Outra possível limitação do estudo foi a forma de análise dos resultados, os quais foram reduzidos por meio do método APDF, resultando em percentis. A análise da variabilidade das medidas poderia ser mais sensível para identificar diferenças na ativação muscular. Um outro aspecto que pode ter contribuído para estes achados foi o curto período de exposição nas condições avaliadas, que foi de 5 minutos. Pode-se supor que uma avaliação mais prolongada poderia identificar alterações mais pronunciadas entre as condições de teste.

Outro aspecto importante a se considerar é que a resposta às demandas mentais é individual, assim os sujeitos podem responder de forma diferente. É possível também que o estresse aplicado não tenha sido suficiente para induzir respostas fisiológicas significativas por se tratar de uma condição simulada. Além disso, no ambiente real os trabalhadores estão expostos a diferentes fatores de risco de forma simultânea. No entanto, este desenho de estudo foi escolhido no intuito de se obter maior controle e padronização das condições de atividade

(validade interna) e para estimar as exigências físicas e mentais, o que é mais difícil de se obter em ambientes ocupacionais.

Conclusão

A mesa alta combinada com o alto nível de dificuldade da atividade não resultou em maior sobrecarga biomecânica, ou seja, em maiores ângulos de flexão da cabeça, tronco superior e ombros, aumento da atividade elétrica da porção descendente do músculo trapézio e deltóide anterior. Além disso, a descarga de peso sobre a mesa não reduziu a ativação muscular. Entretanto, a mesa na AC proporcionou maior sobrecarga postural da cabeça e menor sobrecarga para os ombros e trapézio. O alto nível de dificuldade aumentou o ângulo de flexão da cabeça e tronco superior. Desta forma, a postura da cabeça parece estar permeada pela altura da mesa e dificuldade da atividade, a postura do tronco superior está relacionada com a dificuldade da atividade, já a postura dos ombros e a ativação do trapézio foram influenciadas apenas pela altura da mesa.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os estudos realizados mostraram o efeito dos fatores ergonômicos e psicossociais sobre a ativação muscular e postura da cabeça, tronco superior e membros superiores. O apoio de antebraço reduziu a sobrecarga musculoesquelética nos diferentes ângulos de flexão de ombro quando comparado à condição sem apoio. Além disso, o apoio de antebraço foi mais importante do que a postura do ombro para determinar a sobrecarga muscular. A postura da cabeça parece estar permeada pela altura da mesa e dificuldade da atividade, a postura do tronco superior está relacionada com a dificuldade da atividade, já a postura dos ombros e a ativação do trapézio foram influenciadas apenas pela altura da mesa.

Estes achados são relevantes para o entendimento da exposição física dos usuários de computadores. Neste sentido, a avaliação dos aspectos ergonômicos e psicossociais é necessária, uma vez que estes fatores parecem influenciar a sobrecarga musculoesquelética e, por consequência, a ocorrência de distúrbios musculoesqueléticos.

Os resultados obtidos nos permitem sugerir o delineamento de estudos futuros, com desenho longitudinal, com a avaliação do uso do apoio de antebraço durante o trabalho para verificar o seu efeito sobre o risco de distúrbios musculoesqueléticos. Além disso, pode-se sugerir que a altura do monitor também seja controlada para verificar o efeito do estresse sobre as estruturas musculoesqueléticas. Ainda sugere-se que em estudos futuros o período de avaliação seja maior, assim como o tamanho amostral. Outro aspecto interessante seria avaliar o efeito de diferentes tipos de estressores (pressão no tempo, comandos verbais, demandas de alta precisão) para verificar qual iria resultar em maior sobrecarga musculoesquelética.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AARÅS A, WESTGAARD RH, STRANDEN E. Postural angles as an indicator of postural load and muscular injury in occupational work situations. *Ergonomics*. 1988 Jun; 31(6):915-33.
- ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas). NBR 13966. Móveis para escritório, mesas, classificação e características físicas dimensionais e requisitos e métodos de ensaio, 2008.
- ANTONY NT, KEIR PJ. Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010 Apr; 20(2):191-8.
- BEROLO S, WELLS RP, AMICK BC 3RD. Musculoskeletal symptoms among mobile hand-held device users and their relationship to device use: A preliminary study in a Canadian university population. *Appl Ergon*. 2011 Jan; 42(2):371-8.
- BIRCH L, JUUL-KRISTENSEN B, JENSEN C, FINSEN L, CHRISTENSEN H. Acute response to precision, time pressure and mental demand during simulated computer work. *Scand J Work Environ Health*. 2000 Aug; 26(4):299-305.
- BJELLE A, HAGBERG M, MICHAELSON G. Occupational and individual factors in acute shoulder-neck disorders among industrial workers. *Br J Ind Med*. 1981 Nov; 38(4):356-63.
- BLANGSTED AK, SØGAARD K, CHRISTENSEN H, SJØGAARD G. The effect of physical and psychosocial loads on the trapezius muscle activity during computer keying tasks and rest periods. *Eur J Appl Physiol*. 2004 Mar; 91(2-3):253-8.
- BONGERS PM, IJMKER S, VAN DEN HEUVEL S, BLATTER BM. Epidemiology of work related neck and upper limb problems: psychosocial and personal risk factors (part I) and effective interventions from a bio behavioural perspective (part II). *J Occup Rehabil*. 2006 Sep; 16(3):279-302.
- BONGERS PM, KREMER AM, TER LAAK J. 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*. 2002 May; 41(5):315-42.
- BREWER S, VAN EERD D, AMICK B.C 3RD, IRVIN E, DAUM K.M, GERR F, MOORE J.S, CULLEN K, REMPEL D. Workplace interventions to prevent musculoskeletal and visual symptoms and disorders among computer users: a systematic review. *J Occup Rehabil*. 2006; 16(3):325-358.
- BRIDGER RS. Introduction to ergonomics. Mc Graw Will. New York, 1995.
- BUCKLE P. Upper limb disorders and work: the importance of physical and psychosocial factors. *J Psychosom Res*. 1997 Jul; 43(1):17-25.
- BURGESS-LIMERICK R, SHEMMELL J, SCADDEN R, PLOOY A. Wrist posture during computer pointing device use. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999 May; 14(4):280-6.
- COHEN J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. Lawrence Erlbaum Associates, 2a ed, 1988.
- COOK C, BURGESS-LIMERICK R, PAPALIA S. The effect of upper extremity support on upper extremity posture and muscle activity during keyboard use. *Appl Ergon*. 2004a May; 35(3):285-92.
- COOK C, BURGESS-LIMERICK R, PAPALIA S. The effect of wrist rests and forearm support during keyboard and mouse use. *Int J Ind Ergon*. 2004b May; 33(5): 463-72.
- COOPER A, STRAKER L. Mouse versus keyboard use: A comparison of shoulder muscle load. *Int J Ind Ergon*. 1998 November; 22(4-5):351-57.
- COURY, HJCG. Trabalhando sentado: manual para posturas confortáveis. São Carlos, SP, Editora da UFSCAR, 1994, 114 p.
- DELISLE A, IMBEAU D, SANTOS B, PLAMONDON A, MONTPETIT Y. Left-handed versus right-handed computer mouse use: effect on upper-extremity posture. *Appl Ergon*. 2004 Jan; 35(1):21-8.

- EIJCKELHOF BH, HUYSMANS MA, BRUNO GARZA JL, BLATTER BM, VAN DIEËN JH, DENNERLEIN JT, VAN DER BEEK AJ. The effects of workplace stressors on muscle activity in the neck-shoulder and forearm muscles during computer work: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Appl Physiol*. 2013 Dec; 113(12):2897-912.
- ELLEGAST RP, KRAFT K, GROENESTEIJN L, KRAUSE F, BERGER H, VINK P. Comparison of four specific dynamic office chairs with a conventional office chair: impact upon muscle activation, physical activity and posture. *Appl Ergon*. 2012 Mar; 43(2):296-307.
- GAFFNEY BM, MALUF KS, CURRAN-EVERETT D, DAVIDSON BS. Associations between cervical and scapular posture and the spatial distribution of trapezius muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2014 Aug; 24(4):542-9.
- GERR F, MARCUS M, ORTIZ DJ. Methodological limitations in the study of video display terminal use and upper extremity musculoskeletal disorders. *Am J Ind Med*. 1996 Jun; 29(6):649-56.
- GRANDJEAN E, HÜNTING W, NISHIYAMA K. Preferred VDT workstation settings, body posture and physical impairments. *Appl Ergon*. 1984 Jun; 15(2):99-104.
- GRANDJEAN E. Fitting the task to the human. A textbook of occupational ergonomics. 5a ed, Taylor and Francis, 1997.
- GRANDJEAN, E. Fitting the task to the man. A textbook occupational ergonomics. 4a ed, Taylor and Francis, 1988.
- HAGBERG M, WEGMAN DH. Prevalence rates and odds ratios of shoulder-neck diseases in different occupational groups. *Br J Ind Med*. 1987 Sep; 44(9): 602-610.
- HÄGG GM. Static work loads ad occupational myalgia—a new explanatory model. P.A. ANDERSON, D.J. HOBART, J.V. DANOFF (Eds.). *Electromyographical Kinesiology*, Elsevier Science, Amsterdam. 1991, pp. 141–143.
- HALES TR, SAUTER SL, PETERSON MR, FINE LJ, PUTZ-ANDERSON V, SCHLEIFER LR, OCHS TT, BERNARD BP. Musculoskeletal disorders among visual display terminal users in a telecommunications company. *Ergonomics*. 1994 Oct; 37(10):1603-21.
- HANSSON GA, ARVIDSSON I, OHLSSON K, NORDANDER C, MATHIASSEN SE, SKERFVING S, BALOGH I. Precision of measurements of physical workload during standardised manual handling. Part II: Incliniometry of head, upper back, neck and upper arms. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006 Apr; 16(2):125-36.
- HANSSON GA, ASTERLAND P, HOLMER NG, SKERFVING S. Validity and reliability of triaxial accelerometers for incliniometry in posture analysis. *Med Biol Eng Comput*. 2001 Jul; 39(4):405-13.
- HANSSON GÅ, BALOGH I, OHLSSON K, GRANQVIST L, NORDANDER C, ARVIDSSON I, ÅKESSON I, UNGE J, RITTNER R, STRÖMBERG U, SKERFVING S. Physical workload in various types of work: Part I. wrist and forearm. *Int J Ind Ergon*. 2009 January; 39(1):221-33.
- IIDA I. *Ergonomia: Projeto e Produção*. 9a ed, Edgard Blücher, 2000.
- JENSEN C, BORG V, FINSEN L, HANSEN K, JUUL-KRISTENSEN B, CHRISTENSEN H. Job demands, muscle activity and musculoskeletal symptoms in relation to work with the computer mouse. *Scand J Work Environ Health*. 1998 Oct; 24(5):418-24.
- JENSEN C, FINSEN L, SØGAARD K, CHRISTENSEN H. Musculoskeletal symptoms and duration of computer and mouse use. *Int J Ind Ergonomics*. 2002 Oct-November; 30(4-5):265-275.
- KARLQVIST L, WIGAEUS-TORNQVIST E, HAGBERG M, HAGMAN M, TOOMINGAS A. Self-reported working conditions of VDU operators and associations with musculoskeletal symptoms: a cross-sectional study focussing on gender differences. *Int J Ind Ergon*. 2002 Oct-November; 30(4-5):277-294.

- KARLQVIST LK, HAGBERG M, KÖSTER M, WENEMARK M, NELL R. Musculoskeletal Symptoms among Computer-assisted Design (CAD) Operators and Evaluation of a Self-assessment Questionnaire. *Int J Occup Environ Health*. 1996 Jul; 2(3):185-194.
- KORHONEN T, KETOLA R, TOIVONEN R, LUUKKONEN R, HÄKKÄNEN M, VIIKARI-JUNTURA E. Work related and individual predictors for incident neck pain among office employees working with video display units. *Occup Environ Med*. 2003 Jul; 60(7):475-82.
- KUMAR R, KUMAR S. A comparison of muscular activity involved in the use of two different types of computer mouse. *Int J Occup Saf Ergon*. 2008; 14(3):305-11.
- LAURSEN B, JENSEN BR, GARDE AH, JØRGENSEN AH. Effect of mental and physical demands on muscular activity during the use of a computer mouse and a keyboard. *Scand J Work Environ Health*. 2002 Aug; 28(4):215-21.
- MATHIASSEN SE, WINKEL J, HÄGG GM. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies - A review. *J Electromyogr Kinesiol*. 1995 Dec; 5(4):197-226.
- MCLEAN L, URQUHART N. The influence of psychological stressors on myoelectrical signal activity in the shoulder region during a data entry task. *Work Stress*. 2002 November; 16(2):138-53.
- MOORE MK. Upper crossed syndrome and its relationship to cervicogenic headache. *J Manipulative. Physiol Ther*. 2004 Jul-Aug; 27(6):414-20.
- MORIGUCHI CS, CARNAZ L, ALENCAR JF, MIRANDA JUNIOR LC, GRANQVIST L, HANSSON GA, GIL COURY HJ. Postures and movements in the most common tasks of power line workers. *Ind Health*. 2011; 49(4):482-491.
- NAG PK, PAL S, NAG A, VYAS H. Influence of arm and wrist support on forearm and back muscle activity in computer keyboard operation. *Appl Ergon*. 2009 Mar; 40(2):286-91.
- NG D, MCNEE C, KIESER J, FARELLA M. Neck and shoulder muscle activity during standardized work-related postural tasks. *Appl Ergon*. 2014 May; 45(3):556-563.
- NIOSH (NATIONAL INSTITUTE FOR OCCUPATIONAL SAFETY AND HEALTH). Musculoskeletal disorders and workplace factors- a critical review of epidemiologic evidence for wor-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. Us department of health and Human Services, 1997.
- NORKIN C, WHITE, D. Measurement of Joint Motion. 4a ed. A Guide to Goniometry. 2009, 448pp.
- OLIVEIRA CC, SATO TO, MORIGUCHI CS, GIL COURY HJC. Aperfeiçoamento da acurácia de células de carga para medida de descarga de peso de membros superiores em uma plataforma instrumentada. CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA. 21a edição, 2013. São Carlos-SP. Anais de eventos da UFSCar, v.9.
- ONYEBEKE LC, YOUNG JG, TRUDEAU MB, DENNERLEIN JT. Effects of forearm and palm supports on the upper extremity during computer mouse use. *Appl Ergon*. 2014 May; 45(3):564-70.
- PANAGIOTOPOULOU G, CHRISTOULAS K, PAPANCKOLAOU A, MANDROUKAS K. Classroom furniture dimensions and anthropometric measures in primary school. *Appl Ergon*. 2004 Mar; 35(2):121-8.
- PARCELLS C, STOMMEL M, HUBBARD RP. Mismatch of classroom furniture and student body dimensions: empirical findings and health implications. *J Adolesc Health*. 1999 Apr; 24(4):265-73.
- PUNNETT L, FINE LJ, KEYSERLING WN, HERRIN GD, CHAFFIN DB. Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scandinavian Journal of Work Environment and Health*. 2000 Aug; 26(4):283-291.
- SACCO ICN, TANAKA C. Cinesiologia e biomecânica dos complexos articulares. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan 2008; 378pp.

- SANDERS M, CORMICK JMC. Human factors in engineering and design. 7 ed. New York, Mc Hill, Inc, 1993.
- SANDFELD J, JENSEN BR. Effect of computer mouse gain and visual demand on mouse clicking performance and muscle activation in a young and elderly group of experienced computer users. *Appl Ergon*. 2005 Sep; 36(5):547-55.
- SAUTER SL, SCHLEIFER LM, KUTSON SJ. Work posture, workstation design and musculoskeletal discomfort in VDT data entry task. *Human factors* v. 33, n. 2, 1991, p. 151-167.
- SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) disponível em: <http://www.seniam.org/>. Acesso realizado: 05/06/2013.
- SMITH M, CARAYON P. Work organization, stress and cumulative trauma disorders. In: MOON SD, SAUTER SL. (Eds.), *Beyond Biomechanics. Psychological Aspects of Musculoskeletal Disorders in Office Work*. Taylor & Francis, London, 1996, pp. 23:42.
- STAWARZ KM, BENEDYK R. Bent necks and twisted wrists: Exploring the impact of touch-screen tablets on the posture of office workers. In: (Proceedings) *The 27th International British Computer Society Human Computer Interaction Conference: The Internet of things*, 2013.
- STRAKER L, BURGESS-LIMERICK L, POLLOCK C, MURRAY K, NETTO K, COLEMAN J, SKOSS R. The impact of computer display height and desk design on 3D posture during information technology work by young adults. *Journal of Electromyogr Kinesiol*. 2008 Apr; 18:336-349.
- STRAKER L, MILLER J, MANGHARAM J, BATES M, POLLOCK C. Performance effects of postural changes at a VDU work station. In: LUCZAK H, CAKIR AE and CAKIR G. (eds), *Work With Display Units*, CIO, Institute for Arbeitswissenschaft, Berlin, 1992.
- SZETO GPY, LIN JKM. A study of forearm muscle activity and wrist kinematics in symptomatic office workers performing mouse-clicking tasks with different precision and speed demands. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011 Feb; 21(1):59-66.
- VISSER B, DE LOOZE M, DE GRAAFF M, VAN DIEËN J. Effects of precision demands and mental pressure on muscle activation and hand forces in computer mouse tasks. *Ergonomics*. 2004 Feb; 47(2):202-17.
- VISSER B, VAN DIEËN JH. Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006 Feb; 16(1):1-16.
- WAHLSTRÖM J, HAGBERG M, JOHNSON PW, SVENSSON J, REMPEL D. Influence of time pressure and verbal provocation on physiological and psychological reactions during work with a computer mouse. *Eur J Appl Physiol*. 2002 Jul; 87(3):257-63.
- WAHLSTROM J. Ergonomics, musculoskeletal disorders and computer work. *Occupational Medicine*. 2005 May; 55(3):168-176.
- YOO WG, YI CH, CHO SH, JEON HS, CYNN HS, CHOI HS. Effects of the height of ball-backrest on head and shoulder posture and trunk muscle activity in VDT workers. *Ind Health*. 2008 Jul; 46(3):289-97.
- YOUNG JG, TRUDEAU M, ODELL D, MARINELLI K, DENNERLEIN JT. Wrist and shoulder posture and muscle activity during touch-screen tablet use: Effects on usage configuration, tablet type, and interacting hand. *Work*. 2013; 45(1):59-71.
- ZENNARO D, LÄUBLI T, KREBS D, KRUEGER H, KLIPSTEIN A. Trapezius muscle motor unit activity in symptomatic participants during finger tapping using properly and improperly adjusted desks. *Hum Factors*. 2004; 46(2):252-66.
- ZHU X, SHIN G. Shoulder and neck muscle activities during typing with articulating forearm support at different Heights. *Ergonomics*. 2012 Aug; 55(11):1412-1419.

ANEXO 1

Elsevier Editorial System(tm) for International Journal of Industrial Ergonomics
Manuscript Draft

Manuscript Number: IJIE-14-338

Title: Does forearm support reduce muscular overload at the trapezius and deltoid muscles as upper arm flexion increases?

Article Type: Short Communication

Keywords: Biomechanics; Ergonomics; Physical therapy; Upper arms

Corresponding Author: Prof. TATIANA DE OLIVEIRA SATO, Ph.D.

Corresponding Author's Institution: UFSCar

First Author: Josiane S Gonçalves, MSc student

Order of Authors: Josiane S Gonçalves, MSc student; Cristiane S Moriguchi, Ph.D.; Karina S Takekawa, MSc student; Helenice G Coury, Ph.D.; TATIANA DE OLIVEIRA SATO, Ph.D.

Abstract: The purpose of this study was to evaluate descendent trapezius and deltoid muscle activity in five upper arm flexion angles (0°, 15°, 30° 45° and 60°), with and without forearm support. The bilateral activity of the trapezius and deltoid muscles was recorded on 23 asymptomatic female university students. Upper arm flexion angles and support conditions were tested in a randomized order, and were recorded with inclinometers and strain gauges, respectively. Descriptive data analysis was performed. Statistical analysis was conducted with multivariate analysis of variance with three repeated factors (side, flexion angle and support). The forearm support reduced trapezius and deltoid muscular activity for all upper arm flexion angles. The mean and standard deviation for this decrease was 7.8 (4.6)% MVC for the deltoid and 3.8 (2.0)% MVC for the trapezius. Three-way interactions were not significant. Two-way interaction was significant for support and angle for both muscles. These results highlight the importance of ergonomic recommendations for using arm support to prevent neck/shoulder musculoskeletal disorders. Forearm support seems to be more important than the arm/shoulder posture itself to determine muscular overload.