

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

**Aspectos ergonômicos e biomecânicos da atividade
de manuseio de carga com ênfase no membro
superior.**

Ana Beatriz de Oliveira

São Carlos
2008

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

**Aspectos ergonômicos e biomecânicos da atividade
de manuseio de carga com ênfase no membro
superior.**

Ana Beatriz de Oliveira

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

Orientação: Prof^a. Dr^a. Helenice Jane Cote Gil Coury

Apoio Financeiro: Fapesp – Processo N. 05/53804-3

São Carlos
2008

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

O489ae

Oliveira, Ana Beatriz de.

Aspectos ergonômicos e biomecânicos da atividade de manuseio de carga com ênfase no membro superior / Ana Beatriz de Oliveira. -- São Carlos : UFSCar, 2008.
194 f.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2008.

1. Fisioterapia preventiva. 2. Ergonomia. 3. Manuseio de carga. 4. Ombro. 5. Eletromiografia. 6. Postura. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE Ana Beatriz de Oliveira, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 27 DE NOVEMBRO DE 2008.

BANCA EXAMINADORA:


Helenice Jane Cote G. Coury
(UFSCar)


Patrícia Rios Poletto
(Unifesp)


Cristina Maria Nunes Cabral
(UNICID)


Stela Márcia M. G. Rosa
(UFSCar)


Fábio Viadanna Serrão
(UFSCar)

*“There are places I'll remember
All my life though some have changed
Some forever not for better
Some have gone and some remain
All these places have their moments
With lovers and friends I still can recall
Some are dead and some are living
In my life I've loved them all”*

John Lennon & Paul McCartney

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Izabel e Adilson, e ao meu irmão Juninho. Vocês foram, são e sempre serão fundamentais nessa caminhada! Foram muitos sacrifícios e abnegações para que esta etapa da minha formação fosse concluída. Dedicar este trabalho a vocês é o mínimo que eu poderia fazer em retribuição. Agradeço sempre a Deus por tê-los como minha família, amo muito vocês!

P.S.: Juninho, obrigada pelas inúmeras ilustrações e pela paciência em entender exatamente o que eu queria e ainda fazer tudo sempre pra ontem!

“Se todos fossem

Iguais a vocêS

Que maravilha viver”

Tom Jobim & Vinícius de Moraes

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Agradeço em especial a Prof^a. Helenice, por ter plantado em mim a semente da pesquisa, por ter me acolhido e confiado em meu trabalho nesses sete anos. Você é a grande responsável pelo que se concretiza hoje e não tenho palavras para agradecer todas as oportunidades que você me ofereceu, todos os ensinamentos e toda a paciência, mesmo diante de tanta teimosia! Só posso dizer que lhe serei eternamente grata. Muito obrigada!

*“Feliz aquele que transfere o que sabe
e aprende o que ensina”.*

Cora Coralina

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, que de uma forma ou de outra esteve sempre presente em minha vida. Agradeço por ter sempre me trazido à convivência de pessoas maravilhosas, por me fazer estar sempre na hora certa, no lugar certo, com as pessoas certas.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Fapesp) pela bolsa de estudo concedida no período.

Aos membros da banca, por aceitarem participar da avaliação e pela disponibilidade em contribuir com a finalização do trabalho.

A todos os professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar. Em especial à Vanessa, Tania, Catai, Stela, Fabio e Paula.

Aos meus tios Rosana e Evandro, pelo apoio, incentivo e ajuda, sempre. É difícil dizer o quanto vocês são especiais. Obrigada também pela Juju, pelo Lucas e pelo grande presente de ter o Lucas como meu afilhado.

A toda a minha família: pais, irmão, avós (presentes e ausentes), tios, primos e primas. Obrigada pelo incentivo e apoio, sempre!

Aos amigos de projeto: Rosimeire, Rodrigo, Luciana e Ethel. Foram muitos longos dias de coleta e de discussões produtivas! Muito obrigada! Agradeço em especial o Rodrigo por toda a ajuda com a EMG (foi difícil driblar o 60Hz!).

A todos os amigos do Lafipe: Cris, Jeronimo, Lê, Lu, Luis, Patt, Rô, Rodrigo, Rosi, Tati. Obrigada pelo ambiente de trabalho único que sempre tivemos e sobretudo pela amizade de vocês! Sempre digo que queria levar vocês comigo (só não sei pra onde..., ainda!).

À Iolanda, pela alegria de viver que contagia a todos! Obrigada pelos chás e pelos cafés que sempre embalam os dias de trabalho no laboratório!

À minha irmã de coração e amiga Anielle. Obrigada por sempre ser toda ouvidos, pelos sábios conselhos, apoio, incentivo, por sempre compartilhar comigo as alegrias e as tristezas. É difícil dizer com palavras o quanto você é importante pra mim.

Ao meu amigo-irmão Thiago, pela amizade, pelos conselhos (muitas vezes indiscretos!), pelas críticas e pela cafeteira italiana! Não sei o que seria de mim sem ela!

À querida amiga Paula, pela amizade, pelo carinho, por me ligar quando precisa de alguma coisa, e pelas sempre longaaaaas conversas! Você faz falta por aqui!

À querida amiga Lúcia, que está sempre no coração! Saudades do G4!

À Tania, pela amizade, pela consideração, pelos conselhos e por sempre se lembrar de mim!

Aos amigos do Nupef: Victor, Michel, Ruth, Robson, Pozzi, Daniel, Luciana, Mali, Karla, Poliana, Valéria. Obrigada pela amizade!

Aos amigos do Laiot: Karina, Gilmar e Flávio, pelas incontáveis discussões sobre EMG e pela luta contra o 60Hz! Obrigada por tudo!

Aos amigos: Carol e Charlinho, Renata e Thiago, Carlinha e Didi, Lúgia e Tó, Carol e Amauri, Taís, Camila, Davilene, Fernandas (Romaguera e Coral),

Thereza, Guilherme, Ligia, Graziela, Marília, Tatu, Neto, Bigas, Vito, Chan, Passoca, Fível, Minhoca, Aninha, Érica, Sabrina. Enfim, aos meus amigos de perto e aos meus amigos de longe. Aos amigos de Monte Azul, aos amigos de Bauru, aos amigos de São Carlos, aos amigos de Piracicaba, o meu muito obrigada!

Ao Prof. Gert-Åke e à Karen Søgaaard pelas discussões ajuda no processamento e apresentação dos dados.

À Ana e ao Barela, muito obrigada pela ajuda nas várias etapas deste trabalho. Obrigada pelos ensinamentos e pela disponibilidade em ajudar a resolver os problemas.

Aos professores e participantes do treinamento *Occupational Safety and Health & Development*, em especial aos professores Eva e Ocka, e aos amigos Carla, Miranda, Orlando e Claudio.

Aos voluntários que dedicaram parte do seu tempo para contribuir com a realização deste trabalho e aos funcionários da UFSCar, que me receberam de braços abertos para realização de um projeto de intervenção. Agradeço pelo acolhimento e espero ter, de alguma forma, contribuído com o dia-a-dia de vocês.

“Talvez a existência de certas pessoas explique a minha razão de viver feliz. É nessas pessoas que me inspiro para construir meus ideais e a cada dia conquistá-los com bravura”.

Richard Bach

RESUMO

Apesar da grande tendência à automação de tarefas, o manuseio de carga ainda é amplamente realizado em ambientes ocupacionais. Esta atividade tem sido bastante estudada, com o foco sendo quase sempre mantido na coluna lombar. O acometimento do membro superior de sujeitos que realizam tarefas de manuseio indica a necessidade de melhor entendimento a respeito da interação deste segmento com os fatores de risco físicos do ambiente de trabalho. Além dos fatores físicos, a sobrecarga musculoesquelética durante o manuseio parece ser também influenciada pela experiência dos trabalhadores. Para contribuir com o entendimento dos efeitos dos fatores do ambiente de trabalho no comportamento do membro superior durante o manuseio de cargas, dois estudos foram desenvolvidos. O primeiro estudo teve como objetivo avaliar o efeito da altura da superfície-alvo e massa da carga na atividade muscular e postura do segmento durante manuseio de carga, realizado por sujeitos experientes e inexperientes. Tanto a atividade muscular quanto os movimentos do ombro foram afetados pela variação da massa da carga e da altura da superfície-alvo. No entanto, não houve diferença para a comparação entre indivíduos experientes e inexperientes. Este fato foi associado à homogeneidade no tipo de preensão adotada pelos sujeitos para a realização da tarefa, o que foi atribuído ao desenho da caixa utilizada. Para melhor entender as características da preensão adotada por sujeitos experientes e inexperientes no manuseio de uma caixa que permite livre acesso às faces para posicionamento das mãos, o segundo estudo foi conduzido. Os objetivos foram (1) avaliar como sujeitos experientes e inexperientes manuseariam uma caixa quando todas as superfícies desta estavam livres para o contato; (2) descrever a força de preensão e movimentos do punho de acordo com a preensão realizada, considerando diferentes alturas de superfície-alvo; (3) avaliar as amplitudes de movimento do punho registradas de acordo com a amplitude de movimento segura proposta pela literatura. Movimentos do punho e força de preensão foram registrados durante a atividade. Sujeitos experientes e inexperientes pegaram a caixa a partir do posicionamento das mãos na face lateral e dedos na face inferior, em todas as condições avaliadas. Parece que quando a caixa permite livre acesso à face inferior, todos os sujeitos,

independentemente do nível de experiência, preferem posicionar as mãos nesta superfície. Os dados de postura e força sugerem que este tipo de pega possa ser biomecanicamente mais vantajoso para o sistema musculoesquelético e deveria estar disponível nos manuseios. De maneira geral, os resultados dos estudos indicam que fatores físicos do ambiente de trabalho, como altura da superfície-alvo e massa da caixa manuseada, são determinantes da carga final imposta ao sistema musculoesquelético. Considerando a demanda imposta ao membro superior, a superfície alta (em torno da altura do ombro) parece fornecer maior risco para o desenvolvimento de lesão neste segmento. Para melhor entendimento da carga imposta ao membro superior, estudos envolvendo diferentes *layouts*, assim como manuseios assimétricos e ambientes ocupacionais reais devem ser conduzidos.

Palavras-chave: manuseio de carga; ombro; eletromiografia; postura.

ABSTRACT

Despite the large tendency to task automation, manual material handling (MMH) is still performed in occupational settings. This activity has been widely studied but the focus has been kept on the low back. Besides the lower back, the incidence of musculoskeletal disorders also on upper limb, among workers who perform MMH, shows that there is a need to achieve a better understanding on the interaction between this segment and physical risk factors in the workplace. Besides physical factors, the musculoskeletal load during the MMH seems to be also influenced by the workers' experience. In order to contribute with information on the effects of workplace factors on the upper limb behavior during MMH, two studies were developed. The objective of the first study was to evaluate the effects of height of the target surface and load mass on the muscular activity and movements during MMH performed by experienced and inexperienced subjects. Both muscular activity and movements were influenced by the variation of the load mass and height of the target surface. However, there was any difference for the comparison between experienced and inexperienced subjects. This fact was probably related to the homogeneity of the grip used by the subjects to carry out the handling, which has probably an association with the design of the box used in the experiment. In order to better understand the characteristics of the grip used by the subjects to perform the task, another study was conducted. The objectives were (1) to evaluate how experienced and inexperienced subjects would grasp a box when all sides were free to be approached; (2) to describe grip force and wrist movements according to each kind of hand grip, attempting to different heights of the destination surface; (3) to check for safe range of motion recorded for wrist movements in all conditions. Wrist movements and grip force were recorded during the task. Experienced and inexperienced subjects grasped the box by placing their hands on the lateral side and fingers on bottom side. This pattern was observed in all assessed conditions. It seems that when the box allows the free access to the bottom side, both experienced and inexperienced subjects prefer to use that side to position their hands/fingers. Data on movements and grip force has suggested that this grip can provide biomechanical advantage and should be available in occupational

settings. In general, the results have shown that physical factors, like height of target surface and load mass, are determinants on the musculoskeletal load. Considering the demand required from the upper limbs, the high surface (around shoulder level) seems to produce higher risk to the development of disorders on this segment. To provide a better understanding on the upper limbs load, studies considering different layouts, as well as asymmetrical tasks and real occupational settings should be conducted.

Keywords: manual material handling; shoulder; electromyography; posture.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** *Layout* da atividade de manuseio realizada pelos sujeitos. A linha cheia indica o manuseio da caixa da superfície intermediária para a alta (SI → SA) e a linha pontilhada indica o manuseio da superfície intermediária para a baixa (SI → SB)..... 11
- Figura 2.** Ilustração do posicionamento dos marcadores e sistema de coordenadas utilizado para cálculo do deslocamento articular angular..... 14
- Figura 3.** Níveis estático, médio e de pico (média ± um desvio-padrão) de EMG normalizado pelo manuseio de referência, para os músculos dos 32 sujeitos durante o manuseio da caixa com massa de 7 e 15 kg da superfície intermediária (SI) para a alta (SA) e da intermediária para a baixa (SB). O asterisco indica diferença significativa ($p < 0.05$) entre 7 e 15 kg e o círculo (o) indica diferença significativa ($p < 0.05$) entre SA e SB..... 18
- Figura 4.** Níveis estático, médio e de pico (média ± um desvio-padrão) da ADM (em graus) para abdução e flexão do ombro e flexão do cotovelo, dos 32 sujeitos durante o manuseio da caixa com massa de 7 e 15 kg da superfície intermediária (SI) para a alta (SA) e da intermediária para a baixa (SB). O asterisco indica diferença significativa ($p < 0.05$) entre 7 e 15 kg e o círculo (o) indica diferença significativa ($p < 0.05$) entre SA e SB..... 20
- Figura 5.** Dados de ADM (y') e EMG (y'') membro superior direito, de um sujeito representativo, normalizados em função do tempo, coletados com a caixa de 7 kg manuseada para a superfície alta (A) e baixa (B) e da caixa de 15 kg para a superfície alta (C) e baixa (D)..... 21
- Figura 6.** Pega látero-inferior típica (A) e variação (B) observada entre sujeitos experientes e inexperientes..... 38
- Figura 7.** Distribuição dos movimentos de flexo-extensão (A) e desvios (B) do punho direito de sujeitos experientes e inexperientes quando manuseando uma caixa de 11 kg da superfície intermediária para superfícies alta e baixa. A área cinza indica a amplitude de movimento segura de acordo com a literatura..... 40

- Figura 8.** Valores médios e desvios-padrão da força de preensão aplicada em cada face da caixa durante a atividade de manuseio realizada por sujeitos experientes e inexperientes. A caixa foi transferida da superfície intermediária para superfície alta (A) e baixa (B). Os símbolos indicam $P < 0,05$ para a comparação *post-hoc* de cada altura: asteriscos (*) indicam diferença entre face lateral esquerda e face inferior direita; triângulos (Δ) em B (na vertical) apontam diferença entre faces laterais e inferiores... 41
- Figura 9.** Resumo dos principais resultados referentes à postura e força de preensão, registrados durante o manuseio da caixa, partindo da superfície intermediária em direção às superfícies alta e baixa. Os dados são apresentados em valores médios e desvios-padrão (DP). Os valores positivos (+) indicam flexão, enquanto os negativos (-) indicam extensão. O desvio ulnar é representado pelos valores positivos (+) e o radial pelos negativos (-)..... 43
- Figura 10.** Novos modelos de caixa/recipiente propostos para possibilitar a pega da caixa a partir da superfície inferior. A: caixa com fundo falso e livre acesso aos dedos (área cinza); B: caixa com bordas inferiores arredondadas; C: caixa com espaço livre nas bordas inferiores. Os modelos B e V visam facilitar o posicionamento das mãos na face inferior..... 51

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO.....	1
ESTUDO 1.....	6
Introdução.....	7
Métodos.....	10
Resultados.....	16
Discussão.....	21
DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO INICIAL.....	29
ESTUDO 2.....	31
Introdução.....	32
Métodos.....	34
Resultados.....	38
Discussão.....	44
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	53
Considerações sobre os estudos.....	53
Atividades realizadas durante o período do doutorado direto.....	54
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	57
ANEXO I.....	70
ANEXO II.....	102
ANEXO III.....	129
ANEXO IV.....	131
ANEXO V.....	139
ANEXO VI.....	148
ANEXO VII.....	158
ANEXO VIII.....	168
ANEXO IX.....	171
ANEXO X.....	194

CONTEXTUALIZAÇÃO

.....

A atividade de manuseio de materiais tem sido foco de estudo de muitos relatos científicos. Considerada como qualquer atividade que requeira uso de força exercida por uma pessoa para levantar, abaixar, puxar, empurrar, carregar, segurar um objeto, animal ou pessoa (STRAKER, 1999), o manuseio de materiais é freqüentemente realizado por trabalhadores em suas atividades ocupacionais.

A relação entre manuseio de cargas e desenvolvimento de distúrbios e doenças musculoesqueléticas tem sido bastante documentada na literatura (YEUNG et al, 2002). De maneira geral, os distúrbios desenvolvidos a partir desta atividade compreendem de 25 a 36% das queixas de distúrbios relacionados ao trabalho (DRURY et al, 1982; STRAKER, 1999; CIRIELLO, 2001). De fato, muitos estudos foram desenvolvidos demonstrando esta associação e, a partir de então, muito esforço tem sido aplicado para o melhor entendimento da sobrecarga presente na região lombar quando os indivíduos manuseiam cargas (JÄGER e LUTTMANN, 1992; MARRAS et al, 1995; HASIANG e MCGORRY, 1997; CIRIELLO et al, 1999; KUMAR, 1999; GAGNON et al, 2002; PADULA e COURY, 2003a; PADULA e COURY, 2003b).

No entanto, os estudos epidemiológicos apontam a presença de sobrecarga também em outros segmentos além da coluna lombar. Um levantamento realizado por Straker (1999) na Austrália entre os anos de 1994-1995 identificou que 30% dos casos de distúrbio ou doença registrados neste período estavam relacionados à atividade de manuseio de cargas e eram localizados no tronco (65,4% entre homens e 54,4% entre as mulheres), seguidos

pelo membro superior (23,3% entre homens e 27,9% entre as mulheres). Ainda, outras regiões foram mencionadas, como membros inferiores e pescoço, além da ocorrência de forma associada em diferentes segmentos. O acometimento de membros superiores assim como a associação de segmentos foi também encontrado no estudo desenvolvido por Yeung et al (2002) e em estudos que avaliaram profissionais da área de enfermagem (LUSTED et al, 1996; MENZEL et al, 2004; SMITH et al, 2004).

A prevalência de sintomas musculoesqueléticos em múltiplas regiões do corpo em trabalhadores que realizam o manuseio de materiais aponta a necessidade de maior atenção aos fatores físicos que afetam outras regiões do corpo além da coluna lombar (YEUNG et al, 2002 e 2003). Pope et al (2001) destacam o manuseio de cargas como um dos fatores ocupacionais que aumenta o risco do desenvolvimento de dores no ombro. Eles encontraram associação significativa entre as atividades de levantar, carregar e puxar cargas e o surgimento de dor incapacitante no ombro. Estes autores também destacam a carência de estudos que avaliem a demanda física desta atividade sobre a articulação do ombro, afirmando que os estudos que avaliam o manuseio de carga estão mais voltados para avaliação da sobrecarga da coluna lombar.

Em um dos poucos estudos avaliando a sobrecarga no ombro e manuseio, Nielsen et al (1998) estudaram carteiros que realizavam transporte de caixas de correspondência e relataram os sintomas apresentados por estes profissionais. A prevalência de distúrbios no ombro em carteiros com idade inferior a 50 anos foi de 53% em um ano, enquanto a prevalência desses distúrbios na população em geral foi de 27%. Com relação à sobrecarga, foi encontrada associação entre a altura de manuseio e o local de acometimento. Os

manuseios realizados a partir de superfícies altas parecem estar relacionados à sobrecarga do ombro, enquanto que aqueles realizados próximos do chão tendem a acometer a coluna lombar.

A sobrecarga imposta ao ombro em atividades ocupacionais diversas tem sido registrada na literatura (PUNNET et al, 2000; MING et al, 2004; HOSTENS e RAMON, 2005), sendo comumente associada à repetitividade, uso de força e manutenção de posturas extremas (GRIECO et al, 1998). Este último fator compromete a ação muscular. Apesar de a postura extrema permitir a ativação e a contração muscular, o músculo encontra-se em posição de desvantagem biomecânica, o que limita o desenvolvimento de força e, conseqüentemente, o desempenho na tarefa realizada estará comprometido (GALLAGHER, 2005).

A avaliação da sobrecarga de segmentos corporais pode ser feita a partir de vários indicadores. A medida da amplitude de movimento (ADM) e análise da atividade muscular são indicadores comumente utilizados para este propósito. De acordo com Aaras et al (1988), a posição do braço é o fator mais importante na determinação da carga ativa e passiva em estruturas da articulação gleno-umeral. Estes autores sugerem que os valores dos ângulos posturais do braço associados ao valor da carga externa podem ser o único indicador de carga para estruturas do ombro. Em estudos ergonômicos, a atividade eletromiográfica dos músculos do ombro tem sido utilizada como um indicador indireto da sobrecarga de trabalho (SPORRONG et al, 1999; HERBERTS et al, 1980). Esta técnica tem se mostrado importante no entendimento da função muscular quando são utilizados posturas ou movimentos específicos (LUTTMANN, 1996).

Além dos fatores físicos, a sobrecarga durante o trabalho pode ser influenciada por outros fatores, como os organizacionais e psicossociais. Na

atividade de manuseio de carga, o esforço imposto ao sistema musculoesquelético parece ser também influenciado pelo nível de experiência dos indivíduos. Alguns estudos têm avaliado a relação entre esforço e experiência (AUTHIER et al, 1996; GAGNON, 1997). Gagnon (1997) identificou que a inclinação da carga realizada pelos indivíduos experientes diminui a sobrecarga na coluna e ombros. No entanto, nenhum parâmetro específico foi avaliado para esta última articulação. Authier et al (1996) avaliaram diferenças no posicionamento da coluna, joelhos, pés e orientação pélvica entre trabalhadores novos e experientes. O único fator avaliado para o membro superior foi o posicionamento das mãos.

Assim, fica clara a carência de estudos que auxiliem na compreensão do comportamento do membro superior durante atividades de manuseio de carga. Ainda, o fator experiência tem sido pouco estudado, sobretudo quando se trata de estratégias envolvendo ombro e cotovelo. Desta forma, foram realizados 2 estudos. O primeiro estudo foi desenvolvido para avaliar o efeito de variações da altura de manuseio e massa da carga na atividade muscular e movimentos das articulações do membro superior durante manuseio de carga realizado por sujeitos experientes e inexperientes. Os resultados desse estudo levaram a questionamentos sobre o tipo de preensão utilizado pelos sujeitos. A partir disso foi realizado o estudo 2, o qual teve três objetivos: (1) descrever os tipos de preensão realizados por sujeitos experientes e inexperientes no manuseio de uma caixa que possibilita livre acesso a todas as faces; (2) descrever a força de preensão e movimentos do punho de acordo com a preensão realizada, considerando diferentes alturas de superfície-alvo; (3) avaliar as amplitudes de

movimento do punho registradas de acordo com a amplitude de movimento segura proposta pela literatura.

Os estudos desenvolvidos são apresentados a seguir. O primeiro estudo foi submetido ao periódico *Ergonomics* e o segundo encontra-se em fase final de redação para ser submetido ao periódico *Applied Ergonomics*. O texto completo do primeiro e segundo manuscritos são apresentados nos ANEXOS I e II, respectivamente.

ESTUDO 1

COMPORTAMENTO MUSCULAR E POSTURAL DO MEMBRO SUPERIOR DURANTE TAREFAS DE MANUSEIO DE MATERIAIS.

OLIVEIRA AB, COURY HJCG. Upper limb muscular and postural behavior during manual material handling tasks. *Manuscrito submetido ao periódico ERGONOMICS.*

Introdução

As atividades de manuseio de carga são amplamente realizadas em ambiente ocupacional. A relação entre estas atividades e Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORTs) tem sido estabelecida na literatura (CHAFFIN e PARK, 1973; AYOUB et al, 1992; STRAKER, 1999; YEUNG et al, 2002). Em geral, de 25 a 36% das DORTs registradas são relacionadas a atividades de manuseio de cargas (DRURY et al, 1982; STRAKER, 1999; CIRIELLO, 2001). A região mais afetada é a coluna lombar, com uma prevalência que varia de 50 a 70%. Estudos epidemiológicos têm também relatado alta incidência de DORTs em outros segmentos. A segunda região mais afetada é o ombro, que apresenta prevalência de DORTs, associadas a atividades de manuseio de carga, variando de 38 a 60%.

Para reduzir a ocorrência e prevenir a incidência de DORTs relacionadas ao manuseio de cargas, o melhor entendimento das cargas musculoesqueléticas e o efeito dos parâmetros da tarefa durante este tipo de atividade é crucial. O *layout* das atividades de manuseio de carga tem sido estudado a partir de abordagens biomecânicas – avaliação de força, atividade muscular e movimentos, e subjetivas – uso de escalas de percepção de esforço (DAVIS e MARRAS, 2005; NASTASIA et al, 2007; CIRIELLO et al, 2008). Enquanto a carga espinal durante vários tipos de atividade de manuseio de carga tem sido bem estudada (JÄGER e LUTTMANN, 1992; HASIANG e MCGORRY, 1997; PADULA e COURRY, 2003a, 2003b; HOOZEMANS et al, 2008), a carga no membro superior não tem recebido tal atenção. A literatura apresenta estudos que avaliam a carga física nos

membros superiores durante o manuseio de cargas, mas, em geral, eles são restritos a condições específicas de trabalho e *layout*.

Habes *et al* (1985) estudaram o efeito da altura-alvo, da massa da carga e do alcance na fadiga muscular dos músculos dos ombros e coluna durante uma tarefa repetitiva de levantamento. Todos os fatores apresentaram efeito nas variáveis estudadas, mas os autores não investigaram alturas abaixo do nível da cintura e os sujeitos manusearam um objeto cilíndrico. Esses fatores podem não permitir generalização dos resultados a outras condições industriais. Nielsen *et al* (1998) avaliaram as cargas musculares nos ombros e coluna lombar a partir da análise da Função de Probabilidade de Distribuição de Amplitude (FPDA) de eletromiogramas de superfície (EMGs), durante tarefas de levantamento usando uma caixa de 10Kg em diferentes alturas e frequências. Eles encontraram diferenças na carga muscular de acordo com a mudança na altura e variação de frequência. No entanto, eles não exploraram o efeito da mudança da massa na carga muscular do ombro. Davis e Marras (2005) avaliaram a influência da altura da origem e destino do levantamento na resposta da coluna lombar. A carga lombar tridimensional foi influenciada pela altura de origem e destino da carga. Os autores reconheceram a importância do estudo do *layout* do posto de trabalho e resposta biomecânica durante o levantamento, mas eles tiveram como foco de estudo apenas a coluna lombar. Hoozemans *et al* (2008) também estudaram o efeito da altura do levantamento e massa na carga lombar e relataram que ambos apresentam efeito neste segmento. No entanto, eles não avaliaram nenhuma variável relacionada aos membros superiores. A literatura disponível indica que tanto a altura quanto a massa da carga têm um papel importante na carga musculoesquelética durante atividades de manuseio. Entretanto, os estudos que

avaliam estes fatores são limitados a poucas condições ou ainda relacionados apenas ao comportamento da região lombar.

Outro fator importante que pode influenciar a carga musculoesquelética durante o manuseio de cargas é a experiência prévia do indivíduo em atividades desta natureza. De acordo com estudos realizados por Gagnon (2005), as estratégias utilizadas por trabalhadores experientes na realização de tarefas de manuseio de carga apresentam um potencial seguro do ponto de vista biomecânico. Em geral, eles apresentam estratégias relacionadas ao manuseio do objeto (caixa) e posicionamento dos pés que os diferem de trabalhadores novatos. Estas estratégias podem reduzir cargas na coluna, assimetrias do tronco e trabalho mecânico, podendo gerar diferentes perfis de carga musculoesquelética nestes indivíduos.

Então, no planejamento de atividades e postos de trabalho que envolvam atividades de manuseio de carga, certas variáveis devem ser controladas, para reduzir e prevenir fatores de risco importantes no desenvolvimento de lesões da coluna lombar e também do membro superior. Com relação à prevenção de lesões no membro superior, associadas às tarefas de manuseio de carga, pouca informação é disponível na literatura, particularmente referente a postos de trabalhos reais ou simulados levando em conta a experiência dos sujeitos.

Considerando que a disposição espacial do posto de trabalho, massa do objeto e experiência prévia em manuseio podem interferir na carga do ombro, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de modificações da altura de manuseio e massa da carga na atividade muscular e posturas nas articulações do membro superior durante manuseio de carga realizado por sujeitos experientes e inexperientes.

Métodos

Sujeitos

Homens com e sem experiência ocupacional em atividades de manuseio de carga foram recrutados. Os critérios de inclusão compreenderam a ausência de sintomas ou distúrbios musculoesqueléticos, doenças gerais, limitação na amplitude de movimentos, desvios posturais aparentes ou problemas de equilíbrio relatados pelos sujeitos. Trinta e dois sujeitos, com idade média de 22,6 (\pm 4.3) anos, altura média de 1,69 (\pm 0,04) cm e peso médio de 68,3 (\pm 8,7) kg, foram recrutados para participar do estudo. Dezesseis sujeitos eram experientes (no mínimo 6 meses de trabalho em atividades que incluíam o manuseio manual de cargas em estoques de supermercados e outras lojas de varejo) e 16 inexperientes (estudantes, sem experiência profissional em manuseio manual de caixas). Eles assinaram um Termo de Consentimento Formal, Livre e Esclarecido, previamente aprovado pelo comitê de ética local (Processo 059/04).

Protocolo

Os sujeitos manusearam uma caixa (com massa de 7 e 15 kg) em uma estante fixa, de uma prateleira (superfície intermediária – SI – 102,5 cm, próxima ao nível da cintura) para outra, sendo alta (superfície alta – SA – 142,5 cm, próxima ao nível dos ombros) e baixa (superfície baixa – SB – 62,5 cm, próxima ao nível dos joelhos). As massas utilizadas no experimento foram determinadas a partir de observações de situações ocupacionais reais relacionadas a estoques e lojas de varejo. Os dados referentes a estas quatro condições (duas massas da caixa e duas alturas) foram registrados (Figura 1). Os sujeitos sempre pegaram a

caixa da SI e depositaram em uma altura pré-determinada (superfície-alvo). Nenhuma instrução foi fornecida tanto com relação à postura e posicionamento a ser adotado como com relação à preensão da caixa. A altura da superfície-alvo e a massa da caixa foram aleatorizadas. Antes do início da coleta, os sujeitos foram informados a respeito das posições iniciais e finais da caixa e sobre quando iniciar a tarefa. Para cada manuseio, registros simultâneos de força de preensão, EMG e vídeos foram coletados.

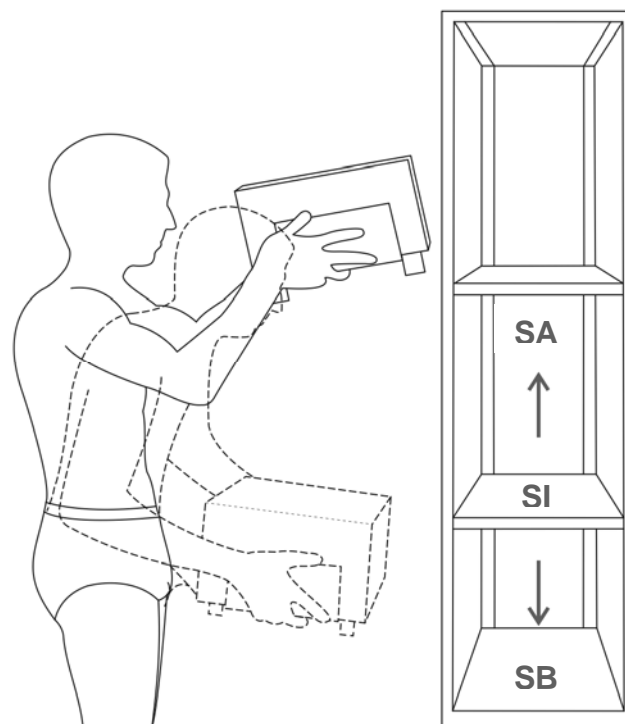


Figura 1. *Layout* da atividade de manuseio realizada pelos sujeitos. A linha cheia indica o manuseio da caixa da superfície intermediária para a alta (SI → SA) e a linha pontilhada indica o manuseio da superfície intermediária para a baixa (SI → SB).

Registros de força

Uma caixa de metal construída especialmente para avaliar tarefas de manuseio de cargas (PADULA e COURRY, 2004) foi utilizada neste estudo. Esta caixa mede 300 (mm em comprimento) x 300 (mm em profundidade) x 180 (mm

em altura) e foi instrumentada com duas células de carga nas laterais, e duas no fundo da caixa, para permitir registro da força de prensão durante a realização da atividade (ilustração detalhada no ANEXO III). Cada célula de carga foi conectada à unidade de aquisição DataLink (Biometrics Ltd, Gwent, UK) e os dados foram coletados a partir do programa DataLink (2.0, Biometrics Ltd), com frequência de amostragem de 100 Hz. Os dados de força de prensão foram utilizados para determinar o início e fim de cada manuseio.

Eletromiografia

A Eletromiografia de superfície dos músculos bíceps e deltóide (fibras acromiais) foi registrada bilateralmente. Eletrodos ativos simples diferencial (Modelo #DE-2.1, DelSys[®], Boston, USA) com geometria de detecção em duas barras paralelas (1 mm² x 1 cm) de prata (99,9%), separadas por 1 cm, foram fixados à pele a partir de um adesivo dupla-face (DelSys[®]). As características dos eletrodos utilizados foram: RRMC > 80 dB; impedância de entrada >10¹⁵Ω em paralelo, com 0.2 pF; ganho de voltagem de 10; ruído de 1.2 μV (RMS). Eles foram posicionados na região mais saliente do deltóide, alinhado à linha entre o acrômio e o epicôndilo lateral do úmero; e no bíceps sobre a linha entre o acrômio medial e a fossa cubital no terço a partir da fossa cubital. O eletrodo de referência foi colocado sobre a superfície dorsal da mão esquerda. Antes de fixar os eletrodos, a pele das regiões delimitadas foi tricotomizada e limpa com álcool. O local de posicionamento dos eletrodos e os procedimentos de fixação foram determinados a partir das recomendações do SENIAM (FRERIKS e HERMENS 1999). Os sinais foram acondicionados pelo amplificador principal (Bagnoli-8

EMG System, DelSys[®]) com ganho definido em 1000, banda de frequência de 20–450 Hz e ruído de 1.2 μ V (RMS). Os dados foram coletados com frequência de amostragem de 2000 Hz utilizando um computador com placa A/D de 16-bits A/D (PCI-6034E, National Instruments Corporation, Austin, USA) e o programa EMGworks[®] (versão 3.0, DelSys[®]).

Registro de imagem

Durante o experimento, os movimentos dos sujeitos no plano sagital (vista direita) e frontal (vista posterior) foram registrados a 50 Hz usando duas câmeras digitais (GR-DV 1800, JVC). As câmeras foram posicionadas perpendicularmente e a 1,5 m do chão. Marcadores passivos foram fixados ao corpo dos sujeitos nas seguintes posições: ombro: face posterior do acrômio (direito e esquerdo); cotovelo: epicôndilo lateral (direito e esquerdo); punho: processo estilóide da ulna (direito); quadril: trocânter maior do fêmur (direito e esquerdo) (OKUNRIBIDO e HASLEGRAVE, 2003). Estes marcadores foram utilizados para reconstruir os movimentos de abdução do ombro direito e esquerdo (AO), flexão do ombro direito (FO) e flexão do cotovelo direito (FC).

Análise dos dados

Força de preensão, EMG e imagem foram coletados durante todo o experimento, mas apenas a fase de manuseio foi analisada. A fase de manuseio foi definida como o tempo durante o qual o sujeito permaneceu com as mãos em contato com a caixa. O início e final de cada fase foram estabelecidos a partir dos dados de força de preensão. A análise foi realizada utilizando-se o programa MatLab[®] (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). O início foi determinado

como o momento em que a soma das forças aplicadas nas faces inferiores direita e esquerda foi igual ou superior a 3 N. O final da fase foi determinado quando esta soma reduziu-se a 3 N ou menos. Estes eventos foram utilizados para selecionar os dados de EMG e imagem, referentes a cada manuseio.

Os dados de cinemática foram digitalizados, filtrados e reconstruídos a partir do programa Ariel Performance Analysis System software (APAS[®], Ariel Dynamics, Inc., Trabuco Canyon, USA). Os dados foram filtrados com filtro digital passa-baixa de 5 Hz. A reconstrução das coordenadas reais foi realizada usando o procedimento de Transformação Linear Direta (TLD). Abdução e flexão do ombro e flexão do cotovelo foram calculados com relação a segmentos determinados como mostra a Figura 2, e arquivados em formato ASCII.

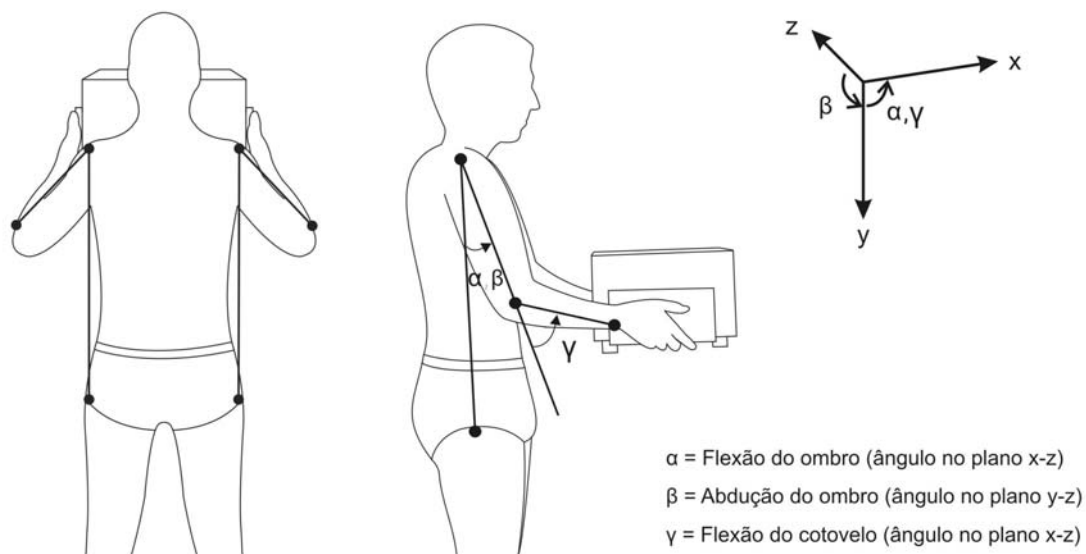


Figura 2. Ilustração do posicionamento dos marcadores e sistema de coordenadas utilizado para cálculo do deslocamento articular angular.

Os dados de EMG foram processados a partir de uma rotina programada em MatLab[®] (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). Todos os sinais foram filtrados com filtro *Butterworth* de 4^a ordem, passa-banda de 20 a 400 Hz e atraso

de fase zero. Subseqüencialmente foram retificados (retificação de onda completa) e novamente filtrados com passa-baixa de 5 Hz para obtenção do envoltório linear (BARELA e DUARTE, 2008). Os sinais foram então recortados de acordo com os dados de força de preensão, como previamente descrito, e foram normalizados com relação a um manuseio de referência. No manuseio de referência os sujeitos transferiram a mesma caixa, com massa de 11 kg, da superfície intermediária para a superfície alta.

A FPDA foi calculada para os dados de EMG e cinemática. De acordo com Jonsson (1982), níveis de probabilidade de 10, 50 e 90% representam a carga muscular estática, média e de pico, respectivamente. O método FPDA é um procedimento amplamente utilizado para descrever cargas ocupacionais (HÄGG et al, 2000; SØGAARD et al, 2001) e, embora os dados tenham sido registrados por um curto período de tempo, a análise realizada mostrou resultados consistentes. Para realizar análise qualitativa dos dados e identificar diferenças entre condições e padrões entre os sujeitos, o envoltório linear de cada sinal EMG bruto foi normalizado no tempo, de 0 a 100% em intervalos de 1%. O mesmo procedimento foi realizado para os dados de flexão e abdução do ombro, flexão do cotovelo, que foram também descritos em termos do 10º, 50º e 90º percentis.

Estatística

Todos os dados foram testados para normalidade a partir do teste de Shapiro Wilk. Diante da não normalidade na distribuição dos dados, testes não paramétricos foram utilizados. O teste de Mann-Whitney foi aplicado para testar diferenças entre os grupos (experientes e inexperientes). O teste pareado de

Wilcoxon foi aplicado para testar diferenças nas variáveis avaliadas entre lados direito e esquerdo referente à EMG, o movimento de abdução do ombro, altura da superfície-alvo, massa da carga de 7 e 15 kg. O alfa de 0,05 foi utilizado para todos os testes estatísticos, que foram aplicados a partir do programa Statistica® (versão 7, StatSoft, Inc., Tulsa, USA).

Resultados

Os dados de EMG e ADM coletados de sujeitos experientes e inexperientes não apresentaram diferenças estatísticas significantes. Desta forma, as duas categorias de sujeitos passaram a ser trabalhados como um único grupo. Não houve diferença significativa entre EMG e ADM (abdução do ombro) registrados para os lados direito e esquerdo. Desta maneira, apenas dados referentes ao hemisfério direito são descritos.

EMG

Dados da FPDA para EMG são apresentados na Figura 3. A atividade elétrica dos músculos avaliados foi modificada pela massa da carga e pela altura da superfície-alvo. Houve um aumento significativo (*) nos níveis de carga estática, média e de pico quando a massa da caixa aumentou de 7 para 15 kg. O aumento variou de 50 a 77% para o bíceps, e de 32 a 63% para o deltóide. O aumento mais expressivo ocorreu no nível de carga de pico e variou entre 73 e 77% (bíceps) e entre 60 e 65% (deltóide).

A atividade EMG foi significativamente maior (o) quando a caixa foi transferida em direção à superfície alta, em relação ao manuseio para a superfície baixa, exceto para o bíceps no nível de carga estática. Em ambos os níveis médio e de pico, a EMG mostrou aumentos similares (de 7 a 18% para o bíceps e de 10 a 38% para o deltóide) quando a caixa foi movida para a superfície alta, comparado ao manuseio da mesma para a superfície baixa. Então, comparativamente, o deltóide apresentou maior atividade elétrica no nível de carga de pico que o bíceps.

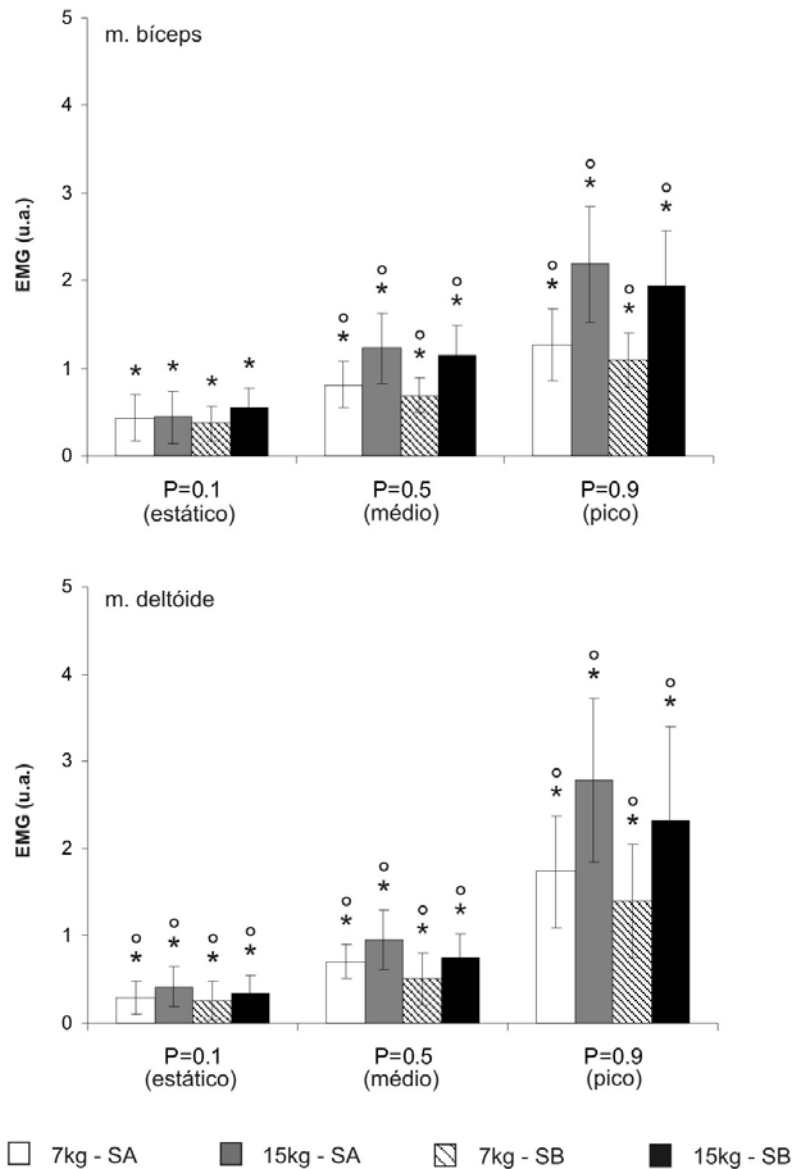


Figura 3. Níveis estático, médio e de pico (média \pm um desvio-padrão) de EMG normalizado pelo manuseio de referência, para os músculos dos 32 sujeitos durante o manuseio da caixa com massa de 7 e 15 kg da superfície intermediária (SI) para a alta (SA) e da intermediária para a baixa (SB). O asterisco (*) indica diferença significativa ($p < 0.05$) entre 7 e 15 kg e o círculo (o) indica diferença significativa ($p < 0.05$) entre SA e SB.

Amplitude de movimento (ADM)

Os dados da análise FPDA para a ADM são apresentados na Figura 4. A ADM foi significativamente modificada pela mudança na altura da superfície-alvo, exceto para o movimento de flexão do cotovelo no nível de carga média. A

ADM apresentou grande aumento quando a caixa foi transferida para a superfície alta, comparado com o manuseio realizado para a superfície baixa. O aumento mais expressivo foi em relação à abdução do ombro. No nível de carga estática, a abdução aumentou 7° e nos níveis de carga média e de pico o aumento foi de 25 e 35°, respectivamente.

A mudança da massa causou efeito na ADM em quatro de nove condições. Estas alterações significantes variaram entre 2 e 7° e ocorreram na flexão do ombro e cotovelo no nível de carga estática; abdução do ombro no nível de carga média; na flexão do ombro no nível de carga de pico.

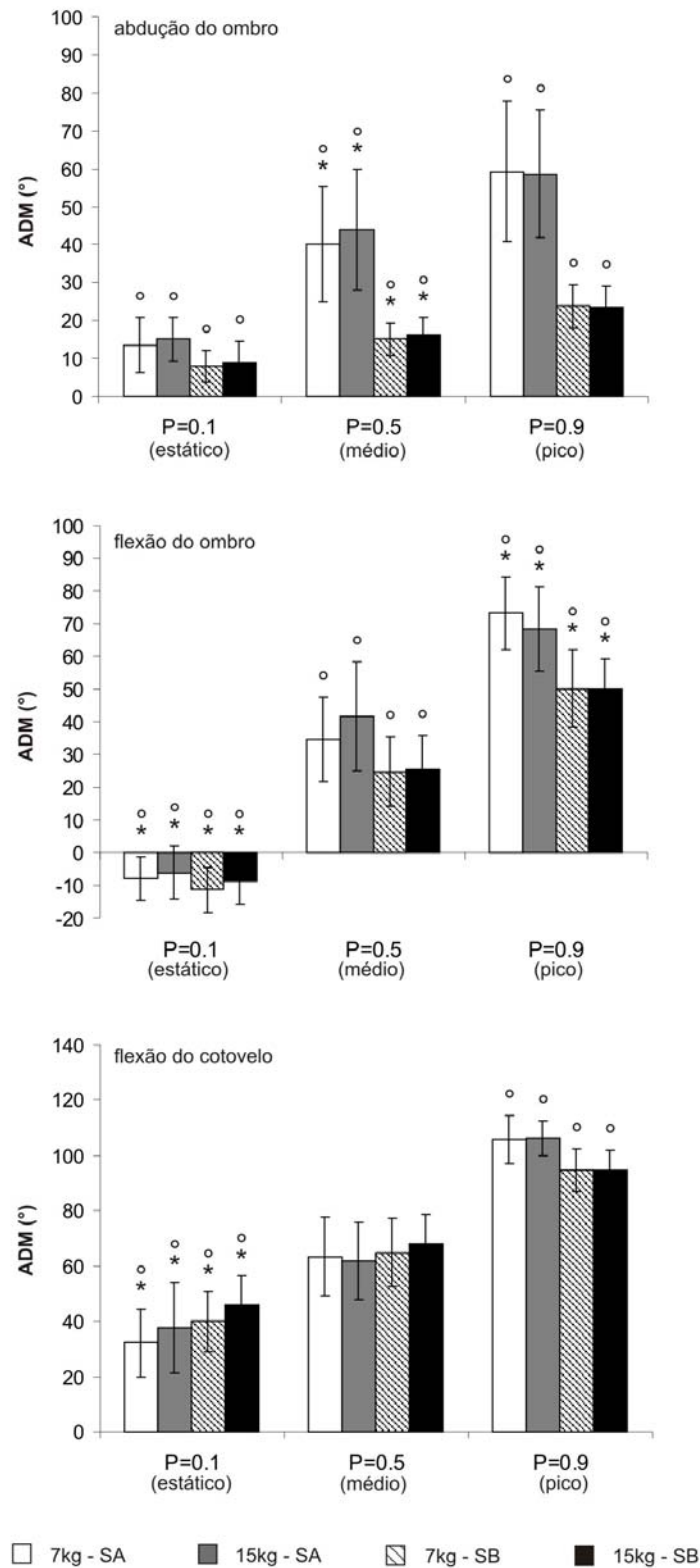


Figura 4. Níveis estático, médio e de pico (média \pm um desvio-padrão) da ADM (em graus) para abdução e flexão do ombro e flexão do cotovelo, dos 32 sujeitos durante o manuseio da caixa com massa de 7 e 15 kg da superfície intermediária (SI) para a alta (SA) e da intermediária para a baixa (SB). O asterisco indica diferença significativa ($p < 0.05$) entre 7 e 15 kg e o círculo (o) indica diferença significativa ($p < 0.05$) entre SA e SB.

A Figura 5 apresenta os dados de EMG e ADM para um sujeito representativo em todas as condições avaliadas. Os efeitos da mudança da massa e da altura da superfície-alvo podem ser observados, especialmente o padrão constante de movimento do cotovelo.

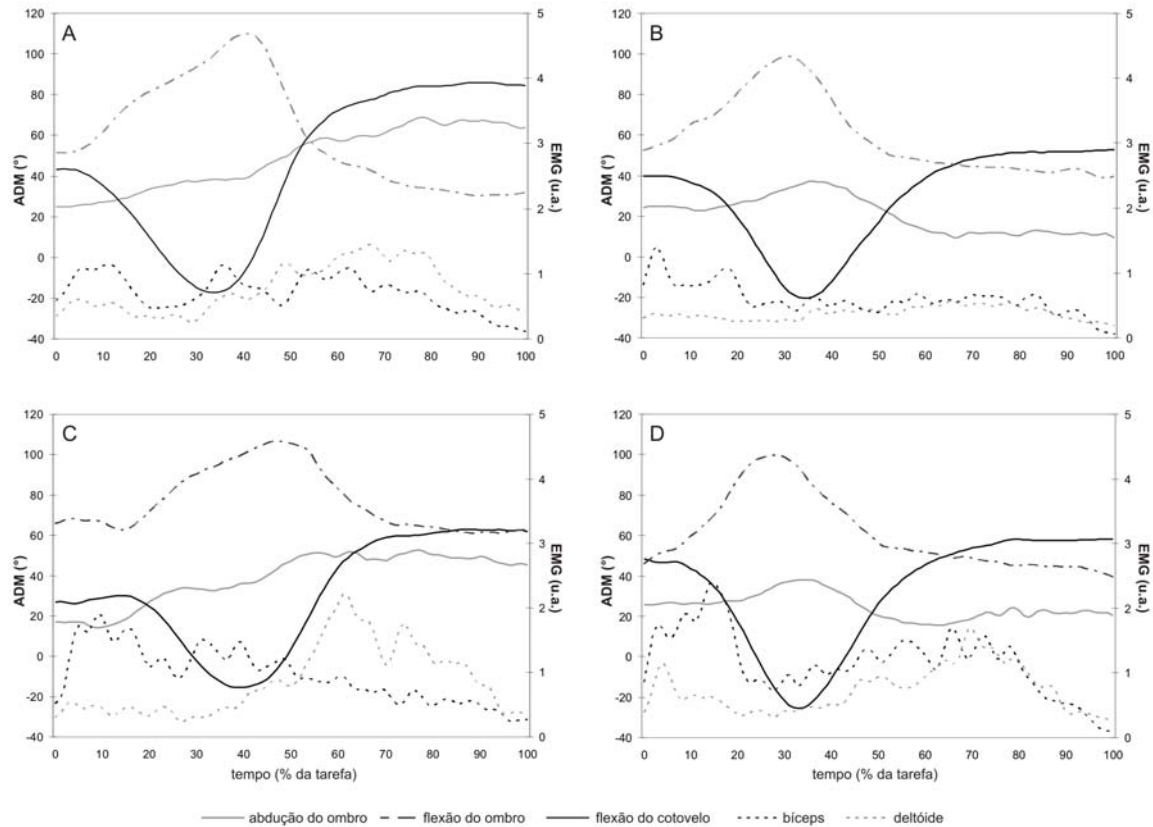


Figura 5. Dados de ADM (y') e EMG (y'') do membro superior direito, de um sujeito representativo, normalizados em função do tempo, coletados com a caixa de 7 kg manuseada para a superfície alta (A) e baixa (B) e da caixa de 15 kg para a superfície alta (C) e baixa (D).

Discussão

Os resultados indicaram que tanto a mudança na massa quanto a mudança da altura da superfície-alvo apresentam efeitos sobre a amplitude de

movimento e atividade eletromiográfica do segmento avaliado. A mudança na massa da carga influenciou tanto o comportamento muscular quanto o postural, mas o efeito mais pronunciado ocorreu sobre a atividade muscular. Maior ativação EMG foi registrada para o bíceps e deltóide quando os sujeitos manusearam a massa de 15 kg em comparação à massa de 7 kg. O maior esforço necessário para transferir a caixa mais pesada pode explicar esta diferença. De acordo com Kumar (1996) é possível estabelecer uma relação entre a carga externa mantida nas mãos e a carga muscular. Está bem estabelecido na literatura o fato de que o manuseio de cargas mais pesadas envolve altos níveis de esforço na coluna lombar (DAVIS e MARRAS 2000). Um comportamento similar foi observado nos músculos do membro superior. No estudo do manuseio manual de objetos cilíndricos, Habes et al (1985) relataram a ocorrência de aumento na amplitude EMG que apresentaram magnitude de 150 e 94% para o deltóide e bíceps, respectivamente, quando a massa do cilindro aumentou de 40 para 80% da contração voluntária máxima (CVM) dos sujeitos. Estes resultados corroboram os dados apresentados no presente estudo, mesmo considerando as diferenças nos parâmetros dos estudos relacionados à forma e tamanho do objeto manuseado (cilindros *versus* caixas).

O aumento da massa da caixa também modificou a ADM, mas em menor dimensão. Este resultado concorda com os achados de Authier et al (1995), que relataram pequena modificação na técnica de manuseio diante da modificação da massa manuseada. Eles atribuíram este resultado à pequena variação de massa utilizada no experimento (incrementos de 10 kg), sendo insuficiente para causar mudanças significativas. Uma vez que o incremento utilizado neste estudo foi ainda menor (8 kg), a mesma tendência parece ter ocorrido nos sujeitos avaliados.

Modificações na altura da superfície-alvo do manuseio apresentaram um claro efeito tanto na atividade muscular quanto nas posturas registradas, mas o efeito mais expressivo foi registrado para a postura. Em geral, maior atividade muscular foi registrada quando a caixa foi transferida para a superfície alta. Este resultado é similar aos encontrados na literatura (HABES et al, 1985; NIELSEN et al, 1998; ANDERSON et al, 2007). Habes et al (1985) também encontraram aumento na carga dos músculos do ombro quando a altura da superfície de destino da carga foi posicionada no nível dos olhos. Entretanto, os autores relataram que os efeitos mais expressivos da mudança da altura ocorreram no bíceps e não no deltóide, como identificado neste estudo. Diferenças na postura promovidas pelo tamanho e forma do objeto manuseado podem explicar esta divergência. A disposição e organização da tarefa também podem estar associadas a este resultado. Nielsen et al (1998) avaliaram a carga muscular nos ombros e coluna lombar a partir da aplicação da FPDA nos dados de atividade muscular dos músculos trapézio e eretores da espinha, respectivamente. Os autores relataram aumento na carga muscular do ombro quando os sujeitos levantaram uma caixa de 10 kg de uma superfície alta (cerca de 120 cm), comparado ao levantamento realizado a partir de superfícies mais baixas. Embora os músculos utilizados no presente estudo para representar a carga muscular do ombro sejam diferentes, os resultados apresentados neste estudo concordam com aqueles apresentados por Nielsen et al (1998). Anderson et al (2007) relataram aumento na atividade muscular do bíceps e deltóide quando a altura de uma atividade de manuseio de halteres aumentou do nível dos dedos e cotovelo para o nível dos ombros. Embora a atividade avaliada tenha sido diferente, os resultados concordam com aqueles apresentados.

Quando a caixa foi manuseada para a superfície alta, a ADM do ombro e cotovelo foi maior, representando maior carga postural. A flexão e abdução do ombro registradas na carga de pico foram em torno de 75 e 60°, respectivamente. O efeito mais marcante foi observado na amplitude de abdução do ombro: no nível de carga de pico, a amplitude passou de 23 para 58°. Por outro lado, o movimento de flexão do ombro também apresentou grandes ADMs para a superfície baixa (em torno de 55°). Este fato indica que além das superfícies altas, as superfícies baixas também representam risco para a articulação do ombro. A associação entre posturas desconfortáveis e distúrbios do ombro é bem documentada na literatura (BERNARD, 1997; SLUITER et al, 2001; LARSSON et al, 2007). O principal efeito destas posturas está relacionado a fatores biomecânicos assim como a fatores fisiológicos. Quando o braço se afasta do corpo, tanto no plano sagital quando no plano frontal, maior ADM ocorre e o momento articular é alto, aumentando a carga nos músculos abdutores (CHAFFIN e ANDERSSON, 1991). O principal resultado fisiológico da postura desconfortável do ombro está relacionada à pressão intramuscular (PIM). De acordo com a literatura, posturas de elevação do braço aumentam a atividade e PIM dos músculos envolvidos (JÄRVHOLM et al, 1989, 1988, 1991; SPORRONG et al, 1999; PALMERUD et al, 2000). O aumento da PIM prejudica o fluxo sanguíneo local e os músculos ficam suscetíveis ao desenvolvimento de fadiga muscular localizada (SPORRONG et al, 1999). Embora a associação entre posturas elevadas e sobrecarga nas estruturas do ombro tenha sido apresentada e reconhecida na literatura, não há concordância a respeito de um limite seguro para ocorrência dos movimentos de flexão e abdução do ombro.

Hoozemans et al (2008) relataram que o aumento da altura de levantamento está associado à diminuição da carga lombar. Eles avaliaram alturas entre 32 e 155 cm e recomendam que a otimização da altura vertical de localização da carga seja priorizada em relação à diminuição da massa da carga. Nossos resultados concordam com esta recomendação, mas apontam que alturas próximas ao nível dos ombros (em torno de 140 cm) devem ser evitadas, para que as posturas do ombro ocorram em amplitudes que não comprometam as estruturas articulares. A localização vertical da carga deve ser fixada próxima ao nível da cintura, evitando sobrecarga tanto para a coluna quanto para os membros superiores.

A ADM do cotovelo não parece fornecer risco para o sistema musculoesquelético de acordo com os resultados apresentados. Amplitudes de 80 a 120° (MURRAY et al 1995) e de 90 a 120° (KROEMER e GRANDJEAN, 2000) têm sido propostas como faixas seguras para a flexão do cotovelo. De acordo com estes autores, a habilidade em gerar torque é maior nesta faixa de movimento. Em geral, as posturas de cotovelo registradas neste estudo estiveram dentro destas faixas de segurança.

Enquanto a caixa foi transferida de uma superfície para outra, os sujeitos não apresentaram diferenças nas posturas ou atividade muscular registradas para os lados direito e esquerdo. Parece que os sujeitos manusearam a caixa de forma simétrica, embora nenhuma instrução sobre como realizar a atividade tenha sido fornecida no início do experimento. A maior vantagem mecânica oferecida pela simetria pode explicar esta escolha espontânea.

A comparação entre sujeitos experientes e inexperientes não mostrou nenhuma diferença estatisticamente significativa em nenhuma condição estudada.

Os resultados apresentados por Authier et al (1996) mostraram que trabalhadores experientes utilizam uma ampla variedade de preensões e estratégias para realizar mesmo uma tarefa simples de manuseio. Estas estratégias afetam positivamente a mecânica corporal e são biomecanicamente mais vantajosas (GAGNON, 2005). Nenhuma diferença entre experientes e inexperientes foi identificada no presente estudo. Este fato está provavelmente relacionado ao formato da caixa utilizada. Esta caixa foi instrumentada com células de carga e para que os sensores posicionados na superfície inferior da caixa fossem calibrados, três “pés” foram incluídos em sua base. Estes suportes mantêm a caixa suspensa, isto é, a superfície inferior da caixa não estava em contato com a prateleira sobre a qual estava posicionada. Este fato possibilitou que os sujeitos pudessem apreender a caixa utilizando todas as superfícies, sem que tivessem qualquer obstáculo. Desta forma o uso da face inferior não implicava em mover a caixa e ajustar o posicionamento das mãos. Esta possibilidade parece ter permitido que os sujeitos utilizassem uma estratégia de preensão simples e mais econômica, usando a superfície inferior da caixa.

Esta estratégia precisa ser melhor investigada em estudos futuros devido ao seu potencial vantajoso do ponto de vista biomecânico. Adicionalmente, mais estudos são necessários para contribuir com informações sobre a carga nos ombros e uso de superfícies baixas em atividades de manuseio de carga. Adicionalmente, um melhor entendimento da atividade muscular seria possível a partir da inclusão de um modelo de força, considerando a relação comprimento/tensão e força/velocidade em manuseios assimétricos.

Os músculos bíceps e deltóide foram avaliados uma vez que desempenham um papel importante nos movimentos do ombro. Coury et al

(1998) relataram alta atividade do bíceps quando a força de adução foi testada em várias combinações de posturas do ombro e cotovelo. Estas posturas reproduziam aquelas utilizadas frequentemente em atividades industriais, incluindo tarefas de manuseio. A principal conclusão foi que músculos multifuncionais, como o bíceps, são sobrecarregados durante estes tipos de atividades. Considerando este músculo como flexor do ombro e cotovelo, e o fato de que o deltóide tem um papel importante na ação de abdução, esses dois músculos parecem ser relevantes no estudo da carga muscular ocupacional. Ainda, de acordo com Bjelle et al (1981), elevações repetitivas do braço durante o trabalho, definidas como flexões e abduções acima de 60° representam um fator significativo nos distúrbios do ombro e pescoço entre trabalhadores industriais.

De maneira geral, atividade muscular e movimentos do ombro foram afetados tanto pela massa da carga quanto pela altura da superfície-alvo no manuseio. Considerando que execução de força e posturas desconfortáveis consistem em importantes fatores de risco para o desenvolvimento de distúrbios osteomusculares na região do ombro, mais atenção deve ser dada à estes fatores no planejamento ou redesenho de postos de trabalho. Sabe-se que superfícies baixas podem promover altas cargas na coluna lombar durante atividades de manuseio de carga, mas os resultados apresentados neste estudo mostram que estas superfícies também oferecem riscos para os ombros, já que podem resultar em amplitudes extremas de flexão da articulação. Esta é uma nova evidência, já que as posturas do ombro durante atividades de manuseio não têm sido avaliadas. Outro aspecto deste estudo é o seu desenho, que permitiu aos sujeitos

a realização da tarefa sem restrição do posicionamento dos pés, reproduzindo condições ocupacionais reais.

DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO INICIAL

.....

O primeiro estudo apontou que houve certa homogeneidade no tipo de preensão realizado. Indivíduos experientes e inexperientes adotaram a preensão látero-inferior em todas as condições avaliadas. Esta preensão é caracterizada pelo posicionamento das mãos nas faces laterais e inferiores da carga. Este resultado diverge dos dados apresentados por Authier et al (1996), que observaram até 40 combinações de pega e inclinação da carga entre o grupo de sujeitos experientes avaliado. Os autores também relataram que sujeitos inexperientes não apresentaram essa variação nos tipos de preensão ou mesmo na inclinação da carga.

Uma possível explicação para o resultado observado é o formato da caixa utilizada. Esta caixa foi desenvolvida especialmente para avaliação da atividade de manuseio (PADULA e COURRY, 2004) e apresenta células de carga acopladas em suas faces para registro da força de preensão. Nesse sentido, ela possui três apoios (“pés”) que a mantém suspensa com relação à superfície, condição necessária para a calibração das células de carga das faces inferiores antes de cada experimento. Este fato permitiu, então, que todas as superfícies da caixa estivessem livres para o contato no momento do manuseio. Mediante essa possibilidade, todos os sujeitos, sem exceção, mostraram preferência pela preensão látero-inferior.

Para entender a ocorrência de homogeneidade no tipo de preensão realizado e avaliar se a preensão látero-inferior, preferida pelos sujeitos nesta condição, é biomecanicamente mais vantajosa, seja pela análise das posturas do

punho (flexo-extensão e desvios radial e ulnar), seja pela força de preensão registrada, um segundo estudo (Estudo 2) foi desenvolvido. Além de descrever os tipos de preensão realizados por sujeitos experientes e inexperientes, foi objetivo do estudo descrever a força de preensão e movimentos do punho de acordo com a pega realizada, considerando diferentes alturas de superfície-alvo, uma vez que o *layout* da tarefa interfere na carga imposta ao membro superior. Ainda, as amplitudes de movimento registradas para a articulação do punho foram avaliadas de acordo com a amplitude de movimento segura proposta pela literatura.

ESTUDO 2

COMO UMA CAIXA É MANUSEADA QUANDO TODAS AS FACES ESTÃO LIVRES PARA O CONTATO?

OLIVEIRA AB, PÁLINKÁS ESL, SILVA LCCB, PADULA RS, COURY HJCG. How is
a box handled when all sides are free for contact? *Manuscrito em fase final de
redação para submissão ao periódico APPLIED ERGONOMICS.*

Introdução

Atividades ocupacionais envolvendo o manuseio de caixas têm sido associadas ao desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos. De acordo com estudos epidemiológicos, trabalhadores que realizam atividades de manuseio de cargas apresentam problemas principalmente na região lombar (STRAKER, 1999). Recentemente mais atenção tem sido direcionada a outros segmentos corporais quando o foco é a carga gerada durante o manuseio. A carga imposta ao ombro tem sido também avaliada (NIELSEN et al, 1998; OLIVEIRA e COURY, submetido), assim como aquela imposta ao punho, particularmente considerando-se o efeito de tipos e posições de alças e manoplas na postura e carga de trabalho (ANDO et al, 2000; DAVIS et al, 1998; DRURY et al, 1989a e 1989b; WANG et al, 2000). Neste contexto, a equação de levantamento NIOSH, desenvolvida pelo Instituto Nacional de Segurança e Saúde Ocupacional (*National Institute for Occupational Safety and Health*, NIOSH) em 1981, foi revisada em 1991, quando os tipos de prensão passaram a ser considerados como um novo multiplicador (WATERS et al, 1993).

De fato, a natureza do acoplamento mão-objeto é muito importante porque pode determinar a postura do punho e mãos, assim como a carga imposta a estes segmentos. Neste sentido, a principal abordagem de estudos envolvendo a avaliação de punho e mãos durante tarefas de manuseio é o estudo de alças e manoplas (CHUNG e WANG, 2001; CORY e DRURY 1982; DRURY, 1980; WANG et al, 2000). Estes estudos têm fornecido informações a respeito de como a angulação da alça/manopla pode afetar os desvios do punho e capacidade de

levantamento sob diferentes condições de trabalho (variação de massa da carga e altura da tarefa).

O conhecimento gerado a partir destes estudos pode ser útil uma vez que a associação entre desvios amplos do punho e realização de força têm sido reconhecidos como perigosos (BERNARD et al, 1997; WANG et al, 2000). No entanto, a presença de alças e manoplas em caixas e recipientes comerciais não é comum. Drury et al (1982), depois de realizar um amplo levantamento a respeito do manuseio realizado em contexto industrial, relatou que apenas 2,6% das caixas utilizadas possuem alças. Também foi observado, mesmo quando disponível, as alças não são necessariamente utilizadas pelos trabalhadores. Questões práticas relacionadas ao desenho das alças podem estar envolvidas e devem ser investigadas.

A posição das mãos, massa da carga, superfícies-alvo e experiência dos trabalhadores parecem ser outras questões relevantes na avaliação da carga de trabalho. Estes itens foram previamente explorados, mas, com relação à avaliação do punho, existem algumas limitações. Uma característica importante dos estudos que avaliaram posicionamento das mãos em atividades de manuseio é que a caixa sempre era colocada sobre uma superfície plana, o que gerava restrições, uma vez que os sujeitos tinham livre acesso apenas às faces laterais e superior da caixa.

Considerando que caixas que permitem livre acesso também à face inferior nunca foi investigada até então, seria útil testar como sujeitos experientes e inexperientes em atividades de manuseio pegariam este tipo de caixa para realização da tarefa. Para contribuir com esta informação, os objetivos do estudo foram (1) descrever os tipos de preensão realizados por sujeitos experientes e

inexperientes no manuseio de uma caixa que possibilita livre acesso a todas as faces; (2) descrever a força de preensão e movimentos do punho de acordo com a preensão realizada, considerando diferentes alturas de superfície-alvo; (3) avaliar as amplitudes de movimento do punho registradas de acordo com a amplitude de movimento segura proposta pela literatura.

Métodos

Sujeitos

Vinte e oito homens destros, com idade média de 22,3 (\pm 4,3) anos, altura média de 1,7 (\pm 0,04) m e peso médio de 69,1 (\pm 8,7) kg, foram recrutados para participar do experimento. Dos vinte e oito sujeitos, 14 eram experientes em tarefas de manuseio de carga (no mínimo 6 meses de trabalho em atividades que incluíam o manuseio manual de cargas em estoques de supermercados e outras lojas de varejo) e 14 inexperientes neste tipo de tarefa (estudantes, sem experiência profissional em manuseio manual de caixas). Os critérios de exclusão compreenderam a presença de sintomas ou distúrbios musculoesqueléticos, doenças gerais, limitação na amplitude de movimentos, desvios posturais aparentes ou problemas de equilíbrio. Todos os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Formal, Livre e Esclarecido, previamente aprovado pelo comitê de ética local (Processo 059/04).

Protocolo

Os sujeitos manusearam uma caixa (com massa de 11 kg) em uma estante fixa, de uma prateleira (superfície intermediária – SI – 102,5 cm, próxima ao nível da cintura) para outra, sendo alta (superfície alta – SA – 142,5 cm) e baixa (superfície baixa – SB – 62,5 cm). Os sujeitos pegaram a caixa da SI e transferiram-na para uma superfície de altura pré-determinada (SA ou SB). A altura da superfície foi aleatorizada. Nenhuma instrução específica sobre posturas para realizar a atividade ou sobre como pegar a caixa foram fornecidas aos sujeitos. Antes do início do experimento os sujeitos foram informados sobre a posição inicial e final da caixa e também sobre o momento de início da coleta de dados.

Coleta de dados e equipamentos

Dados simultâneos foram registrados durante todo o experimento a partir de células de carga acopladas à caixa, eletrogoniômetro e câmera de vídeo. Um eletrogoniômetro biaxial (XM 65 Biometrics Ltd, Gwent, UK) foi utilizado para registro dos movimentos de flexo-extensão e desvios do punho direito. O terminal telescópico do eletrogoniômetro foi fixado no dorso da mão, sobre o terceiro metacarpo e o terminal fixo, sobre a linha média do antebraço. A posição de referência foi registrada com o sujeito em pé e os braços relaxados sobre uma mesa, antebraços pronados e punho em posição neutra. Os dados foram coletados a partir da Unidade de Aquisição DataLINK (Biometrics Ltd, Gwent, UK) durante todo o experimento.

Uma caixa de metal construída especialmente para avaliar tarefas de manuseio de cargas (PADULA e COURY, 2004) foi utilizada neste estudo. Esta

caixa mede 300 (mm em comprimento) x 300 (mm em profundidade) x 180 (mm em altura) e foi instrumentada com duas células de carga nas laterais, e duas no fundo da caixa, para permitir registro da força de prensão durante a realização da atividade (ilustração detalhada no ANEXO III). Cada célula de carga foi conectada à unidade de aquisição DataLink (Biometrics Ltd, Gwent, UK) e os dados foram coletados a partir do programa DataLink (2.0, Biometrics Ltd), com frequência de amostragem de 100 Hz. A caixa apresentava três “pés” para suporte em sua base, que permitiam o procedimento de calibração das células de carga. Estes suportes também permitiam que os sujeitos apreendessem a caixa utilizando qualquer um dos lados, incluindo a superfície inferior. Para descrever a posição das mãos utilizada pelos sujeitos para o manuseio da caixa, imagens do plano sagital (vista direita) foram coletadas durante o experimento a partir de uma filmadora digital (GR-DV 1800, JVC).

Processamento e análise dos dados

Embora movimentos do punho e força de prensão tenham sido coletados durante todo o experimento, apenas as fases de manuseio foram analisadas. A fase de manuseio foi definida como o tempo durante o qual o sujeito permaneceu com as mãos em contato com a caixa, aplicando forças maiores que um limite pré-estabelecido. O início e final de cada manuseio foi definido como o momento no qual a soma da força aplicada nas faces inferiores e laterais da caixa era maior e menor que 3 N, respectivamente.

Todos os dados foram processados a partir do software MatLab[®] (versão 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). Os registros eletrogoniométricos foram filtrados com filtro *Butterworth* de 2^a ordem, passa-baixa de 5 Hz e atraso de fase

zero. Depois de filtrados, os dados foram utilizados para identificação do início e final de cada fase de manuseio. O valor médio da força aplicada em cada face da caixa foi calculado para cada fase de manuseio. Os percentis de distribuição de amplitude (FPDA) 10°, 50° e 90° foram utilizados para descrever e comparar movimentos do punho entre as condições avaliadas. A análise a partir dos percentis fornece as amplitudes realizadas durante os manuseios e permite a comparação destes ângulos com aqueles propostos como seguros pela literatura. Paschoarelli et al (2008), a partir de revisão da literatura disponível, propuseram a amplitude de 15° como máxima para os movimentos de flexo-extensão e desvio ulnar do punho e 10° como máximo desvio radial da articulação. Estas amplitudes representam faixas seguras, dentro das quais, menor risco de lesão e sobrecarga musculoesquelética é identificado.

Estatística

Os dados foram testados para normalidade e homogeneidade a partir da aplicação dos testes de Shapiro Wilk e Levene, respectivamente. A ANOVA 2-way foi aplicada nos dados cinemáticos para comparar grupos e alturas de manuseio. A ANOVA 3-way foi utilizada para os dados de força de preensão para comparar grupos, alturas e faces da caixa. O teste HSD de Tukey foi utilizado como análise *post-hoc*. O nível alfa foi estabelecido a 5% para todas as análises, realizadas no *software* Statistica (versão 7, StatSoft, Inc., Tulsa, USA).

Resultados

Posicionamento das mãos

Todos os sujeitos pegaram a caixa simetricamente usando preensão látero-inferior em todas as condições avaliadas. Este tipo de preensão é caracterizado pelo posicionamento das mãos e do polegar sobre a face lateral da caixa e posicionamento dos dedos (2º a 5º) sobre a face inferior. Embora esta preensão tenha sido adotada por todos os sujeitos, houve uma pequena variação com relação ao posicionamento dos dedos. A preensão látero-inferior típica (Figura 6A) foi observada em 12,5% dos casos. A variação encontrada (Figura 6B) ocorreu em 87,5% dos casos e compreendeu o posicionamento do polegar e indicador sobre a face lateral e do terceiro dedo sobre a transição entre faces lateral e inferior, sendo que os demais dedos permaneceram sobre a face inferior (Figura 6A). Não houve nenhuma diferença no posicionamento das mãos entre grupos ou entre alturas das superfícies-alvo.

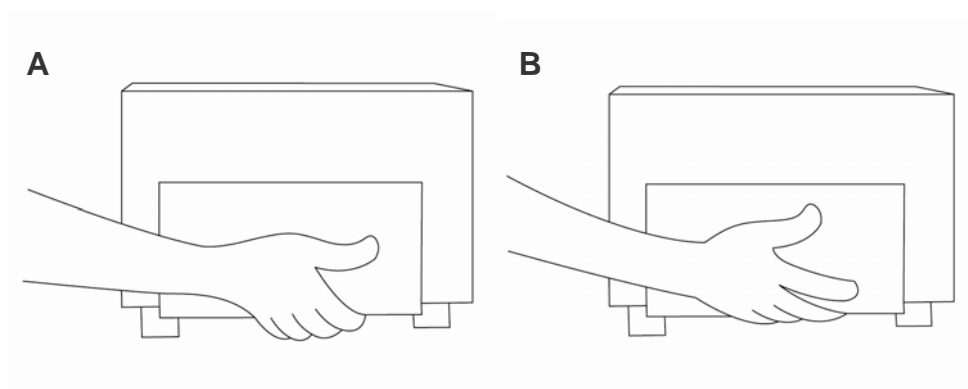


Figura 6. Pega látero-inferior típica (A) e variação (B) observada entre sujeitos experientes e inexperientes.

Movimentos do punho

Os dados da distribuição de amplitude no 10º, 50º e 90º percentis para o movimento de flexo-extensão do punho são apresentados na Figura 7A. Em geral, o punho manteve-se em extensão na maior parte do tempo (valores negativos). Houve diferença significativa ($P < 0,05$) entre o grupo de sujeitos experientes e inexperientes para o 10º percentil de distribuição, que representa o pico de movimento. Sujeitos experientes apresentaram maior amplitude de extensão do punho que inexperientes, quando manuseando a caixa tanto para a superfície alta, quanto para a superfície baixa (Figura 7A). Quando a caixa foi levada para a superfície alta, a amplitude de extensão do punho registrada entre os experientes, ultrapassou o limite proposto como seguro para este movimento (Paschoarelli et al, 2008).

A Figura 7B apresenta a distribuição de amplitude dos desvios ulnar e radial. Em todos os percentis avaliados houve diferença significativa ($P < 0,05$) entre as alturas avaliadas. Maiores amplitudes foram registradas quando a caixa foi manuseada em direção à superfície alta, sendo que os sujeitos mantiveram o punho em desvio ulnar na maior parte do tempo. Quando a caixa foi manuseada para a superfície baixa foram registradas maiores amplitudes de desvio radial.

De acordo com as amplitudes propostas como seguras para os desvios do punho (Paschoarelli et al, 2008) a superfície alta foi associada a movimentos de risco na direção ulnar enquanto a superfície baixa foi associada a movimentos de risco na direção radial (Figura 7B).

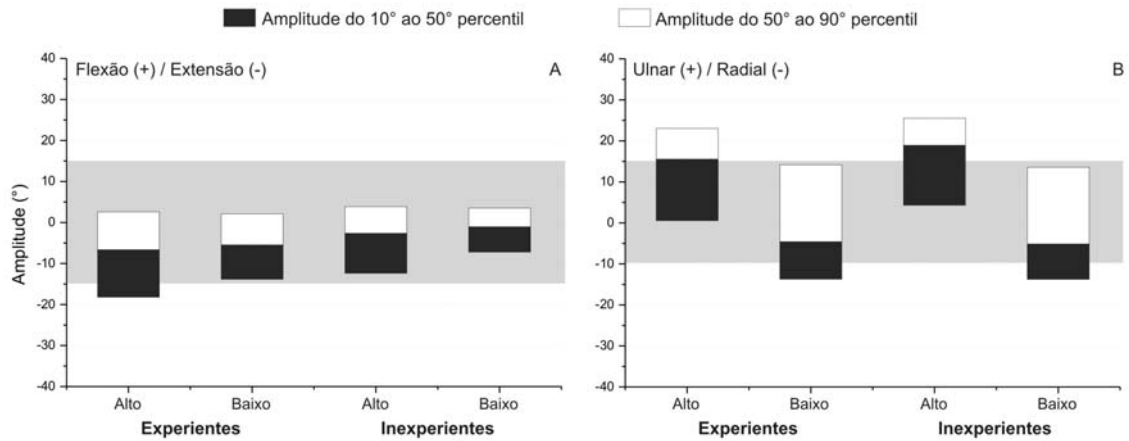


Figura 7. Distribuição dos movimentos de flexo-extensão (A) e desvios (B) do punho direito de sujeitos experientes e inexperientes quando manuseando uma caixa de 11 kg da superfície intermediária para superfícies alta e baixa. A área cinza indica a amplitude de movimento segura de acordo com a literatura.

Força de Preensão

Valores médios e desvios-padrão da força de preensão aplicada em cada face da caixa são apresentados na Figura 8. Houve diferença significativa entre alturas ($P < 0,05$) e interação significativa ($P < 0,05$) para a associação entre altura e faces da caixa. Nenhuma diferença entre experientes e inexperientes foi identificada.

Quando a caixa foi transferida para a superfície alta (Figura 8A), a força aplicada nas quatro faces da caixa foi mais bem distribuída, exceto para uma diferença significativa, identificada para ambos os grupos, entre a face lateral esquerda e faces inferiores ($P < 0,05$). Quando a caixa foi manuseada para a superfície inferior, menores níveis de força foram aplicados nas faces laterais. No entanto, houve melhor distribuição de força entre os lados direito e esquerdo da face inferior (Figura 8B).

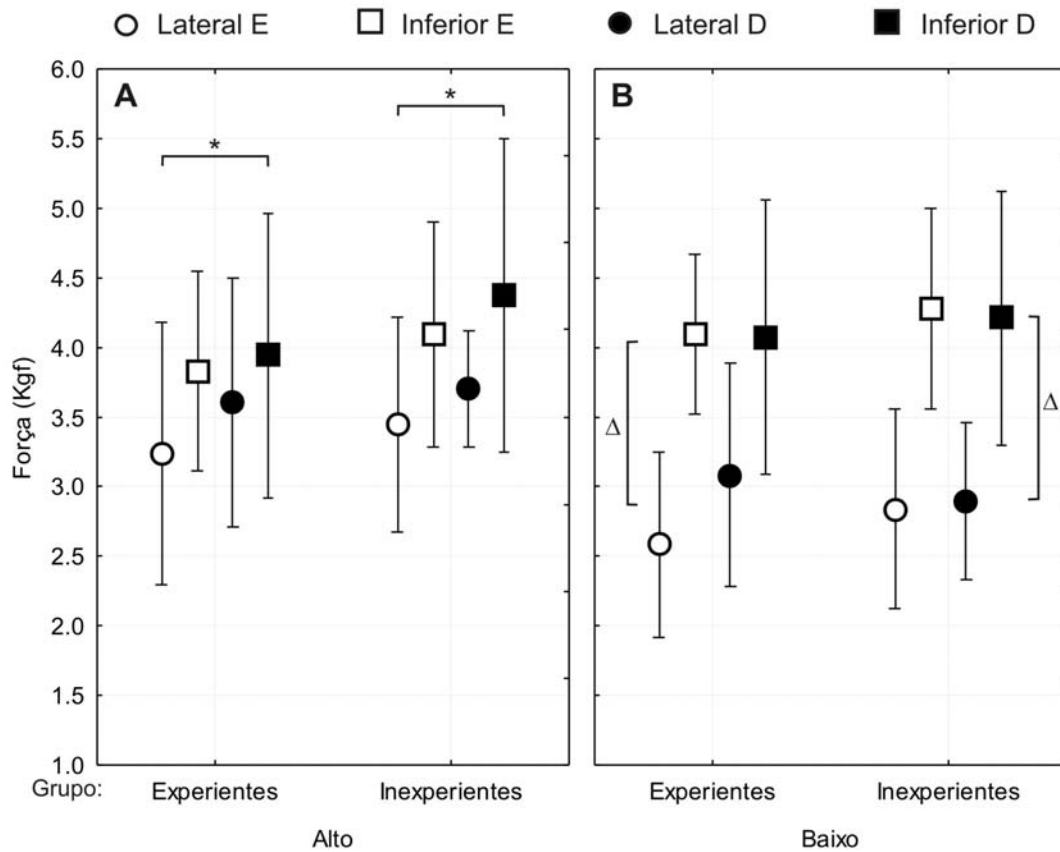


Figura 8. Valores médios e desvios-padrão da força de preensão aplicada em cada face da caixa durante a atividade de manuseio realizada por sujeitos experientes e inexperientes. A caixa foi transferida da superfície intermediária para superfície alta (A) e baixa (B). Os símbolos indicam $P < 0,05$ para a comparação *post-hoc* de cada altura: asteriscos (*) indicam diferença entre face lateral esquerda e face inferior direita; triângulos (Δ) em B (na vertical) apontam diferença entre faces laterais e inferiores.

Os resultados da interação entre altura e faces da caixa mostram que houve diferença na força aplicada nas faces laterais da caixa de acordo com a altura da superfície-alvo (Figura 8AxB). Maior nível de força foi aplicado na face lateral esquerda quando a caixa foi manuseada para a superfície alta em comparação à força aplicada quando a caixa foi manuseada para a superfície baixa ($P < 0,05$). Por outro lado, a força aplicada na face lateral direita e faces inferiores foram as mesmas tanto para o manuseio envolvendo superfície alta como superfície baixa ($P > 0,05$). Considerando a força total aplicada na caixa é

possível concluir que maior nível de força foi necessário para mover a caixa para a superfície alta.

A Figura 9 apresenta um resumo dos dados de postura e força de preensão. É possível verificar que maiores desvios do punho ocorreram quando a caixa foi levada para a superfície alta. Nesta condição, maiores níveis de força foram exercidos, considerando as faces laterais da caixa.

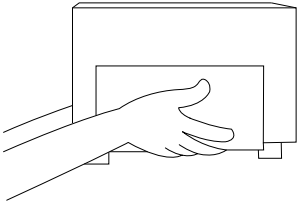
			Experientes	Inexperientes	
			Média (DP)	Média (DP)	
	Postura	Flexo-extensão	-7,45 (10,86)	-3,56 (11,74)	
		Desvios	13,11 (7,50)	16,77 (7,09)	
	Força de preensão	Lateral esquerda	3,24 (0,94)	3,44 (0,78)	
		Inferior esquerda	3,83 (0,72)	4,09 (0,80)	
		Lateral direita	3,61 (0,90)	3,71 (0,41)	
		Inferior direita	3,94 (1,02)	4,37 (1,13)	
	Superfície baixa	Postura	Flexo-extensão	-5,79 (6,87)	-1,58 (9,25)
			Desvios	-1,69 (7,62)	-1,95 (7,21)
Força de preensão		Lateral esquerda	2,59 (0,67)	2,83 (0,71)	
		Inferior esquerda	4,09 (0,57)	4,28 (0,72)	
		Lateral direita	3,08 (0,80)	2,90 (0,57)	
		Inferior direita	4,07 (0,99)	4,21 (0,91)	

Figura 9. Resumo dos principais resultados referentes à postura (expressa em graus) e força de preensão (expressa em kgf), registrados durante o manuseio da caixa, partindo da superfície intermediária em direção às superfícies alta e baixa. Os dados são apresentados em valores médios e desvios-padrão (DP). Os valores positivos (+) indicam flexão, enquanto os negativos (-) indicam extensão. O desvio ulnar é representado pelos valores positivos (+) e o radial pelos negativos (-).

Discussão

Sujeitos experientes e inexperientes manusearam a caixa para superfície alta e baixa utilizando exclusivamente as faces laterais e inferior da caixa (pega látero-inferior). Estudos a respeito do posicionamento das mãos têm mostrado que sujeitos tendem a utilizar diferentes tipos de pega para manusear uma caixa quando na ausência de alças e manoplas (AUTHIER et al, 1995; DRURY et al, 1982; PADULA et al, 2006). O fato interessante é que nenhum outro posicionamento das mãos foi identificado no presente estudo e apenas uma pequena variação foi registrada em relação ao posicionamento dos dedos sobre a face lateral ou inferior da caixa. Então, quando houve livre acesso à face inferior da caixa, os sujeitos preferiram utilizar esta face para realizar o manuseio.

A preferência pelo uso da face inferior parece ser justificada por vantagens biomecânicas. Uma série de estudos realizados por Drury e colaboradores (1982, 1985, 1989b) mostrou que quando as mãos estão posicionadas sob a caixa, ou seja, na face inferior, a força exercida para manusear a carga pode ser baixa se comparada à força gerada quando a mão está posicionada em outros pontos da caixa. Manter as mãos sob a caixa pode permitir maior geração de força muscular. Nesta condição, o bíceps, que é um músculo forte e biarticular, é capaz de gerar grandes torques quando o cotovelo é mantido entre 80 e 100° de flexão (MURRAY et al, 1995). Ainda, este posicionamento das mãos pode facilitar o desenvolvimento de força adutora devido à posição neutra do antebraço em relação ao movimento de prono-supinação, fornecendo um bom ajuste entre mãos e caixa. Dados apresentados por Coury et al (1998) mostraram que o bíceps estava altamente ativo durante tarefas de compressão em

adução, realizadas em um equipamento que reproduzia o movimento realizado durante o manuseio de uma caixa. Considerando o fato de que o bíceps é ativado tanto para suportar a caixa quanto para estabilizar segmentos durante a compressão em adução é importante que sua ação possa ocorrer em vantagem mecânica. O posicionamento das mãos sobre as faces laterais e inferior, adotado pelos sujeitos avaliados neste estudo, parece fornecer esta vantagem. O uso das faces lateral e inferior possibilita maior superfície de contato da mão na caixa, gerando melhor acoplamento e distribuição da carga.

O posicionamento das mãos adotado pelos sujeitos experientes e inexperientes durante a tarefa de manuseio ocorreu de forma simétrica. De acordo com Deeb et al (1985), o posicionamento simétrico das mãos minimiza as forças neste segmento. A escolha de posicionar as mãos de forma simétrica nas faces lateral e inferior parece ter sido eficiente para os sujeitos avaliados no presente estudo, uma vez que esta foi mantida durante as tarefas.

Extensão e desvio ulnar do punho foram predominantes durante a atividade avaliada, exceto para o 50º e 90º percentis, quando o manuseio foi realizado para a superfície baixa. Nesta condição, o desvio radial foi prevalente. Os dados de flexo-extensão do punho consistem em uma informação relativamente nova, uma vez que a maioria dos estudos que avaliam posturas do punho durante o manuseio tem registrado apenas os desvios ulnar e radial da articulação. A flexo-extensão não foi influenciada pela altura da superfície-alvo. Na maior parte do tempo os movimentos ocorreram dentro da faixa tida como segura. No entanto, sujeitos experientes apresentaram maior amplitude de extensão do punho em relação aos inexperientes, particularmente quando a caixa foi manuseada para a superfície alta. Nesta condição, a extensão do punho

realizada por sujeitos experientes ultrapassou os 15° propostos como ADM segura (PASCHOARELLI et al, 2008).

Os movimentos de desvios do punho foram influenciados pela altura da superfície-alvo. Todos os sujeitos tenderam manter o punho exclusivamente em desvio ulnar quando manusearam a caixa para a superfície alta, sendo que o pico de desvio ulnar alcançado foi de 25°. Desta forma, o punho esteve em ADM segura por cerca de 50% do tempo. Quando a caixa foi levada em direção à superfície baixa, desvios de até 15° foram registrados, tanto no sentido radial quanto ulnar. No entanto, tendo em vista a postura média, é possível afirmar que o desvio predominante foi o radial. Uma vez que o limite proposto como limite seguro para o desvio radial do punho é 10°, posturas de risco para este movimento também foram registradas. Drury et al (1989b) relataram amplitudes de desvio ulnar muito pequenas quando trabalhadores realizaram um manuseio simétrico. Para a condição sem alça, os sujeitos tiveram uma amplitude média de 5°. As diferenças entre estes dados e os resultados do presente estudo são provavelmente relacionadas a diferenças metodológicas. Os dados foram coletados por Drury et al (1989b) apenas no início e final de cada tarefa de levantamento e abaixamento e não avaliaram superfícies tão altas como as avaliadas neste estudo. Além disso, os resultados relatados em valores médios podem subestimar as amplitudes de movimento. Por outro lado a análise dos percentis permite avaliar a ADM realizada pelos sujeitos durante toda a tarefa, como um processo contínuo. As amplitudes de movimento do punho apresentadas neste estudo concordam com aquelas relatadas por Chung e Wang (2001), e Padula et al (2006). Entretanto, o tempo gasto fora da amplitude segura foi menor no nosso experimento do que no experimento de Padula,

principalmente para o movimento de flexo-extensão. Este fato pode, provavelmente, ser explicado pelas diferenças no posicionamento das mãos. Padula et al. (2006) relataram 3 tipos de preensão adotados pelos sujeitos para realizar uma tarefa de manuseio, enquanto no presente estudo, uma vez que a caixa permitia livre acesso a todas as faces, todos sujeitos escolheram utilizar sempre as faces inferior e laterais para segurar a caixa.

Embora a experiência dos sujeitos não tenha influenciado o tipo de preensão realizado pelos sujeitos, este fator foi associado à amplitude de extensão do punho de forma significativa. Os estudos que avaliaram a experiência dos sujeitos (GAGNON, 2005) identificaram que trabalhadores experientes desenvolvem estratégias mais seguras para realizar o manuseio manual de cargas. Além de usar diferentes tipos de preensão, eles também inclinam a caixa. Este achado pode explicar, ao menos em parte, a diferença na amplitude de extensão do punho identificada entre experientes e inexperientes avaliados neste estudo. Quando a caixa é levada para uma superfície localizada acima do nível da cintura, trabalhadores experientes tendem a incliná-la de tal forma que a face superior fique próxima ao corpo. Para isso, o punho é mantido em desvio radial e sabe-se que este movimento é associado à extensão da articulação (Li et al, 2005).

A força de preensão variou apenas em função da altura da superfície-alvo. Quando a caixa foi levada para a superfície alta houve melhor distribuição de força entre face lateral e inferior. Entretanto, a força total utilizada foi maior nesta condição. Este fato pode estar relacionado à força de adução necessária para estabilizar e levantar a caixa. Quando o manuseio envolveu a superfície baixa, uma quantidade de força similar foi aplicada na face inferior da caixa.

Entretanto, menor força foi registrada para as faces laterais, particularmente para o lado esquerdo. As forças estavam então mais concentradas nas faces inferior e lateral direita. Todos os sujeitos avaliados eram destros e esta estratégia foi provavelmente adotada para possibilitar melhor controle da caixa a partir de maior aplicação de força com o membro dominante.

Muitos estudos prévios descreveram medidas isométricas da força de preensão. (CATOVIC et al, 1991; KATTEL et al, 1996; WARWICK et al, 1980; GARG e BADGER, 1986). No entanto, a medida dinâmica de força tem sido considerada como o melhor indicador para se avaliar o desempenho funcional das mãos (ANDO et al, 2000; LI, 2002) e também avaliar e melhorar os postos de trabalho (McGORRY, 2001). Morse et al (2006) estudaram a força de preensão dinâmica e encontraram diferenças na relação entre força de preensão e posição do punho quando compararam estes resultados com dados de testes isométricos.

No contexto industrial a maioria das melhorias, implementadas em atividades de manuseio de carga, é concentrada no oferecimento de alças para facilitar a realização da tarefa e reduzir a carga musculoesquelética. Muitos estudos apresentam as vantagens do manuseio de caixas utilizando alças bem planejadas (CHUNG e WANG, 2001; WANG et al, 2000; DAVIS et al, 1998; DEEB et al, 1985; DRURY, 1980). Por outro lado, a avaliação de situações ocupacionais reais mostra que os trabalhadores nem sempre utilizam as alças e tendem a realizar o manuseio a partir do posicionamento assimétrico das mãos (DRURY et al, 1982, AUTHIER et al, 1996). Os resultados apresentados mostraram que os sujeitos preferem pegar a caixa a partir da face inferior quando o posicionamento das mãos nesta face não apresenta obstáculos. Os dados da avaliação biomecânica da preensão látero-inferior podem ser considerados

satisfatórios considerando tanto a postura do punho quanto a força de preensão. Sendo assim, a proposta é que se facilite o posicionamento das mãos de forma simétrica nas faces inferior e lateral da caixa, a partir de novos modelos de caixas e recipientes. Isto levaria à adoção intuitiva da preensão látero-inferior, em condições seguras para o sistema musculoesquelético. Entretanto, ao facilitar a ocorrência deste tipo de preensão, é necessário evitar o uso de superfícies altas, pois amplitudes de movimento fora daquelas consideradas seguras foram registradas para esta condição. A Figura 10 apresenta três novos modelos de caixa, propostos como tentativa de melhorar a preensão realizada durante tarefas de manuseio.

A primeira caixa apresentada na Figura 10 tem um fundo falso, permitindo livre acesso à face inferior. Este desenho favorece a realização de uma preensão simétrica, a partir do posicionamento das mãos nas faces lateral e inferior. No entanto, devido ao espaço livre, uma caixa feita em papelão pode se tornar instável e ser comercialmente restrita. A Figura 10 também apresenta duas alternativas para facilitar a abordagem da caixa pela face inferior: cantos inferiores arredondados (Figura 10B) e espaço livre para os dedos (Figura 10C). Estes modelos podem permitir que o trabalhador manuseie facilmente a caixa utilizando para tal a face inferior.

Estes modelos consistem apenas em tentativas. Outros desenhos de caixas ou recipientes devem ser desenvolvidos, testados e então aplicados em condições ocupacionais reais para verificar a efetividade em facilitar pegadas biomecanicamente mais vantajosas e promover desempenho e segurança. Estudos futuros devem também dedicar atenção a tarefas assimétricas e mais complexas,

para contribuir com informação para a prevenção de sobrecarga dos membros superiores neste contexto ocupacional.

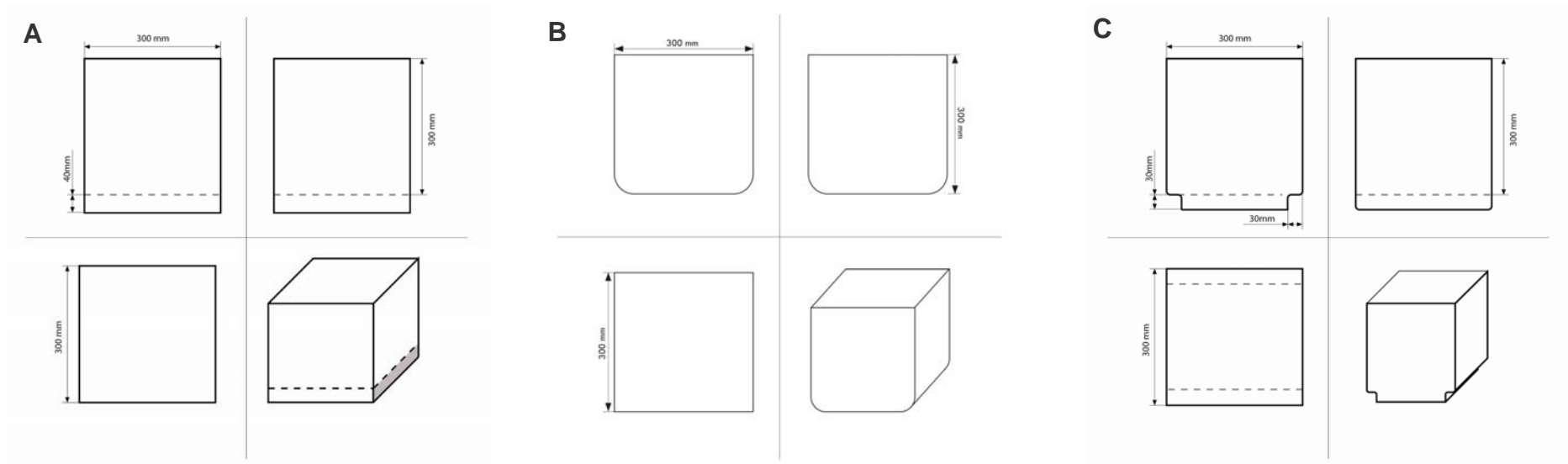


Figura 10. Novos modelos de caixa/recipiente propostos para possibilitar a pega da caixa a partir da superfície inferior. A: caixa com fundo falso e livre acesso aos dedos (área cinza); B: caixa com bordas inferiores arredondadas; C: caixa com espaço livre nas bordas inferiores. Os modelos B e C visam facilitar o posicionamento das mãos na face inferior.

Sujeitos experientes e inexperientes manusearam a caixa de forma simétrica, usando as faces lateral e inferior. Este fato parece ser resultado do desenho da caixa, que permitia livre acesso a todas as faces. Em geral, os sujeitos mantiveram postura de extensão do punho associada ao desvio ulnar (superfície alta) ou radial (superfície baixa). O movimento de flexo-extensão do punho foi a única variável que diferenciou sujeitos experientes de inexperientes. A extensão do punho foi prevalente e maior para sujeitos experientes. O pico de extensão do punho (para sujeitos experientes) a ambos os desvios ulnar e radial, foram maiores que os limites recomendados como seguros, particularmente no manuseio envolvendo a superfície alta. Por outro lado, em comparação com dados relatados anteriormente (CHUNG e WANG, 2001, PADULA et al, 2006), a preensão adotada por todos os sujeitos deste estudo apresentou melhores resultados em relação às posturas e faixas seguras de movimento. Desta forma, uma preensão mais vantajosa foi realizada, indicando que algum espaço que favoreça o posicionamento dos dedos na face inferior de caixas pode facilitar a ocorrência desse tipo de preensão em condições reais de trabalho.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

.....

Considerações sobre os estudos

Embora o contexto mundial atual envolva automação de tarefas manuais, o manuseio de cargas é bastante realizado em setores industriais e no mercado varejista. A atividade de vendas *on-line* tem contribuído para a intensificação de atividades desta natureza. Esse fato aliado aos dados epidemiológicos que apontam associação entre a realização de tarefas de manuseio e o desenvolvimento de lesões, justifica a importância do estudo destas atividades. Os estudos apresentados foram então realizados para contribuir com o entendimento da carga de trabalho imposta ao membro superior durante o manuseio de carga.

Os resultados indicaram que tanto o layout da atividade, como a massa do objeto manuseado, interferem no comportamento do membro superior, aqui avaliados a partir dos movimentos articulares e atividade muscular. De maneira geral, a experiência dos sujeitos avaliados não interferiu nas estratégias adotadas e este fato foi atribuído ao modelo da caixa utilizada. A possibilidade de posicionar os dedos na face inferior da caixa fez com que todos os indivíduos adotassem a preensão látero-inferior. Considerando a postura do punho e força aplicada na caixa, este tipo de pega poderia ser favorecido em ambientes ocupacionais, uma vez que se apresentou mecanicamente mais vantajosa. Nossa sugestão é que novos modelos de caixa sejam desenvolvidos e testados para a

exploração dessa hipótese e minimização da sobrecarga nos membros superiores durante o manuseio de peso.

Considerando o *layout* da atividade, os resultados dos dois estudos apontam para sobrecarga muscular e articular do membro superior quando o manuseio é realizado tanto em superfícies altas como em superfícies baixas. Se por um lado as superfícies baixas já são evitadas para controle dos distúrbios lombares, as superfícies altas também devem/deveriam merecer atenção quando do planejamento e avaliação de tarefas que envolvam manuseio manual de cargas.

Para contribuir com informação a respeito da carga imposta ao membro superior, estudos envolvendo outros *layouts* assim como manuseios assimétricos e estudos em ambientes ocupacionais reais devem ser priorizados.

Atividades realizadas durante o período do doutorado direto

Durante o período de realização das atividades relacionadas ao Doutorado Direto (2004-2008), outras atividades concomitantes foram desenvolvidas. Estas atividades estão relacionadas à participação em outros projetos de pesquisa junto com os demais alunos do Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia (Lafipe) e em um treinamento em Segurança e Saúde Ocupacional.

Inicialmente os dados referentes às atividades de Iniciação Científica foram apresentados no artigo intitulado “Posturas do ombro durante exame ultrasonográfico utilizando diferentes transdutores”, publicado na Revista Brasileira de

Fisioterapia (IV). Este trabalho foi o precursor do estudo da articulação do ombro no contexto ocupacional. A participação no projeto de pesquisa para o estudo dos fatores de risco físico relacionados à atividade do médico ultra-sonografista resultou ainda na co-autoria do artigo *“Assessment of the ergonomic design of diagnostic ultrasound transducers through wrist movements and subjective evaluation”*, publicado no periódico *International Journal of Industrial Ergonomics* (Anexo V).

O início do estudo da atividade de manuseio de carga permitiu a co-orientação das atividades de Iniciação Científica das alunas Luciana Cristina da Cunha Bueno Silva e Ethel Sarolta Lilla Pálinkás. O trabalho desenvolvido com a primeira aluna resultou no artigo *“Avaliação da preensão durante manuseio com variação de carga em diferentes alturas”*, publicado na revista *Fisioterapia em Movimento* (Anexo VI). A participação no desenvolvimento do artigo intitulado *“Are the anticipatory trunk movements occurring during load-carrying activities protective or risky?”*, publicado pelo periódico *International Journal of Industrial Ergonomics* (Anexo VII), também foi resultado do envolvimento no estudo da atividade de manuseio de cargas, realizado com outros membros do Lafipe. Parte dos dados do estudo principal também foram apresentados no *XVII Congress of the International Society of Electromyography and Kinesiology* sob o título *“Association between muscular activity and upper limb posture during lifting with height and weight variation”* (Anexo VIII).

A participação no projeto de pesquisa realizado no Lafipe para estudo das fontes de erro nos registros eletrogoniométricos resultou na publicação do artigo *“Effects of sensor, trial and knee joint variables in electrogoniometric gait*

recordings”, aceito para publicação na Revista Brasileira de Fisioterapia (Anexo IX)

A participação no treinamento em Segurança e Saúde Ocupacional (*Occupational Safety and Health & Development*) oferecido pelo então Instituto Sueco para Vida no Trabalho, permitiu o desenvolvimento do projeto “Intervenção para a Prevenção de Distúrbio Osteomuscular Relacionado ao Trabalho (DORT) entre Funcionários da UFSCar”. Os resultados da avaliação dos funcionários foram apresentados no 15º Congresso Brasileiro de Ergonomia no artigo “Sintomas musculoesqueléticos e fatores de risco físicos e psicossociais entre funcionários administrativos do setor público” (Anexo X).

A participação em todas as atividades desenvolvidas contribuiu de forma significativa para a minha formação acadêmica e científica. Destaco a fundamental importância do trabalho realizado em equipe, considerando todos os membros do Lafipe e outros pesquisadores, para o desenvolvimento dos estudos apresentados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

.....

AARAS A, WESTGAARD RH, STRANDEN E. Postural angles as an indicator of postural load and muscular injury in occupational work situations. *Ergonomics*. 31(6), 915-933, 1988.

ANDERSON AM, MEADOR KA, MCCLURE LR, MAKROZAHOPOULOS D, BROOKS DJ, MIRKA GA. A biomechanical analysis of anterior load carriage. *Ergonomics*, 50(2), 2104-17, 2007.

ANDO S, ONO Y, SHIMAOKA M, HIRUTA S, HATTORI Y, HORI F, IMAEDA T, TAKEUCHI Y. Strength and perceived exertion in isometric and dynamic lifting with three different hand locations. *Journal of Occupational Health*, 42, 315-320, 2000.

AUTHIER M, GAGNON M, LORTIE M. Handling techniques: the influence of weight and height for experts and novices. *International Journal Occupational Safety and Ergonomics*, 1(3), 262-75, 1995.

AUTHIER M, LORTIE M, GAGNON M. Manual handling techniques: comparing novices and experts. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17(5), 419-29, 1996.

AYOUB MM. Problems and solutions in manual materials handling: the state of art. *Ergonomics*, 35(7-8), 713-28, 1992.

BARELA AMF, DUARTE M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 446-454, 2008.

BERNARD BP. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors*. DHHS (NIOSH) Publication No. 97-141. US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health, 1997.

BJELLE A, HAGBERG M, MICHAELSON G. Occupational and individual factors in acute shoulder-neck disorders among industrial workers. *British Journal of Industrial Medicine*, 38(4), 356-63, 1981.

CATOVIC E, CATOVIC A, KRALJEVIC K, MUFTIC O. The influence of arm position on the pinch grip strength of female dentists in standing and sitting positions. *Applied Ergonomics*, 22(3), 163-166, 1991.

CHAFFIN DB, ANDERSSON GBJ. *Occupational Biomechanics*. 2nd ed. USA: John Wiley & Sons, Inc, 1991.

CHAFFIN DB, PARK KS. A longitudinal study of low-back pain as associated with occupational weight lifting factors. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 34(12), 513-25, 1973.

CHUNG HC, WANG MJJ. The effects of container design and stair climbing on maximal acceptable lift weight, wrist posture, psychophysical, and physiological responses in wafer-handling tasks. *Applied Ergonomics*, 32, 593-598, 2001.

CIRIELLO VM, DEMPSEY PG, MAIKALA RV, O'BRIEN NV. Secular changes in psychophysically determined maximum acceptable weights and forces over 20 years for male industrial workers. *Ergonomics*, 51(5), 593-601, 2008.

CIRIELLO VM, SNOOK SH, HASHEMI L, COTNAM J. Distributions of manual materials handling task parameters. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24, 379-388, 1999.

CIRIELLO VM. The effects of box size, vertical distance, and height on lowering tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28, 61-67, 2001.

COURY HJCG, KUMAR S, NARAYAN Y. An electromyographic study of upper limb adduction force with varying shoulder and elbow postures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(3), 157-68, 1998.

COURY BG, DRURY CG. Optimum handle positions in a box-holding task. *Ergonomics*, 25(7), 645-662, 1982.

DAVIS KG, MARRAS WS. Assessment of the relationship between box weight and trunk kinematics: does a reduction in box weight necessarily correspond to a decrease in spinal loading? *Human Factors*, 42(2), 195-208, 2000.

DAVIS KG, MARRAS WS. Load spatial pathway and spine loading: how does lift origin and destination influence low back response? *Ergonomics*, 48 (8), 1031-46, 2005.

DAVIS KD, MARRAS WS, WATERS TR. Reduction of spinal loading through the use of handles. *Ergonomics*, 41(8), 1155-1168, 1998.

DEEB JM, DRURY CG, BEGBIE KL. Handle positions in a holding task as a function of task height. *Ergonomics*, 28(5), 747-763, 1985.

DRURY CG, LAW CH, PAWENSKI CS. A survey of industrial box handling. *Human Factors*. 24(5):553-565, 1982.

DRURY CG. Handles for manual materials handling. *Applied Ergonomics*, 11(1), 35-42, 1980.

DRURY CG, BEGBIE K, ULATE C, DEEB JM. Experiments on wrist deviation in manual materials handling. *Ergonomics*, 28(3), 577-589, 1985.

DRURY CG, DEEB JM, HARTMAN B, WOOLLEY S, DRURY CE, GALLAGHER S. Symmetric and asymmetric manual material handling, part 1: physiology and psychophysics. *Ergonomics*, 32(5), 467-489, 1989a.

DRURY CG, DEEB JM, HARTMAN B, WOOLLEY S, DRURY CE, GALLAGHER S. Symmetric and asymmetric manual material handling, part 2: biomechanics. *Ergonomics*, 32(6), 565-583, 1989b.

DRURY CG, LAW CH, PAWENSKI CS. A survey of industrial box handling. *Human Factors*, 24(5), 553-65, 1982.

FRERIKS B, HERMENS HJ. *SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography*. [CD-room]. Roessingh Research and Development, 1999.

GAGNON, M. Box tilt and knee motions in manual lifting: two differential factors in expert and novice workers. *Clinical Biomechanics*. 12(7/8)419-428, 1997.

GAGNON, M. Ergonomic identification and biomechanical evaluation of workers' strategies and their validation in a training situation: Summary of research. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 569-80, 2005.

GAGNON M, DELISLE A, DESJARDINS P. Biomechanical differences between best and worst performances in repeated free asymmetrical lifts. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29:73-83, 2002.

GALLAGHER S. Physical limitations and musculoskeletal complaints associated with work in unusual or restricted postures: A literature review. *Journal of Safety Research*, 36:51-61, 2005.

GARG A, BADGER D. Maximum acceptable weights and maximum voluntary isometric strengths for asymmetric lifting. *Ergonomics*, 29(7), 879-892, 1986.

GRIECO A, MOLteni G, DE VITO G, SIAS N. Epidemiology of musculoskeletal disorders due to biomechanical overload. *Ergonomics*, 40(9), 1253-1260, 1998.

HABES D, CARLSON W, BADGER D. Muscle fatigue associated with repetitive arm lifts: effects of height weight and reach. *Ergonomics*, 28 (2), 471-88, 1985.

HÄGG GM, LUTTMANN A, JÄGER M. Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 301-12, 2000.

HASIANG SM, MCGORRY RW. Three different lifting strategies for controlling the motion patterns of the external load. *Ergonomics*, 40 (9), 928-939, 1997.

HERBERTS P, KADEFORS R, BROMAN H. Arm positioning in manual tasks. An electromyographic study of localized muscle fatigue. *Ergonomics*, 23(7)655-665, 1980.

HOOZEMANS MJM, KINGMA I, DE VRIES WHK, VAN DIEËN JH. Effect of lifting height and load mass on low back loading. *Ergonomics*, 51(7), 1053-63, 2008.

HOSTENS I, RAMON H. Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during car driving. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 266-274, 2005.

JÄGER M, LUTTMANN A. The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. *Ergonomics*, 35(7/8), 783-805, 1992.

JÄRVHOLM, U., PALMERUD, G., HERBERTS, P., HÖGFORS, C., KADEFORS, R.. Intramuscular pressure and electromyography in the supraspinatus muscle at shoulder abduction. *Clinical Orthopaedic and Related Research*, 245, 102-9, 1989.

JÄRVHOLM U, PALMERUD G, KARLSSON D, HERBERTS P, KADEFORS R. Intramuscular Pressure and electromyography in four shoulder muscles. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(4), 609-19, 1991.

JÄRVHOLM U, PALMERUD G, STYF J, HERBERTS P, KADEFORS R. Intramuscular pressure in the supraspinatus muscle. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(2), 230-38, 1988.

JONSSON B. Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work. *Journal of Human Ergology*, 11(1), 73-88, 1982.

KATTEL BP, FREDERICKS TK, FERNANDEZ JE, LEE DC. The effect of upper-extremity posture on maximum grip strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 18, 423-429, 1996.

KROEMER KHE, GRANDJEAN E. *Fitting the task to the human: a textbook of occupational ergonomics*. 5th ed. London: Taylor & Francis, 2000.

KUMAR S. Biomechanical load on human lumbar spine in palletizing tasks with restriction to access and varying headroom. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 23:349-358, 1999.

KUMAR S. Electromyography in ergonomics. *In*: KUMAR S, MITAL A, ed. *Electromyography in ergonomics*. London: Taylor & Francis, 1-50, 1996.

LARSSON B, SØGAARD K, ROSENDAL L. Work-related neck-shoulder pain: a review on magnitude, risk factors, biochemical characteristics, clinical picture and preventive interventions. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21(3), 447-63, 2007.

LI ZM. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *The Journal of Hand Surgery*, 27A(5), 886-896, 2002.

LI ZM, KUXHAUS L, FISK JA, CHRISTOPHEL TH. Coupling between wrist flexion-extension and radial-ulnar deviation. *Clinical Biomechanics*, 20, 177-183, 2005.

LUSTED MJ, CARASCO CL, MANDRYK JA, HEATEY S. Self reported symptoms in the neck and upper limbs in nurses. *Applied Ergonomics*, 27(6), 381-387, 1996.

LUTTMANN A. Physiological basis and concepts of electromyography. Chapter 2: 51-96. In: KUMAR S, MITAL A, ed. *Electromyography in Ergonomics*. Taylor & Francis, 1996.

MARRAS WS, LAVENDER SA, LEURGANS SE, FATHALLAH FA, FERGUSON SA, ALLREAD WG, RAJULU SL. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*, 38(2), 377-410, 1995.

MCGORRY RW. A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use. *Applied Ergonomics*, 32, 271-279, 2001.

MENZEL NN, BROOKS SM, BERNARD TE, NELSON A. The physical workload of nursing personnel: association with musculoskeletal discomfort. *International Journal of Nursing Studies*, 41:859-867, 2004.

MING Z, NÄRHI M, SIIVOLA J. Neck and shoulder pain related to computer use. *Pathophysiology*, 11:51-56, 2004.

MORSE JL, JUNG MC, BASHFORD GR, HALLBECK MS. Maximal dynamic grip force and wrist torque: the effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. *Applied Ergonomics*, 37, 737-742, 2006.

MURRAY WM, DELP SL, BUCHANAN TS. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *Journal of Biomechanics*, 28 (5), 513-25, 1995.

NASTASIA I, LORTIE M, DELISLE A, GAGNON M. Perception and biomechanics data in a manual handling task: a comparative study. *Ergonomics*, 50(12), 2059-81, 2007.

NIELSEN PK, ANDERSEN L, JØRGENSEN K. The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Applied Ergonomics*, 29(6)445-450, 1998.

OKUNRIBIDO OO, HASLEGRAVE CM. Pouring liquid from a pot – kinematics of an everyday task. *Applied Ergonomics*, 34 (4), 355-73, 2003.

OLIVEIRA AB, COURY HJCG. Upper limb muscular and postural behavior during manual material handling tasks. Submitted, 2008.

PADULA RS, COURY HJCG. Device for analyzing grip forces during handling. *In: Premus 2004: Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work-related Musculoskeletal Disorders. Abstract Book II. Zurich, 599-600, 2004.*

PADULA RS, SOUZA VC, COURY HJCG. Types of grip and wrist movements during load handling activities. *Brazilian Journal of Physical Therapy, 10(1), 29-34, 2006. (in Portuguese).*

PADULA RS, COURY HJCG. Sagittal trunk movements during load carrying activities: a pilot study. *International Journal of Industrial Ergonomics, 32, 181-188, 2003a.*

PADULA RS, COURY HJCG. An electrogoniometric study of trunk movements during lifting activities. *In: WAARD D, BROOKHUIS KA, VERWEY WB. Human Factors in the age of virtual reality. Shaker Publishing, 279-282, 2003b.*

PALMERUD G, FORSMAN M, SPORRONG H, HERBERTS P, KADEFORS R. Intramuscular pressure of the infra- and supraspinatus muscles in relation to hand load and arm posture. *European Journal of Applied Physiology, 83(2-3), 223-30, 2000.*

PASCHOARELLI LC, OLIVEIRA AB, COURY HJCG. Assessment of the ergonomics design of diagnostic ultrasound transducers through wrist movements and subjective evaluation. *International Journal of Industrial Ergonomics, doi: 10.1016/j.ergon.2008.01.013, 2008.*

POPE DP, SILMAN AJ, CHERRY NM, PRITCHARD C, MACFARLANE GJ. Association of occupational physical demands and psychosocial working environment with disabling shoulder pain. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 60:852-858, 2001.

PUNNET L, FINE LJ, KEYSERLING WM, HERRIN GD, CHAFFIN DB. Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scandinavian Journal of Work Environmental and Health*, 26(4), 282-291, 2000.

SLUITER JK, REST KM, FRINGS-DRESEN MHW. Criteria document for evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Environmental and Health*, 27 (suppl 1), 1-102, 2001.

SMITH DR, WEI N, ZHAO L, WANG RS. Musculoskeletal complaints and psychosocial risk factors among Chinese hospital nurses. *Occupational Medicine*, 54, 579-582, 2004.

SØGAARD K, LAURSEN B, JENSEN BR, SJØGAARD G. Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods. *Clinical Biomechanics*, 16(10), 866-79, 2001.

SPORRONG H, SANDSJO L, KADEFORS R, HERBERTS P. Assessment of workload and arm position during different work sequences: a study with portable devices on construction workers. *Applied Ergonomics*, 30, 495-503, 1999.

STRAKER LM. An overview of manual handling injury statistics in Western Australia. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24 (4), 357-64, 1999.

WANG MJJ, CHUNG HC, CHEN HC. The effect of handle angle on MAWL, wrist posture, RPE, and heart rate. *Human Factors*, 42(4), 553-565, 2000.

WARWICK D, NOVAK G, SCHULTZ A. Maximum voluntary strengths of male in some lifting, pushing and pulling activities. *Ergonomics*, 23(1), 49-54, 1980.

WATERS TR, PUTZ-ANDERSON V, GARG A, FINE LJ. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36(7), 749-776, 1993.

YEUNG SS, GENAIDY A, DEDDENS J, ALHEMOOD A, LEUNG PC. Prevalence of musculoskeletal symptoms in single and multiple body regions and effects of perceived risk of injury among manual handling workers. *Spine*, 27(19), 2166-71, 2002.

YEUNG SS, GENAIDY A, DEDDENS J. Worker's assessments of manual lifting tasks: cognitive strategies and validation with respect to objective indices and musculoskeletal symptoms. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 76, 505-516, 2003.

ANEXO I

OLIVEIRA AB, COURY HJCG. Upper limb muscular and postural behavior during manual material handling tasks. *Manuscrito submetido ao periódico ERGONOMICS.*



Upper limb muscular and postural behavior during manual material handling tasks

Journal:	<i>Ergonomics</i>
Manuscript ID:	TERG-2008-0186
Manuscript Type:	Original Article
Date Submitted by the Author:	31-Jul-2008
Complete List of Authors:	Oliveira, Ana; Universidade Federal de Sao Carlos, Physical Therapy (Fisioterapia) Coury, Helenice; Universidade Federal de Sao Carlos, Physical Therapy (Fisioterapia)
Keywords:	biomechanics < Physical Ergonomics, operator workload < System Performance, workstation design < Human-Machine Systems, manual handling < Health and Safety, upper limb disorders < Health and Safety



Title:

Upper limb muscular and postural behavior during manual material handling tasks.

Authors:

Ana Beatriz Oliveira¹, Helenice Jane Cote Gil Coury¹.

Affiliations:

¹Federal University of Sao Carlos, Department of Physical Therapy, Brazil.

Addresses:

Helenice Jane Cote Gil Coury (corresponding author)

Universidade Federal de São Carlos, Departamento de Fisioterapia

Via Washington Luis, KM 235, CP 676

CEP 13565-905 São Carlos, SP, Brazil

E-mail: helenice@ufscar.br; hcoury@terra.com.br

Phone: +55 16 33725535

Fax: +55 16 33612081

Ana Beatriz Oliveira

Universidade Federal de São Carlos, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Via Washington Luis, KM 235

CEP 13565-905 São Carlos, SP, Brazil

E-mail: bialiveira@gmail.com

Phone: +55 16 34127321

Fax: +55 16 33612081

1
2
3 ABSTRACT
4
5
6
7
8
9

10 The aim of this study was to evaluate the effect of surface heights and weight on upper
11 limb EMG and movements during manual material handling performed by experienced
12 and inexperienced subjects. Sixteen experienced and sixteen inexperienced subjects
13 handled a box (7 and 15 kg) from an intermediate to either a high or low surface.
14 Electromyogram and video were recorded during the tasks. The 10th, 50th and 90th
15 percentiles were calculated for the deltoid and biceps muscles, shoulder flexion,
16 shoulder abduction, and elbow flexion movements. Groups, right/left sides, weights and
17 heights were compared. There were no differences between either groups or sides.
18 Weight and height variations affected EMG and posture, although weight had more
19 impact on EMG. Shoulder amplitudes higher than 60° have occurred, particularly for
20 the high surface, while high shoulder flexion have occurred when the box was handled
21 to the both heights.
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37

38 Relevance:

39
40 Knowledge on handling risks may be useful to the design of safer jobs. Shoulder
41 postures during handling involving low surfaces have not been evaluated so far. As well
42 as high surfaces, low height can be harmful to shoulder joints and deserves attention if
43 prevention of disorders is concerned.
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54

55 Keywords:

56 biomechanics; workstation design; operator workload; manual handling; upper limb
57 disorders.
58
59
60

1. INTRODUCTION

Manual material handling (MMH) activities are widely performed in occupational settings. The relationship between those activities and work-related musculoskeletal disorders (WRMSDs) has long been established in the literature (Chaffin and Park 1973, Ayoub *et al.* 1992, Straker 1999, Yeung *et al.* 2002). In general, 25 to 36% of reported WRMSDs are related to MMH activities (Drury *et al.* 1982, Straker 1999, Ciriello 2001). The part of the body most affected is the low back, with a prevalence ranging from 50 to 70%. Epidemiological studies have also reported high incidence of WRMSDs at other body sites. The second most affected region is the shoulder, which presents a prevalence of MMH-related WRMSDs of 38 to 60%.

To reduce the occurrence and prevent the incidence of WRMSDs associated with MMH activities, better understanding of musculoskeletal loads and the effects of task parameters during this kind of activity is crucial. The design of MMH activities has been studied through biomechanical and subjective approaches (Davis and Marras 2005, Nastasia *et al.* 2007, Ciriello *et al.* 2008). While the spinal load during several kinds of MMH activities has been well studied (Jäger and Luttmann 1992, Hasiang and McGorry 1997, Padula and Coury 2003, Hoozemans *et al.* 2008), the upper limb load has not. The literature contains studies that measure physical load on the upper limbs during MMH but, in general, they are restricted to specific work conditions and layouts.

Habes *et al.* (1985) studied the effect of destination height, load weight and reach on shoulder and low back muscle fatigue during a repetitive lifting task. All factors presented effects on the variables studied, but the authors did not investigate heights below the waist level, and the subjects handled a cylindrical object. These conditions may not allow generalization of the results to other common industrial

1
2
3 conditions. Nielsen *et al.* (1998) assessed shoulder and lower back muscular loads and
4
5 evaluated the amplitude probability distribution function (APDF) of surface
6
7 electromyograms (EMGs), during lifting tasks using 10 kg boxes at different heights
8
9 and frequencies. They found differences in muscular load according to height changes
10
11 and frequency variation. Nevertheless, they did not explore the effect of weight changes
12
13 30 on shoulder load. Davis and Marras (2005) evaluated the influence of lift origin and
14
15 destination on low back response. The three-dimensional spinal load was influenced by
16
17 the origin and destination height. The authors recognized the importance of studying
18
19 workplace spatial layout and biomechanical response during lifting but they focused
20
21 only on low back load. Hoozemans *et al.* (2008) have also studied the effect of lifting
22
23 35 height and mass in low back load and reported that both height and mass have an effect
24
25 on low back load, but they did not evaluate any variable related to upper limbs. The
26
27 literature available indicates that both handling height and load weight have an
28
29 important role in musculoskeletal loads during MMH activities. However, studies
30
31 involving these factors are either limited to few conditions or only relate to low back
32
33 40 behavior.

34
35
36
37
38
39
40
41 Another important factor that can influence the musculoskeletal load during
42
43 MMH is the subjects' previous experience of load handling. According to interesting
44
45 studies on back load by Gagnon (2005), the strategy used by expert workers in
46
47 performing MMH activities has safety potential. In general, they present strategies
48
49 45 related to load maneuvers and footwork that differ from those of novice workers. Such
50
51 strategies can reduce back loadings, back asymmetries and mechanical work
52
53 requirements and, for these reasons, they can generate different profiles of
54
55 musculoskeletal loads.
56
57
58
59
60

1
2
3 50 Therefore, when planning or redesigning MMH activities and workplaces,
4
5 certain variables should be controlled for, in order to reduce and prevent the risk factors
6
7 for not only low back but also shoulder and upper limb disorders. With regard to the
8
9 prevention of upper limb disorders in MMH activities, little information is available in
10
11 the literature, particularly in relation to real or simulated occupational settings and
12
13 taking into account the subject's experience.
14
15 55

16
17 Assuming that workplace spatial layout, object weight and previous experience
18
19 in handling might influence shoulder load, the objective of this study was to evaluate
20
21 the effect of height and weight changes on the muscular activity and postures on upper
22
23 limb joints during manual handling performed by experienced and inexperienced
24
25 subjects.
26
27 60

28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38 65
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

2. METHODS

70

2.1. Subjects

Male subjects with and without occupational experience of load-handling activities were recruited. The inclusion criteria were that the subjects should not present musculoskeletal symptoms or disorders, general illnesses, limitations on movement amplitudes, apparent postural deviations or balance problems. Thirty-two subjects, of mean age 22.6 (\pm 4.3) years, mean height 1.69 (\pm 0.04) m and mean weight 68.3 (\pm 8.7) kg, were recruited to participate in the study. Sixteen subjects were experienced (at least 6 months working in activities that included manual handling of boxes in storage sectors of supermarkets and other retail stores) and 16 were inexperienced (students, without professional experience of manual handling of boxes). They signed an informed consent statement that had been approved by the local ethics committee (Process 059/04).

2.2. Protocol

Subjects handled a box (weighing either 7 or 15 kg) from one shelf (intermediate shelf - IS - 102.5 cm, about waist level) to either a high surface (high shelf - HS - 142.5 cm) or low surface (low shelf - LS - 62.5 cm). Data relating to all these four conditions (two box weights and two surfaces) were recorded (see Figure 1). The subjects always picked up the box from the IS and placed it on a predetermined shelf. No specific instructions were provided, either on postures or how to grasp the box. The height of the surface and weight of the box were randomized. Before lifting the box, the subjects were provided with information about the initial and final positions of the box, and when to perform the task. For each trial, simultaneous grip force, EMG and video recordings were collected.

1
2
3
4
5 95 INSERT FIGURE 1 ABOUT HERE
6
7
8
9

10 2.3. Force recordings

11
12 A steel box constructed specially to evaluate manual handling tasks (Padula
13 and Coury 2004) was used in this study. This box measures 300 (mm in length) x 300
14
15
16
17 100 (mm in width) x 180 (mm in height) and was instrumented with two load cells at the
18
19 sides, and two on the bottom of the box, to allow grip force recording during the task.
20
21 Each load cell was connected to the DataLink acquisition unit (Biometrics Ltd, Gwent,
22
23 UK) and data were collected using DataLink software (version 2.0, Biometrics Ltd), at
24
25 a sampling frequency of 100 Hz. These data were used to establish the start and end of
26
27
28
29 105 each manual handling task.
30
31
32
33

34 2.4. Electromyography

35
36 Surface EMGs were recorded bilaterally from both the biceps and the deltoid
37
38 muscles. Active single differential surface electrodes (Model #DE-2.1, DelSys[®],
39
40 110 Boston, USA) with a detection geometry consisting of two parallel silver bars (1 mm² x
41
42 1 cm) separated by 1 cm were attached to the skin using a double-sided interface
43
44 (DelSys[®]). The electrode characteristics were: CMRR > 80 dB; input impedance
45
46 >10¹⁵Ω in parallel, with 0.2 pF; voltage gain of 10; and noise of 1.2 μV (RMS). They
47
48
49
50 were placed on the greatest bulge of the deltoid muscle, along the line between the
51
52
53 115 acromion and the lateral epicondyle of the humerus; and on the biceps along the line
54
55 between the medial acromion and the fossa cubit at one third of the distance from the
56
57 fossa cubit. The reference electrode was placed on the left hand. Before attaching the
58
59
60 electrodes, the skin was shaved and rubbed with alcohol over the appropriate areas. The

1
2
3 electrode positioning and attachment were defined according to the SENIAM
4
5 120 recommendations (Freriks and Hermens 1999). The signals were further conditioned by
6
7 the main amplifier (Bagnoli-8 EMG System, DelSys[®]) which provided a gain of 1000,
8
9 bandwidth of 20–450 and noise of 1.2 μ V (RMS). The data were sampled at a rate of
10
11 2000 Hz using a PC workstation with a 16-bit A/D card (PCI-6034E, National
12
13 Instruments Corporation, Austin, USA) and EMGworks[®] software (version 3.0,
14
15
16
17 125 DelSys[®]).

22 2.5. Video recordings

23
24 During the experiment, the subject's movements in the sagittal plane (right
25
26 view) and frontal plane (posterior view) were recorded at 50 Hz using two digital
27
28 130 cameras (GR-DV 1800, JVC). The cameras were placed perpendicularly to each other,
29
30 1.5 m above the floor. Passive markers were attached to the subject's body at the
31
32 following positions: shoulder: at the posterior face of the acromion (right and left);
33
34 elbow: at the lateral epicondyle (right and left); wrist: at the ulnar styloid process
35
36 (right); and hip: at the greater trochanter (right) (Okunribido and Haslegrave 2003).
37
38
39
40 135 These markers were used to reconstruct right and left shoulder abduction (SA), right
41
42 shoulder flexion (SF) and right elbow flexion (EF).
43
44
45
46
47

48 2.6. Data analysis

49
50 Grip force, EMG and video recordings were collected throughout the tests, but
51
52 140 only the handling phase was analyzed. The handling phase was defined as the time
53
54 during which the subject's hands were in contact with the box. The start and end of each
55
56 handling period were established using grip force recordings. The analysis was
57
58 performed using MatLab[®] software (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). The
59
60

1
2
3 start was defined as the moment when the sum of force applied on the bottom right and
4
5 145 left faces of the box reached 3 N. The end was established as the moment when this sum
6
7 decreased to below 3 N. These events were used to select the EMG and video records
8
9 for the handling phase.
10
11

12 The kinematic data were digitized, filtered and reconstructed using the Ariel
13 Performance Analysis System software (APAS[®], Ariel Dynamics, Inc., Trabuco
14 Canyon, USA). Data were low-pass filtered at 5 Hz using a digital filter algorithm. The
15 150
16 reconstruction of real coordinates was performed using the direct linear transformation
17
18 (DLT) procedure. Shoulder abduction (SA) and flexion (SF) and elbow flexion (EF)
19
20 were calculated with the angles defined as shown in Figure 2, and stored as ASCII files.
21
22
23
24
25
26
27
28

29 155 INSERT FIGURE 2 ABOUT HERE
30
31
32
33

34 The EMG data were processed using MatLab[®] software (version 7.0.1,
35 MathWorks Inc., Natick, USA). All signals were band-pass filtered using a fourth-order
36 zero-lag Butterworth filter at 20-400 Hz, and were subsequently full-wave rectified and
37
38
39 160 low-pass filtered at 5 Hz to obtain the linear envelope (Barela and Duarte 2008). The
40
41 signals were then selected using grip force data, as described above, and were
42
43 normalized to one specific handling – ‘reference handling’, which was performed with
44
45 the same box, but weighting 11kg. The box was transferred from the intermediate to the
46
47 high shelf.
48
49
50
51

52 An APDF was calculated for both the EMG and the kinematic data. According
53 165
54 to Jonsson (1982), probability levels of 10, 50 and 90% represent the static, median, and
55
56 peak muscular load, respectively. The APDF method is a widely applied procedure for
57
58 describing occupational load (Hägg *et al.* 2000, Sjøgaard *et al.* 2001) and, although the
59
60

1
2
3 data was recorded during a short period of time, the analysis showed consistent results.
4

5
6 170 In order to perform qualitative analysis, and to identify differences between the
7
8 conditions and patterns among the subjects, the linear envelope of each raw EMG signal
9
10 was, for each condition, normalized in time from 0% to 100% in steps of 1%. The same
11
12 procedure was performed for shoulder flexion and abduction, and for elbow flexion
13
14 angles, and the range of motion (ROM) was described in accordance with the EMG, by
15
16
17 175 means of the 10th, 50th and 90th percentiles.
18
19
20
21

22 2.7. Statistics 23

24
25 All data were tested for normality through Shapiro Wilk's W test. According to
26
27 the results, nonparametric tests were applied. The Mann-Whitney test was used to test
28
29 180 for differences between the experienced and inexperienced subjects. The Wilcoxon
30
31 matched-pairs test was applied to test for differences between the right and left sides
32
33 relating to EMG data, shoulder abduction movements, manual handling to high and low
34
35 surfaces, and box weights of 7 and 15 kg. An alpha level of 0.05 was used for all
36
37 statistical tests, which were performed using the Statistica[®] software (version 7,
38
39
40 185 StatSoft, Inc., Tulsa, USA).
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

3. RESULTS

The EMG and ROM data collected from the experienced and inexperienced subjects presented no significant differences, and therefore the two groups have been presented as a single one. There were also no significant differences for either EMG activity or ROM (shoulder abduction) between the right and left sides and thus, only the results from the right side are described.

3.1. EMG

Data from APDF analysis for EMG are presented in Figure 3. The EMG was modified by both the box weight and the shelf height. It was significantly increased (*) at the static, median and peak load levels when the box weight was increased from 7 to 15 kg. The increase was 50 to 77% for the biceps, and 32 to 63% for the deltoid. The greatest increase occurred at the peak load level and it was between 73 and 77% (biceps) and 60 and 65% (deltoid).

The EMG activity was significantly higher (o) when the box was moved to the high surface, in relation to moving it to the low surface, except for the biceps at the static load level. At both median and peak level, the EMG showed similar increases (7 to 18% higher for the biceps and 10 to 38% for the deltoid) when the box was handled to the high surface, compared with moving it to the low surface. Thus, comparatively, the deltoid presented higher activity at peak levels than the biceps did.

INSERT FIGURE 3 ABOUT HERE

3.2. Range of Movement (ROM)

The data from the APDF analysis for ROM are presented in Figure 4. The ROM was significantly modified by changing the height of the destination surface, except for the elbow flexion at the median load level. The ROM presented higher increases when the box was handled to the high surface, compared with moving it to the low surface. The greatest increase was in relation to shoulder abduction. At the static load level, the shoulder abduction increased by 7° and 25°-35° at the median and peak load levels, respectively.

Changing the weight significantly changed the ROM in four of the nine situations. These significant variations ranged between 2 and 7° and occurred to the shoulder and elbow flexion load at the static load level; shoulder abduction at the median load level; and shoulder flexion at the peak load level.

INSERT FIGURE 4 ABOUT HERE

Figure 5 shows the EMG data and postural angles for a representative subject under all the conditions evaluated. The effects from changing the weight and height can be seen, especially the constant pattern of elbow movement.

INSERT FIGURE 5 ABOUT HERE

4. DISCUSSION

235 The results showed that both changing the weight and the height had effects on
ROM and EMG activity. Weight changes influenced both muscular and postural
behavior, but primarily muscular one. Higher EMG on the biceps and deltoid was
recorded for the 15 kg box than for the 7 kg box. The greater effort required for
transferring the heavy box may explain this difference. According to Kumar (1996) it is
240 possible to establish a relationship between the external load held in the hand and the
muscle load. It is well established in the literature that the handling of heavy weights
involves high levels of strain on the lower back (Davis and Marras 2000). Similar
behavior was observed for the upper-limb muscles. When studying MMH involving
cylinders, Habes *et al.* (1985) reported an increase in EMG amplitude of 150 and 94%
245 for the deltoid and biceps, respectively, when the weight of the cylinder was increased
from 40 to 80% of the subject's maximal voluntary contraction (MVC). These results
are in agreement with the data from the present study, even after taking into account the
differences in the study parameters regarding the shape and size of the object handled
(cylinders versus boxes).

250 Increasing the weight of the box also changed the ROM, but to a lesser extent.
This result is in agreement with the findings of Authier *et al.* (1995), who reported that
weight changes had little effect on handling techniques. They attributed their result to
the small weight variation used in their experiment (increments of 10 kg), which was
insufficient to induce significant changes. Since the weight increment in the present
255 study was even smaller (8 kg), the same tendency seems to have occurred in the present
results.

1
2
3 Height changes had a clear effect on both muscular activity and postures, but
4
5 mainly on the latter. In general, higher muscular activity was recorded when the box
6
7 was delivered to the higher surface. This result is similar to what has been reported in
8
9
10 260 the literature (Habes *et al.* 1985, Nielsen *et al.* 1997, Anderson *et al.* 2007). Habes *et al.*
11
12 (1985) also found increased load on the shoulder muscles when the height of the
13
14 destination surface was set at eye level. However, differently from the present study,
15
16 those authors reported that the most significant effect of height changes was on the
17
18 biceps, rather than on the deltoid, as found here. Differences in posture caused by the
19
20 size and shape of the object handled can probably explain such divergence. The general
21
22 265 layout of the activity may also be related to this. Nielsen *et al.* (1997) evaluated
23
24 shoulder and low back muscular load by performing APDF on the trapezius and erector
25
26 spinae muscles, respectively. They reported that there was increased shoulder muscular
27
28 load when subjects lifted a 10 kg box from a high surface (about 120 cm), compared
29
30
31
32
33
34 270 with lifting from lower surfaces. Although the muscles chosen to represent shoulder
35
36 load were different, the results from the present study and the study performed by
37
38 Nielsen *et al.* are in agreement. Anderson *et al.* (2007) reported an increase in anterior
39
40 deltoid and biceps muscular activity when increasing the height from knuckle and
41
42 elbow in a load-handling task performed with a barbell at 20% of the maximal elbow
43
44
45
46 275 flexion force. Although they evaluated a different task, the results agree with those
47
48 reported in this study..
49

50
51 When the box was delivered to the high surface, the shoulder and elbow
52
53 postures presented greater ROM, thus representing higher postural load. The recorded
54
55 shoulder flexion and abduction at the peak load level for the high surface were around
56
57 280 75 and 60°, respectively. The most significant effect of height was observed on the
58
59 shoulder abduction angle: at the peak load level, it changed from 23 to 58°. On the other
60

1
2
3 hand, shoulder flexion movement also presented high ROM for the low surface (around
4
5 55°). This shows that not only do higher heights represent a risk for shoulders but also
6
7 lower ones do. The association between awkward posture and shoulder disorders is well
8
9
10 285 documented in the literature (Bernard 1997, Sluiter *et al.* 2001, Larsson *et al.* 2007).
11
12 The main effect of awkward postures is related to both biomechanical and physiological
13
14 factors. When the arm is moved away from the body, in either the sagittal or the frontal
15
16 plane, higher arm levels and internal moments are generated, thereby particularly
17
18 increasing the load on the abductor muscles (Chaffin and Andersson 1991). The main
19
20
21 290 physiological outcome from awkward shoulder posture relates to intramuscular pressure
22
23 (IMP). According to the literature, elevated arm posture increases the activity and IMP
24
25 of the muscles involved (Järvholm *et al.* 1989, 1988, 1991, Sporrang *et al.* 1999,
26
27 Palmerud *et al.* 2000). The increased IMP impairs the local blood flow, and the muscle
28
29 becomes susceptible to develop localized muscle fatigue (Sporrang *et al.* 1999).
30
31
32 295 Although an association between elevated shoulder postures and overload on shoulder
33
34 structures has been presented in the literature, there is no agreement regarding a safe
35
36 limit for shoulder flexion and abduction.
37
38
39

40
41 Hoozemans *et al.* (2008) reported that increasing lifting height is associated
42
43 with a decrease in low back load. They evaluated heights between 32 and 155
44
45 300 centimeters and they recommend prioritising optimization of the vertical location of the
46
47 load rather than decreasing the mass of the load. Our results are in agreement with this
48
49 recommendation but heights next to shoulder level (around 140 centimeters) should be
50
51 also avoided, to control for awkward shoulder postures. Vertical location of the box
52
53 must be set around the waist level, avoiding both upper limbs and spinal overload.
54
55

56
57 305 The ROM on the elbow does not seem to represent a risk factor according to
58
59 the results presented. Ranges from 80 to 120° (Murray *et al.* 1995) and 90 to 120°
60

1
2
3 (Kroemer and Grandjean 1997) have been proposed as safe bands for elbow flexion.
4
5 According to these authors, the ability to generate torque is higher within these ranges.
6
7
8 In general, the elbow postures presented here were within safe ranges.
9

10 310 While moving the box from one shelf to another, the subjects did not present
11 any difference in either postural or muscular variables between their right and left sides.
12
13 It seems that the subjects handled the box in a symmetrical manner, though no
14
15 instruction on how to carry out the activity had been provided. The greater
16
17 biomechanical advantage in doing so might explain this spontaneous choice.
18
19
20
21

22 315 The comparison between experienced and inexperienced subjects did not show
23 any significant difference for any of the conditions studied. Results presented by
24
25 Authier *et al.* (1996) showed that experienced workers used a wide variety of grips and
26
27 different strategies to carry out even a simple handling task. These strategies positively
28
29 affect body mechanics and are biomechanically more advantageous (Gagnon 2005). No
30
31
32
33
34 320 differences between experienced and inexperienced subjects were seen in the present
35 study and this probably relates to the design of the box. The box used for the present
36
37 experiment had three supporting “feet” on its base to allow calibration of the bottom
38
39 load cells. These supports kept the box suspended, i.e. the bottom of the box was not
40
41 flush with the shelf surface. This made it possible for the subjects to grasp the box from
42
43 any side, including the bottom, without needing to move the box and adjust their grip.
44
45 325 This possibility seems to have allowed the subjects to choose an interesting and more
46
47 economical strategy for grasping the load: from the bottom.
48
49
50
51
52

53 This strategy needs to be better investigated in future studies due to its
54
55 potential biomechanical advantage. Additionally, more studies are needed in order to
56
57 330 contribute information about shoulder loads and low surfaces in MMH tasks.
58
59
60 Additionally, a better understanding on muscular activity would be provided by

1
2
3 including a force modeling, which could take into account the length-strength and force
4
5
6 velocity relationships in asymmetric handlings.
7

8 The biceps and deltoid muscles were assessed because they play an important
9
10 335 role on shoulder movements. Coury and colleagues (1998) reported high biceps activity
11
12 when they tested adduction force in several combinations of shoulder/elbow posture.
13
14 These postures reproduced frequent upper limb postures used in the industrial tasks,
15
16 including handling tasks. Their main conclusion is that multi-functional muscles, like
17
18 biceps, are more loaded during such activities. Taking together the biceps as a shoulder
19
20 340 flexor and multi-functional muscle and the fact that the deltoid has an important action
21
22 in abduction, both muscles seems to be relevant when studying occupational muscular
23
24 load. Moreover, according to Bjelle *et al.* (1981), repetitive elevations of the arm during
25
26 work defined as flexions and abductions higher than 60° represents a significant factor
27
28 in shoulder-neck disorders among industrial workers.
29
30
31
32

33
34 345 In summary, muscular activity and shoulder movements were affect by both
35
36 mass and height variation. Since force exertion and awkward postures are risk factors
37
38 for the development of shoulder WRMSDs, more attention should be paid to these
39
40 factors when planning or redesigning a workplace. It is well known that lower surfaces
41
42 can promote high loads on the lower back during MMH activities, but the results
43
44 350 presented here show that low heights are also harmful for shoulders, since they can
45
46 generate more extreme flexion movement. This is a new piece of evidence, because
47
48 shoulder postures during MMH activities on low surfaces had not previously been
49
50 evaluated. Another feature from this study is its design, which allowed the subjects to
51
52 perform the task with unconstrained foot positions that better reproduced real
53
54 355 occupational settings.
55
56
57
58
59
60

1
2
3 5. ACKNOWLEDGEMENTS
4
5
6
7

8 The authors are grateful to Gert-Åke Hansson, of Lund University, Sweden, for
9
10 360 discussions regarding the processing and presentation of EMG and kinematic data. This
11
12 study was supported by grants from CNPq and Fapesp. A.B. Oliveira is grateful to
13
14 Fapesp for her PhD scholarship (05/53804-3).
15
16
17
18
19
20
21
22 365
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

6. REFERENCES

Anderson, A.M., Meador K.A., McClure L.R., Makrozahopoulos D., Brooks D.J., Mirka G.A., 2007. A biomechanical analysis of anterior load carriage. *Ergonomics*, 50 (2), 2104-17.

Authier, M., Gagnon, M., Lortie, M., 1995. Handling techniques: the influence of weight and height for experts and novices. *International Journal Occupational Safety and Ergonomics*, 1 (3), 262-75.

Authier, M., Lortie, M., Gagnon, M., 1996. Manual handling techniques: comparing novices and experts. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17 (5), 419-29.

Ayoub, M.M., 1992. Problems and solutions in manual materials handling: the state of art. *Ergonomics*, 35 (7-8), 713-28.

Barela, A.M.F., Duarte, M., 2008. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18 (3), 446-454.

Bernard, B.P., 1997. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors*. DHHS (NIOSH) Publication No. 97-141. US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health.

Bjelle, A., Hagberg, M., Michaelson, G., 1981. Occupational and individual factors in acute shoulder-neck disorders among industrial workers. *British Journal of Industrial Medicine*, 38 (4), 356-63.

Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J., 1991. *Occupational Biomechanics*. 2nd ed. USA: John Wiley & Sons, Inc.

Chaffin, D.B., Park, K.S., 1973. A longitudinal study of low-back pain as associated with occupational weight lifting factors. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 34 (12), 513-25.

1
2
3
4
5 Ciriello, V.M., 2001. The effects of box size, vertical distance, and height on lowering
6 tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28 (2), 61-7.
7
8

9
10 Ciriello, V.M., Dempsey, P.G., Maikala, R.V., O'Brien, N.V., 2008. Secular changes in
11 psychophysically determined maximum acceptable weights and forces over 20 years for
12 male industrial workers. *Ergonomics*, 51(5), 593-601.
13
14

15
16
17 Coury, H.J.C.G., Kumar, S., Narayan, Y., 1998. An electromyographic study of upper
18 limb adduction force with varying shoulder and elbow postures. *Journal of*
19 *Electromyography and Kinesiology*, 8 (3), 157-68.
20
21
22

23
24
25 Davis, K., Marras, W.S., 2005. Load spatial pathway and spine loading: how does lift
26 origin and destination influence low back response? *Ergonomics*, 48 (8), 1031-46.
27
28

29
30 Davis, K.G., Marras, W.S., 2000. Assessment of the relationship between box weight
31 and trunk kinematics: does a reduction in box weight necessarily correspond to a
32 decrease in spinal loading? *Human Factors*, 42 (2), 195-208.
33
34

35
36
37 Drury, C.G., Law, C.H., Pawenski, C.S., 1982. A survey of industrial box handling.
38 *Human Factors*, 24 (5), 553-65.
39
40

41
42 Freriks, B., Hermens, H.J., 1999. *SENIAM 9: European recommendations for surface*
43 *electromyography*. [CD-room]. Roessingh Research and Development.
44
45

46
47
48 Gagnon, M., 2005. Ergonomic identification and biomechanical evaluation of workers'
49 strategies and their validation in a training situation: Summary of research. *Clinical*
50 *Biomechanics*, 20 (6), 569-80.
51
52

53
54
55 Habes, D., Carlson, W., Badger, D., 1985. Muscle fatigue associated with repetitive arm
56 lifts: effects of height weight and reach. *Ergonomics*, 28 (2), 471-88.
57
58
59
60

1
2
3 Hägg, G.M., Luttmann, A., Jäger, M., 2000. Methodologies for evaluating
4 electromyographic field data in ergonomics. *Journal of Electromyography and*
5 *Kinesiology*, 10 (5), 301-12.
6
7

8
9
10 Hasiang, S.M., McGorry, R.W., 1997. Three different lifting strategies for controlling
11 the motion patterns of the external load. *Ergonomics*, 40 (9), 928-939.
12
13

14
15 Hoozemans, M.J.M., Kingma I., de Vries, W.H.K., van Dieën, J.H., 2008. Effect of
16 lifting height and load mass on low back loading. *Ergonomics*, 51 (7), 1053-63.
17
18

19
20 Jäger, M., Luttmann, A. 1992. The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-
21 manual materials handling. *Ergonomics*, 35 (7/8), 783-805.
22
23

24
25 Järvholm, U., Palmerud, G., Herberts, P., Högfors, C., Kadefors, R., 1989.
26 Intramuscular pressure and electromyography in the supraspinatus muscle at shoulder
27 abduction. *Clinical Orthopaedic and Related Research*, 245, 102-9.
28
29

30
31 Järvholm, U., Palmerud, G., Karlsson, D., Herberts, P., Kadefors, R., 1991.
32 Intramuscular Pressure and electromyography in four shoulder muscles. *Journal of*
33 *Orthopaedic Research*, 9 (4), 609-19.
34
35

36
37 Järvholm, U., Palmerud, G., Styf, J., Herberts, P., Kadefors, R., 1988. Intramuscular
38 pressure in the supraspinatus muscle. *Journal of Orthopaedic Research*, 6 (2), 230-38.
39
40

41
42 Jonsson, B., 1982. Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder
43 during constrained work. *Journal of Human Ergology*, 11 (1), 73-88.
44
45

46
47 Kroemer, K.H.E., Grandjean, E., 2000. *Fitting the task to the human: a textbook of*
48 *occupational ergonomics*. 5th ed. London: Taylor & Francis.
49
50

51
52 Kumar, S., 1996. Electromyography in ergonomics. *In: Kumar, S., Mital, A., ed.*
53 *Electromyography in ergonomics*. London: Taylor & Francis, 1-50.
54
55

56
57 Larsson, B., Sjøgaard, K., Rosendal, L., 2007. Work-related neck-shoulder pain: a
58 review on magnitude, risk factors, biochemical characteristics, clinical picture and
59
60

1
2
3 preventive interventions. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21 (3), 447-
4
5 63.
6
7

8
9 Murray, W.M., Delp, S.L., Buchanan, T.S., 1995. Variation of muscle moment arms
10 with elbow and forearm position. *Journal of Biomechanics*, 28 (5), 513-25.
11
12

13
14 Nastasia, I., Lortie, M., Delisle, A., Gagnon, M. Perception and biomechanics data in a
15 manual handling task: a comparative study. *Ergonomics*, 50(12), 2059-81.
16
17

18
19 Nielsen, P.K., Andersen, L., Jørgensen, K., 1998. The muscular load on the lower back
20 and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Applied*
21 *Ergonomics*, 29 (6), 445-50.
22
23
24

25
26 Okunribido, O.O., Haslegrave, C.M., 2003. Pouring liquid from a pot – kinematics of an
27 everyday task. *Applied Ergonomics*, 34 (4), 355-73.
28
29

30
31 Padula, R.S., Coury, H.J.C.G., 2003. Sagittal trunk movements during load carrying
32 activities: a pilot study. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 32 (3), 181-
33 188.
34
35
36

37
38 Padula, R.S., Coury, H.J.C.G., 2004. Device for analyzing grip forces during handling.
39 *In: Premus 2004: Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work-*
40 *related Musculoskeletal Disorders. Abstract Book II. Zurich, 599-600.*
41
42
43
44

45
46 Palmerud, G., Forsman, M., Sporrang, H., Herberts, P., Kadefors, R., 2000.
47 Intramuscular pressure of the infra- and supraspinatus muscles in relation to hand load
48 and arm posture. *European Journal of Applied Physiology*, 83 (2-3), 223-30.
49
50
51

52
53 Sluiter, J.K., Rest, K.M., Frings-Dresen, M.H.W., 2001. Criteria document for
54 evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders.
55 *Scandinavian Journal of Environmental and Health*, 27 (suppl 1), 1-102.
56
57
58
59
60

1
2
3 Sjøgaard, K., Laursen, B., Jensen, B.R., Sjøgaard, G., 2001. Dynamic loads on the upper
4 extremities during two different floor cleaning methods. *Clinical Biomechanics*, 16
5 (10), 866-79.
6
7

8
9
10 Sporrang, H., Sandsjö, L., Kadefors, R., Herberts, P., 1999. Assessment of workload
11 and arm position during different work sequences: a study with portable devices on
12 construction workers. *Applied Ergonomics*, 30 (6), 495-503.
13
14

15
16
17 Straker, L.M., 1999. An overview of manual handling injury statistics in Western
18 Australia. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24 (4), 357-64.
19
20

21
22
23 Yeung, S.S., Genaidy, A., Deddens, J., Alhemood, A., Leung, P.C., 2002. Prevalence of
24 musculoskeletal symptoms in single and multiple body regions and effects of perceived
25 risk of injury among manual handling workers. *Spine*, 27 (19), 2166-71.
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 Figure 1. Layout of the manual handling tasks performed by the subjects. Full line
4 indicates the handling from the intermediate shelf to the high shelf (IS → HS) and
5
6 dotted line indicates the handling from the intermediate shelf to the low shelf (IS →
7
8 LS).
9
10
11

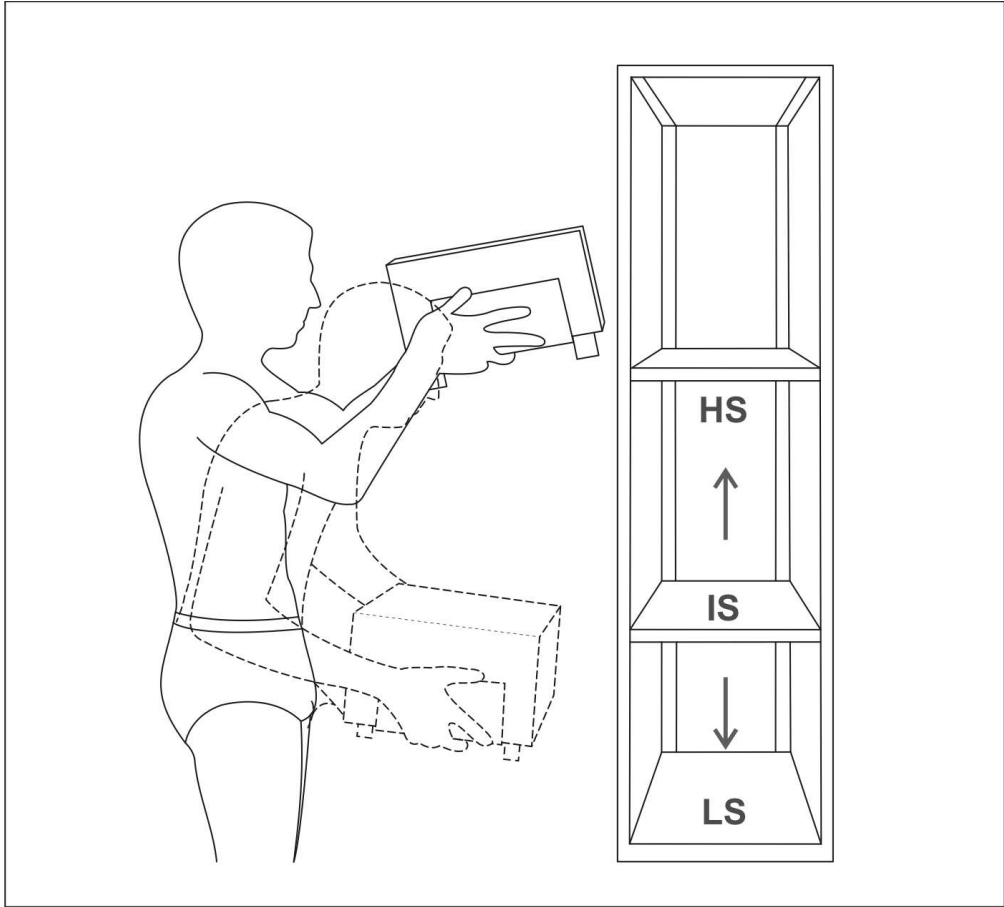
12
13
14
15 Figure 2. Illustration of the positions of the markers and coordinate system used for
16 joint angular position calculations.
17
18
19

20
21
22 Figure 3. Static, median and peak levels (mean \pm one standard deviation) of the EMG
23 normalized to the reference condition, for the biceps and deltoid muscles of 32 subjects
24 during manual handling of 7 and 15 kg boxes from the intermediate to the high shelf
25 (HS) and from the intermediate to the low shelf (LS). Asterisk (*) indicates significant
26 difference ($p < 0.05$) between 7 and 15 kg and circle (o) indicates significant difference
27 ($p < 0.05$) between HS and LS.
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38

39 Figure 4. Static, median and peak levels (mean \pm one standard deviation) of range of
40 motion (ROM) (in degrees) for right shoulder abduction and flexion and right elbow
41 flexion, of 32 subjects during manual handling of 7 and 15 kg boxes from the
42 intermediate to the high shelf (HS) and from the intermediate to the low shelf (LS).
43
44
45
46
47
48
49
50

51 Figure 5. Time-normalized ROM (y') and EMG (y'') data from right upper limb of one
52 subject during MMH of 7 kg box to high (A) and low (B) shelf and of 15 kg box to high
53 (C) and low (D) shelf.
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60



Layout of the manual handling tasks performed by the subjects. Full line indicates the handling from the intermediate shelf to the high shelf (IS to HS) and dotted line indicates the handling from the intermediate shelf to the low shelf (IS to LS).
118x107mm (300 x 300 DPI)

Only

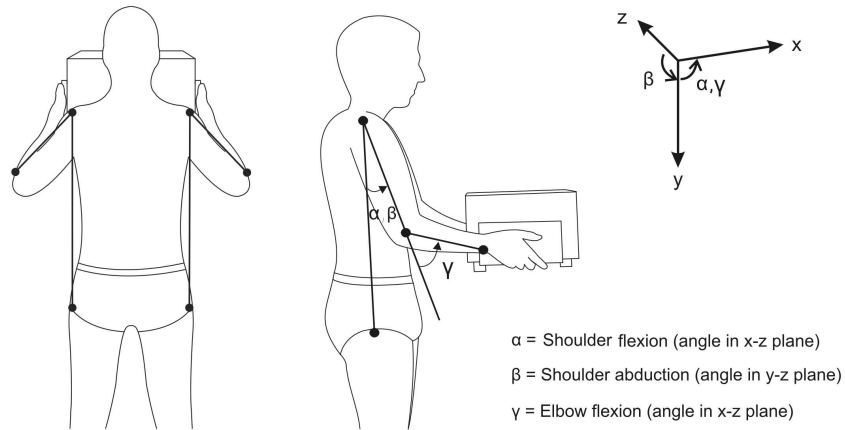
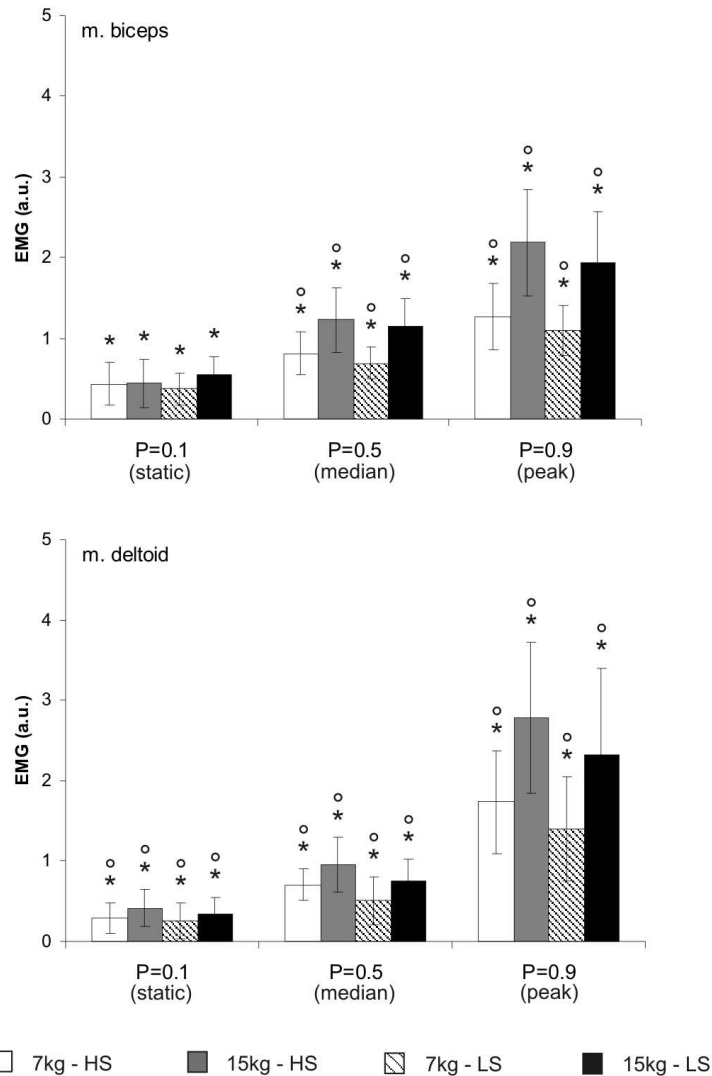
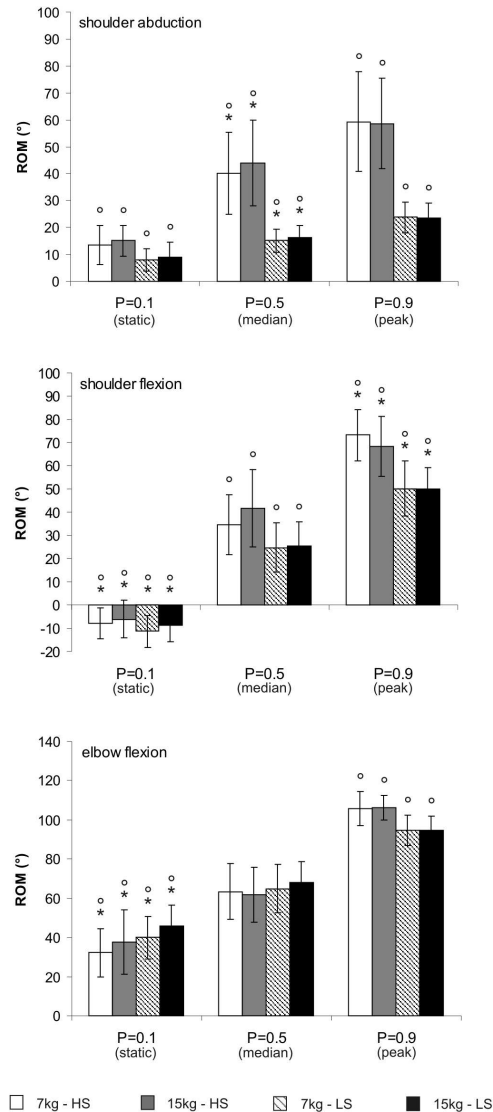


Illustration of the positions of the markers and coordinate system used for joint angular position calculations.

214x129mm (300 x 300 DPI)

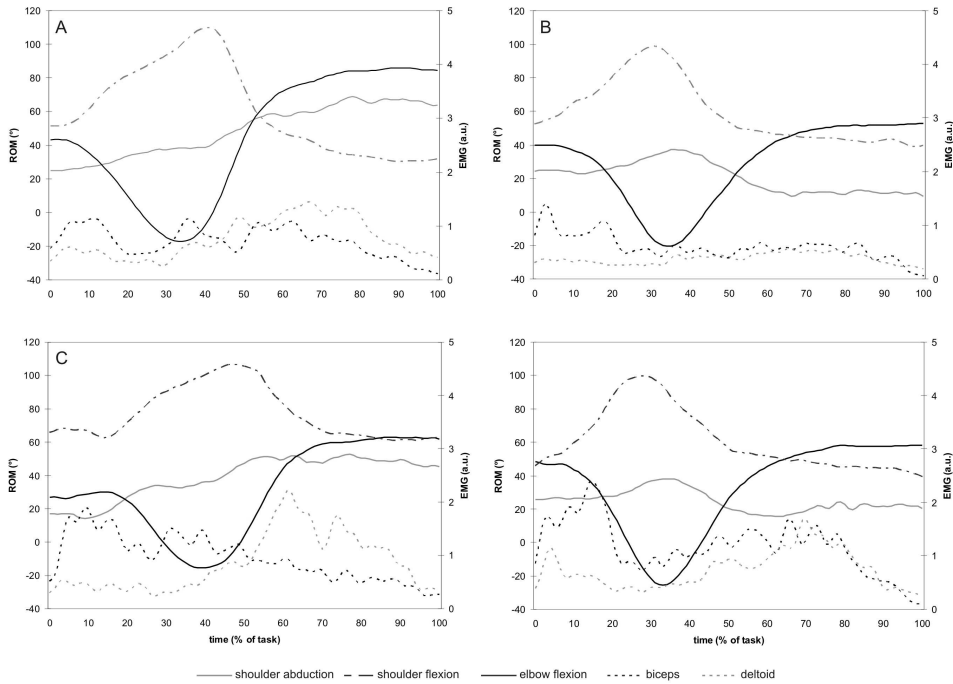


Static, median and peak levels (mean \pm one standard deviation) of the EMG normalized to the reference condition, for the biceps and deltoid muscles of 32 subjects during manual handling of 7 and 15 kg boxes from the intermediate to the high shelf (HS) and from the intermediate to the low shelf (LS). Asterisk (*) indicates significant difference ($p < 0.05$) between 7 and 15 kg and circle (o) indicates significant difference ($p < 0.05$) between HS and LS.
 114x143mm (300 x 300 DPI)



Static, median and peak levels (mean \pm one standard deviation) of range of motion (ROM) (in degrees) for right shoulder abduction and flexion and right elbow flexion, of 32 subjects during manual handling of 7 and 15 kg boxes from the intermediate to the high shelf (HS) and from the intermediate to the low shelf (LS).
109x213mm (300 x 300 DPI)

1
2
3
4
5
6
7
8
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60



Time-normalized ROM (y') and EMG (y□) data from right upper limb of one subject during MMH of 7 kg box to high (A) and low (B) shelf and of 15 kg box to high (C) and low (D) shelf. 241x175mm (300 x 300 DPI)

ew Only

1
2
3 Statement of Relevance
4

5 Knowledge on handling risks may be useful to the design of safer jobs. Shoulder postures during
6 handling involving low surfaces have not been evaluated so far. As well as high surfaces, low
7 height can be harmful to shoulder joints and deserves attention if prevention of disorders is
8 concerned.
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

For Peer Review Only

ANEXO II

OLIVEIRA AB, PÁLINKÁS ESL, SILVA LCCB, PADULA RS, COURY HJCG. How is a box handled when all sides are free for contact? *Manuscrito em fase final de redação para submissão ao periódico APPLIED ERGONOMICS.*

Title:

How is a box handled when all sides are free for contact?

Authors:

Ana Beatriz de Oliveira¹, Ethel Sarolta Lilla Pálinkás¹, Luciana Cristina da Cunha Bueno Silva¹, Rosimeire Simprini Padula², Helenice Jane Cote Gil Coury¹.

Affiliations:

¹Federal University of Sao Carlos, Department of Physical Therapy, Brazil.

²Sao Francisco University, Department of Physical Therapy, Brazil.

Corresponding author:

Helenice Jane Cote Gil Coury

Universidade Federal de São Carlos, Departamento de Fisioterapia

Via Washington Luis, KM 235, CP 676

CEP 13565-905 São Carlos, SP, Brazil

E-mail: helenice@ufscar.br; hcoury@terra.com.br

Phone: +55 16 33725535

Fax: +55 16 33612081

ABSTRACT

The purpose of this study was to test how experienced and inexperienced subjects would handle a box when all sides were free for contact. Fourteen experienced and 14 inexperienced subjects handled a 10 kg box from an intermediate surface to both high and low surface. During the task subjects had their wrist movements and grip force recorded. All subjects grasped the box symmetrically, positioning the hand on lateral and bottom sides. Experienced subjects had a higher peak of wrist extension ($P < 0.05$). Height of the destination surface changed wrist deviation. When the box was moved to high surface, ulnar deviation reached 25° and more force was used. In general, the grip adopted by all subjects produced good results but in order to have safe ROM and less hand forces, high surfaces must be avoided. New ideas to design boxes and containers are presented to facilitate this hand position in real work conditions.

Keywords: manual material handling; grip force; wrist posture.

1. INTRODUCTION

Occupational activities involving manual handling of boxes has long been associated with musculoskeletal disorders. According to epidemiological studies, workers performing manual material handling (MMH) activities present problems mainly in low-back region (Straker, 1999). Recently more attention has been addressed to other body sites when the focus is the load generated during MMH. Shoulder load has been assessed (Nielsen et al., 1998; Oliveira and Coury, submitted) and also wrist, particularly concerning the effect of handles types and handle positions on wrist postures and workload (Ando et al., 2000; Davis et al., 1998; Drury et al., 1989a and 1989b; Wang et al., 2000). In this context, the NIOSH lifting equation, developed by the National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) in 1981, was revised in 1991, when types of handling couple was considered as a multiplier (Waters et al., 1993).

In fact, the nature of the hand-to-object coupling is very important because it can determine wrist/hand posture as well as the load on these segments. In this sense, the main approach in research involving wrist and hands during MMH tasks is the study of handles (Chung and Wang, 2001; Coury and Drury 1982; Drury, 1980; Wang et al., 2000). Those studies have provided information regarding how the handle angle can affect wrist deviation and lifting capability under different work conditions (mass and task height variation).

The knowledge generated from those studies can be useful provided that the association between large wrist deviations and forceful exertions has been recognized as hazardous (Bernard et al., 1997; Wang et al., 2000). However, the presence of handles in commercial boxes and containers is not common. Drury et al. (1982), after

performing a large survey regarding industrial box handling, reported that only 2.6% of boxes had handles. It was also observed that, even when available, the handles were not necessarily used. Practical issues related to the handle design might be involved and should be investigated.

Hand positions, weight of the load, target surfaces and workers' experience seem to be other relevant issues when evaluating wrist workload. Those topics have been previously explored but concerning the wrist there are some limitations. One important characteristic of all studies assessing hand position in MMH activities is that the box was always standing on a plain surface, which has provided some restriction since the subjects have had free access only to lateral and upper sides of the box.

Considering that boxes allowing free access to the low side have never been investigated so far, it would be helpful to test how experienced and inexperienced subjects grasp a box during manual handling when all sides are free to be approached. To contribute with such information, the objective of this study was (1) to describe hand grips performed by experienced and inexperienced subjects when handling a box which allows free access to any side; (2) to describe grip force and wrist movements according to each kind of hand grip, attempting to different heights of the destination surface; (3) to check for safe range of motion (ROM) recorded for wrist movements in all conditions.

2. METHODS

2.1. Subjects

Twenty-eight male subjects, of mean age 22.3 (\pm 4.3) years, mean height 1.7 (\pm 0.04) m and mean weight 69.1 (\pm 8.7) kg, were recruited to take part in the study. Fourteen subjects were experienced in handling tasks (at least 6 months working with activities that included manual handling of boxes in storage sectors of supermarkets and other retail stores) and 14 were inexperienced in such tasks (students, without professional experience of manual handling of boxes). Exclusion criteria were: musculoskeletal symptoms or disorders, general illnesses, limitations on movement amplitudes, apparent postural deviations and balance problems. All subjects signed an informed consent statement that had been approved by the local ethics committee (Process 059/04).

2.2. Protocol

Subjects handled an 11 kg box from an intermediate shelf (IS - 102.5 cm, about waist level) to either a high shelf (HS - 142.5 cm) or low shelf (LS - 62.5 cm). The subjects picked up the box from the IS and placed it on a predetermined shelf. The height of destination shelf was randomized. No specific instructions were provided, either on postures or how to grasp the box. Before performing the task, the subjects were provided with information about the initial and final positions of the box, and when to start the task.

2.3. Data collection and equipments

Simultaneous data on grip force, electrogoniometer and video were recorded during all trials. Wrist positions and movements of right upper arm were recorded for both the flexion/extension and the deviation angles, using electrogoniometer (XM 65 Biometrics Ltd, Gwent, UK) and an acquisition unit (DataLINK, Biometrics Ltd, Gwent, UK). The reference position was recorded when the subject was standing with the arms relaxed on a table in prone forearm position and wrist in a neutral position.

A steel box constructed specially to evaluate manual handling tasks (Padula and Coury, 2004) was used in this study. This box measures 300 (mm in length) x 300 (mm in width) x 180 (mm in height) and was instrumented with two load cells at the sides, and two on the bottom of the box, allowing the measure of grip force during handlings. Each load cell was connected to the DataLink acquisition unit and data were collected using DataLink software (version 2.0, Biometrics Ltd), at a sampling frequency of 100 Hz. The box presented three supporting “feet” on its base which allowed the calibration procedure of the bottom load cells. These supports also allowed to the subjects to grasp the box from any side, including the bottom. In order to describe the hand position applied by the subjects to grasp the box, images of the sagittal plane (right view) were recorded during the experiment using a digital camera (GR-DV 1800, JVC).

2.4. Data processing and analysis

Even though movements and grip force had been collected throughout the whole tests, only the handling phases were analyzed. The handling phase was defined as the time during which the subject’s hands were in contact with the box and exerting forces above a pre-established limit. The start and end cut-points for each handling

period was defined as the moment when the sum of the force applied on the bottom right and left sides of the box was higher and lower than 3 N, respectively.

All data were processed using MatLab[®] software (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA). Electrogoniometer recordings were low-pass filtered at 5 Hz using a second-order zero-lag Butterworth filter. After filtering kinematic data, the start and end cut-points for each handling period was identified. The mean value of grip force for each one of the four sides of the box was calculated for each handling task. The 10th, 50th and 90th percentiles of the amplitude distributions (APDF) were used to describe and compare wrists movements between conditions. This percentile analysis gives the ROM performed during the handlings and it allows the comparison of such angles with safe ROM. Paschoarelli et al. (in press) through a literature review proposed as safe ROM wrist movements of flexion and extension bellow 15° and of ulnar and radial deviations bellow 15° and 10°, respectively.

2.5. Statistics

Data were tested for normality and homogeneity by the Shapiro-Wilk's and Levene's tests, respectively. The 2-way ANOVA was applied in the kinematic data to compare groups and heights. The 3-way ANOVA was used in the grip force data to compare groups, heights and side of the box. The Tukey HSD test was used as post-hoc analysis. An alpha level of 5% was used for all statistical tests, which were performed using the Statistica software (version 7, StatSoft, Inc., Tulsa, USA).

3. RESULTS

3.1. *Hand positions*

All subjects grabbed symmetrically the box using a lateral-inferior grip in all conditions. This grip occurs when the hand is placed over the lateral side of the box followed by the positioning of the fingers (from 2nd to 5th fingers) under the inferior side of the box. Although this grip had been used by all the subjects, there was a variation on the fingers placement. The typical lateral-inferior grip (Figure 1A) was observed in 12.5% of cases. The observed variation of this grip was most frequent among subjects (87.5%) and it was associated with the positioning of the thumb on the lateral side, the second finger on the transition between lateral and inferior side and the three other fingers on the inferior side (Figure 1B). There was no difference on the hand grip either between groups or between heights of the target surfaces.

INSERT FIGURE 1 ABOUT HERE

3.2. *Wrist movements*

Data of amplitude distribution over the 10th, 50th and 90th percentiles for wrist flexion/extension are shown in Figure 2A. In general, the wrist was held in extension most of the time (negative values). There was a significant difference between experienced and inexperienced groups for the 10th percentile of the distribution which represents the peak of the extension movement ($P < 0.05$). Experienced subjects had larger extension amplitude than the inexperienced group, when handling the box both to high and low shelf (Figure 2A). When the box was moved to the high shelf the

extension amplitude for the experienced group over passed the safe range proposed for this movement (Paschoarelli et al., 2008).

Figure 2B presents the amplitude distribution of the ulnar and radial deviations. For all percentiles there was a significant difference ($P<0.05$) between conditions (heights). Higher amplitudes occurred when the box was handled to the high shelf, and the subjects held their wrist in ulnar deviation position during most of the time. When the box was handled to the low shelf higher radial deviation amplitudes were recorded.

INSERT FIGURE 2 ABOUT HERE

According to the safe ROM proposed for wrist deviations (Paschoarelli et al., 2008) the high shelf generated risky movements in the ulnar direction whilst for the low shelf risky radial deviation was observed (Figure 2B).

3.2. Grip Force

Mean and standard deviation values of grip force applied on each side of the box are presented in Figure 3. There was significant difference between heights ($P<0.05$) and a significant interaction ($P<0.05$) for the association between height and the sides of the box. No differences between experienced and inexperienced subjects were identified.

When the box was transferred to the high surface (Figure 3A), the force applied on the four sides was more equally distributed, except for a significant difference identified between the left lateral and right bottom sides ($P<0.05$) for both groups. When the box was moved to the low shelf, lesser levels of force were applied on the

lateral sides. However, a more equally distributed amount of force in between right and left sides was observed at the bottom side (Figure 3B).

INSERT FIGURE 3 ABOUT HERE

Results of the interaction between height and side of the box show that there was significant difference on the force applied on lateral side of the box according to the height of the destination surface (Figure 3AxB). Higher force was applied on the left lateral side when the box was handled to the high surface compared to force generate when the box was handled to low surface ($P<0.05$). On the other hand, force applied on the right lateral and bottom side were the same for both high and low surface ($P>0.05$). Considering the total amount of force it is possible to conclude that more force was required to move the box to the high surface.

Figure 4 presents a summary of data on wrist posture and grip force. It is possible to verify that higher wrist deviations happen when the box is handled to high surface. At this condition higher forces are exerted considering lateral sides of the box.

INSERT FIGURE 4 ABOUT HERE

4. DISCUSSION

Experienced and inexperienced subjects handled the box to both high and low surfaces using exclusively the bottom and lateral sides (lateral-inferior grip). Studies on hand positions have shown that subjects use many different hand positions to grab a box when a handle is not available (Authier et al., 1995; Drury et al., 1982; Padula et al., 2006). The interesting result here is that no other type of hand position was identified and also only small variations were verified regarding the position of fingers on the lateral or bottom side of the box. Thus, when the bottom side of the box was free for contact subjects have preferred to approach box through this side.

The preference for this position seems to be justified by biomechanical advantages. A series of studies performed by Drury et al. (1982, 1985, 1989b) showed that when the hands are under the box, the force exerted to handle the load can be lower comparatively to other hand positions. Keeping the hands under the box allows for higher muscular strength. In this condition the biceps, which is a strong and biarticular muscle, is, capable of generating high torques when the elbow is kept within 80 and 100° (Murray et al., 1995). Moreover this hand positioning may facilitate the development of adduction force due to the neutral position of the forearm regarding pronation and supination, providing a good coupling between hand and box. Data presented by Coury et al. (1998) showed that the biceps was highly active during adduction compression tasks performed on a device which reproduces a box. Considering the fact that the biceps is active both to support the box and to stabilize segments during the adduction compression it is important that its action can occur in biomechanical advantage. The hand position on lateral and bottom sides adopted by the subjects in this study seems to provide that characteristic. Using both lateral and bottom

sides allows for a better coupling as a larger hand surface is in contact with the box providing a better load distribution.

The hand position adopted by experienced and inexperienced subjects during the tasks occurred symmetrically. According to Deeb et al. (1985), symmetrical hand position minimizes hand forces. The choice of positioning hands symmetrically on lateral and bottom sides seems to have been efficient for the subjects in the present study, since they did not change it during the tasks.

Extension and ulnar deviation were predominant during the activities analyzed except when handling to low surface for the 50th and 90th percentiles. For these situations the radial deviation was prevalent. Data on wrist flexion-extension are new information since most studies in wrist postures during handling have recorded only wrist deviations. Wrist flexion-extension was not influenced by heights of the surfaces to which the loads were moved to. For most of the time movements have occurred within safe range of motion, however, experienced subjects tended to present higher extension amplitudes than the ones presented by inexperienced subjects, particularly when moving the load to the high surface. For this condition wrist extension performed by experienced subjects overreached the 15° proposed as safe ROM (Paschoarelli et al., 2008).

Wrist deviation movements were influenced by the height of the destination surface. All subjects tended to hold their wrist exclusively in ulnar deviation when handling the box to the high surface, when the peak amplitude of ulnar deviation reached 25°. Despite that, in about 50% of the time the wrist was held within the safe limit. For the low surface wrist deviations up to 15° were recorded in both directions, however but the mean amplitude tended to be kept radial position. Since the safe limit proposed for radial deviation was 10°, risky postures were also recorded. Drury et al.

(1989b) reported quite small ulnar deviation angles when workers performed a symmetric handling. For the condition without handle, subjects had a mean angle of 5°. Differences between these results and the present study are probably related to methodological aspects. Those authors collected data at the start and end of each lifting and lowering tasks and did not study heights as high as we did. Results reported in mean values can also underestimate amplitudes. Instead, percentile analysis shows the ROM used by subjects during the whole task, as a continuous process. Wrist deviations amplitudes presented in our results agree with those reported by Chung and Wang (2001), and Padula et al. (2006). However, time spent out of the safe limits was smaller in our experiment than in Padula's, mainly for the flexion-extension movement. That can probably be explained by differences in hand positioning. Padula et al. (2006) reported 3 types of grip performed by the subjects to carry out the handling task, while in the present study, as the box could be handled by any side, the subjects have chosen the bottom and lateral sides to approach the box.

Although the subjects' experience did not influence the type of grip performed by the subjects, it was significantly associated with extension amplitude. Studies on handler experience reported by Gagnon (2005) identified that experienced workers develop safer strategies to perform handlings. Besides using different grips they also tilt the box. This finding may explain, at least in part, the difference in the wrist extension identified between groups in the present study. To tilt the box when moving it to the high surface, experienced workers have to keep their wrists in radial deviation and it is known that this movement is associated with wrist extension (Li et al., 2005).

The grip forces were only associated with the height of the destination surface. When moving the box to the high surface a better distribution of force among lateral and bottom sides was observed. However, the total amount of force was also higher for

this condition. This fact may be related to an adduction force needed to stabilize and lift the box. When the box was moved to the low surface, a similar amount of force was recorded on the bottom. However, lesser force was applied on the lateral sides, particularly on the left one. Forces were then more concentrated on the bottom and on the right lateral sides. As all subjects were right-handed and this strategy was probably adopted to keep a better control of the box by using their right limb and generating more force on this side.

Several previous studies have described grip forces, but through isometric measures (Catovic et al., 1991; Kattel et al., 1996; Warwick et al., 1980; Garg and Badger, 1986). However, the measurement of dynamic strength has been considered as the best indicator to evaluate the functional performance of the hands (Ando et al, 2000; Li, 2002) and also to evaluate and improve workplaces (McGorry, 2001). Morse et al. (2006) studied dynamic grip force and they found differences in the relationship between grip force and wrist position when comparing their results with isometric tests.

In the industrial context most of improvements given to handlers are concentrated in offering handles to facilitate the task and decrease the musculoskeletal load. Many studies in the literature presents the advantages of handling a box using well designed handles (Chung and Wang, 2001; Wang et al., 2000; Davis et al., 1998; Deeb et al, 1985; Drury, 1980). On the other hand, when assessing real work conditions it was seen that subjects do not always use them and tend to perform handling tasks by grasping the box with asymmetrical hand grip (Drury et al., 1982, Authier et al., 1996). Results presented here showed that subjects would prefer to grasp the box from the bottom side as they were free for choosing. The biomechanical results for the lateral-inferior grip can be considered satisfactory considering both posture and hand grip recordings. The purpose is to facilitate the positioning of the hand symmetrically on the

lateral and bottom sides of the box, by designing new boxes and containers. This would generate intuitive adoption of lateral-inferior grip, with safe conditions for the musculoskeletal system. However, when facilitating the adoption of this grip, attention must be given to high surfaces, because higher ROM, outside the safe limits, was recorded for this condition. Figure 5 presents three new designs of box as tries to improve hand grip.

INSERT FIGURE 5 ABOUT HERE

The first box presented by Figure 6A has a fake bottom, allowing the free access to the inferior side. This design promotes the use of symmetrical lateral-inferior grip, however due to this free space the cardboard box may become instable and commercially restricted. Figure 6 also presents two alternatives to facilitate the hand approaching through the bottom of the box (Figure 6B) and rounded bottom edges providing for the fingers which can allow the workers to handle the box easily.

These proposed boxes are only tries. Other box or containers design should be developed, tested, and then applied in real work conditions to verify its effectiveness in facilitating more biomechanically advantageous grip, and improving performance and safety. Future studies should also address attention to asymmetrical handlings and more complex tasks to contribute with information to prevent overload for upper limbs.

In summary, experienced and inexperienced subjects grasped the box in a symmetrical way, using both lateral and inferior sides. This fact seems to result of the design of the box which allowed free access to all sides of the box. In general subjects held an extension posture associated to ulnar deviation (high surface) or radial deviation (low surface). Wrist flexion-extension movement was the only variable differentiating

subjects. The wrist extension was prevalent and higher for experienced subjects. Peak of extension (for experienced subjects) and both ulnar and radial deviations were higher than safe limits, particularly when the box was moved to the highest level. On the other hand, in comparison with data reported by other studies (Chung and Wang, 2001, Padula et al., 2006), the grip adopted by all subjects in the present study showed better results when wrist postures and safe ROM are concerned. Thus, more advantageous grip was achieved here indicating that some free space for the fingers at the bottom side of the box will facilitate the grips in real work conditions.

5. REFERENCES

Ando, S., Ono, Y., Shimaoka, M., Hiruta, S., Hattori, Y., Hori, F., Imaeda, T., Takeuchi, Y., 2000. Strength and perceived exertion in isometric and dynamic lifting with three different hand locations. *Journal of Occupational Health*. 42, 315-320.

Authier, M., Gagnon, M., Lortie, M., 1995. Handling techniques: the influence of weight and height for experts and novices. *International Journal Occupational Safety and Ergonomics*. 1 (3), 262-75.

Authier, M., Lortie, M., Gagnon, M., 1996. Manual handling techniques: comparing novices and experts. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 17 (5), 419-29.

Bernard, B.P., 1997. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors*. DHHS (NIOSH) Publication No. 97-141. US Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health.

Catovic, E., Catovic, A., Kraljevic, K., Muftic, O., 1991. The influence of arm position on the pinch grip strength of female dentists in standing and sitting positions. *Applied Ergonomics*. 22(3), 163-166.

Chung, H.C., Wang, M.J.J., 2001. The effects of container design and stair climbing on maximal acceptable lift weight, wrist posture, psychophysical, and physiological responses in wafer-handling tasks. *Applied Ergonomics*. 32, 593-598.

Coury, B.G., Drury, C.G., 1982. Optimum handle positions in a box-holding task. *Ergonomics*. 25(7), 645-662.

Coury, H.J.C.G., Kumar, S., Narayan, Y., 1998. An electromyographic study of upper limb adduction force with varying shoulder and elbow postures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 8 (3), 157-68.

Davis, K.D., Marras, W.S., Waters, T.R., 1998. Reduction of spinal loading through the use of handles. *Ergonomics*. 41(8), 1155-1168.

Deeb, J.M., Drury, C.G., Begbie, K.L., 1985. Handle positions in a holding task as a function of task height. *Ergonomics*. 28(5), 747-763.

Drury, C.G., 1980. Handles for manual materials handling. *Applied Ergonomics*. 11(1), 35-42.

Drury, C.G., Law, C.H., Pawenski, C.S., 1982. A survey of industrial box handling. *Human Factors*, 24 (5), 553-65.

Drury, C.G., Begbie, K., Ulate, C., Deeb, J.M., 1985. Experiments on wrist deviation in manual materials handling. *Ergonomics*. 28(3), 577-589.

Drury, C.G., Deeb, J.M., Hartman, B., Woolley, S., Drury, C.E., Gallagher, S., 1989a. Symmetric and asymmetric manual material handling, part 1: physiology and psychophysics. *Ergonomics*. 32(5), 467-489.

Drury, C.G., Deeb, J.M., Hartman, B., Woolley, S., Drury, C.E., Gallagher, S., 1989b. Symmetric and asymmetric manual material handling, part 2: biomechanics. *Ergonomics*. 32(6), 565-583.

Gagnon, M., 2005. Ergonomic identification and biomechanical evaluation of workers' strategies and their validation in a training situation: Summary of research. *Clinical Biomechanics*, 20 (6), 569-80.

Garg, A., Badger, D., 1986. Maximum acceptable weights and maximum voluntary isometric strengths for asymmetric lifting. *Ergonomics*. 29(7), 879-892.

Kattel, B.P., Fredericks, T.K., Fernandez, J.E., Lee, D.C., 1996. The effect of upper-extremity posture on maximum grip strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 18, 423-429.

Li, Z.M., 2002. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *The Journal of Hand Surgery*. 27A(5), 886-896.

Li, Z.M., Kuxhaus, L., Fisk, J.A., Christophel, T.H., 2005. Coupling between wrist flexion-extension and radial-ulnar deviation. *Clinical Biomechanics*. 20, 177-183.

McGorry, R.W., 2001. A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use. *Applied Ergonomics*. 32, 271-279.

Morse, J.L., Jung, M.C., Bashford, G.R., Hallbeck, M.S., 2006. Maximal dynamic grip force and wrist torque: the effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. *Applied Ergonomics*. 37, 737-742.

Murray, W.M., Delp, S.L., Buchanan, T.S., 1995. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *Journal of Biomechanics*. 28(5), 513-525.

Nielsen, P.K., Andersen, L., Jørgensen, K., 1998. The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Applied Ergonomics*. 29 (6), 445-50.

Oliveira, A.B., Gil Coury, H.J.C., 2008. Upper limb muscular and postural behavior during manual material handling tasks. *Submitted*.

Padula, R.S., Coury, H.J.C.G., 2004. Device for analyzing grip forces during handling. In: *Premus 2004: Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work-related Musculoskeletal Disorders*. Abstract Book II. Zurich, 599-600.

Padula, R.S., Souza, V.C., Gil Coury, H.J.C., 2006. Types of grip and wrist movements during load handling activities. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 10(1), 29-34. (in Portuguese).

Paschoarelli, L.C., Oliveira, A.B., Gil Coury, H.J.C., 2008. Assessment of the ergonomics design of diagnostic ultrasound transducers through wrist movements and subjective evaluation. *International Journal of Industrial Ergonomics*. doi: 10.1016/j.ergon.2008.01.013.

Straker, L.M., 1999. An overview of manual handling injury statistics in Western Australia. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24 (4), 357-64.

Wang, M.J.J., Chung, H.C., Chen, H.C., 2000. The effect of handle angle on MAWL, wrist posture, RPE, and heart rate. *Human Factors*. 42(4), 553-565.

Warwick, D., Novak, G., Schultz, A., 1980. Maximum voluntary strengths of male in some lifting, pushing and pulling activities. *Ergonomics*. 23(1), 49-54.

Waters, T.R., Putz-Anderson, V., Garg, A., Fine, L.J., 1993. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*. 36(7), 749-776.

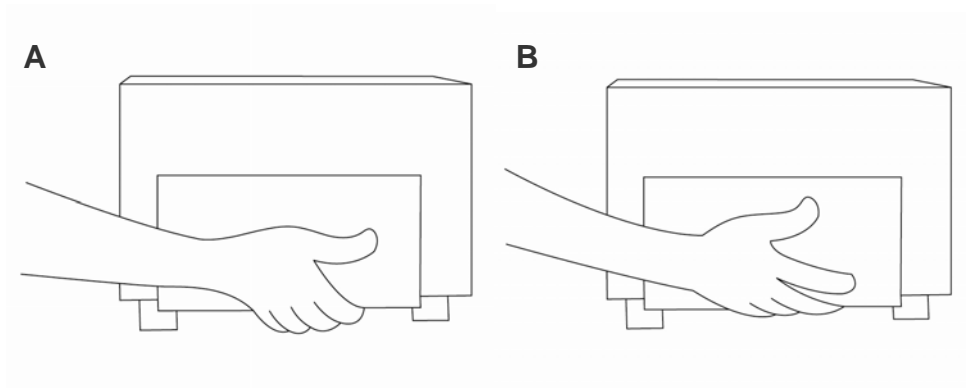


Figure 1. Typical lateral-inferior grip (A) and its variation (B), both observed among experienced and inexperienced subjects.

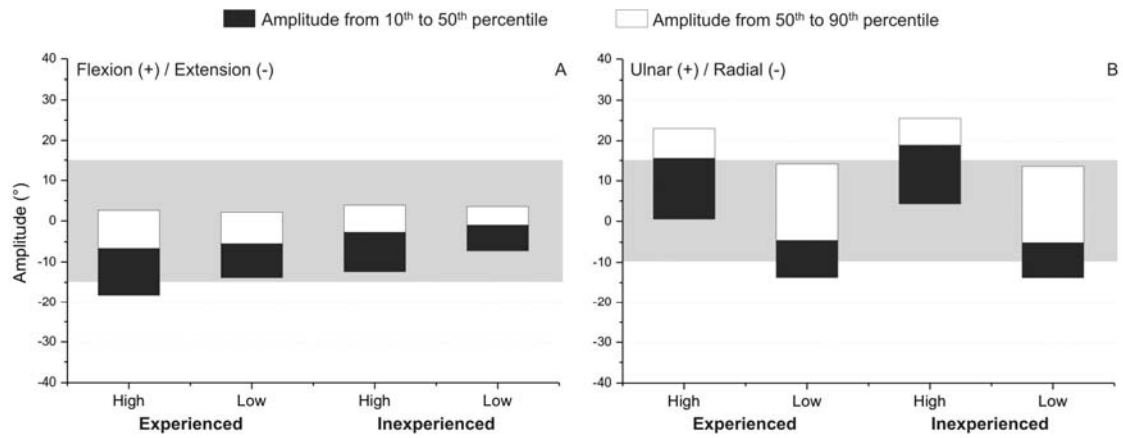


Figure 2. Distribution of right wrist flexion (A) and deviation (B) movements for experienced and inexperienced subjects when handling an 11 Kg box from middle to high and low surface. Grey area indicates the safe range of motion according to the literature.

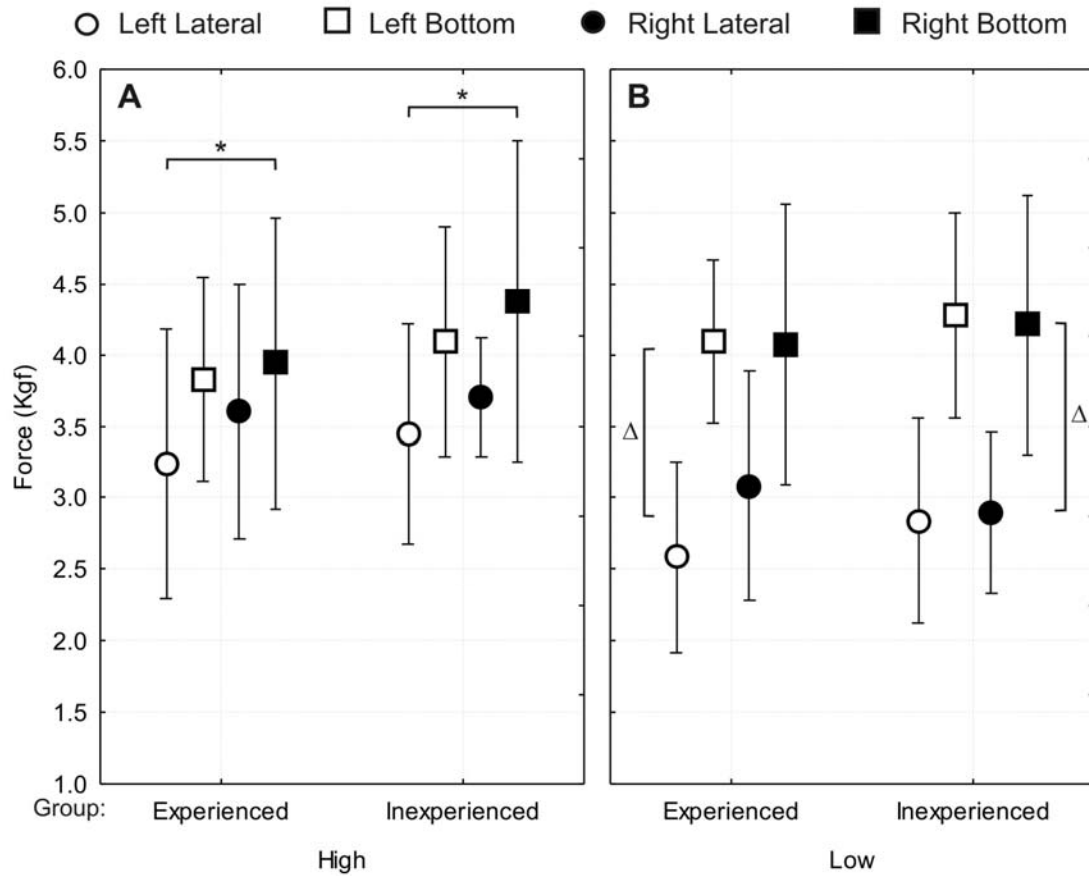


Figure 3. Mean (marker) and standard deviation (whisker) values for the grip force applied on each instrumented side of the box during the handling task performed by experienced and inexperienced subjects. The box was transferred from the intermediate shelf to both a high (A) and low (B) shelf. Signals (*) and Δ indicate $P < 0.05$ for the post-hoc comparison within heights: asterisks (*) in A point out the difference between left lateral and right bottom sides; triangles (Δ) in B (vertical) show the difference between lateral and bottom sides.

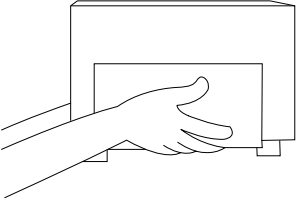
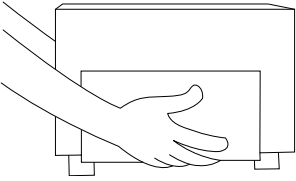
			Experienced	Inexperienced
			Mean (SD)	Mean (SD)
High Shelf 	Posture	Flexion-extension	-7.45 (10.86)	-3.56 (11.74)
		Deviations	13.11 (7.50)	16.77 (7.09)
	Grip forces	Left Side	3.24 (0.94)	3.44 (0.78)
		Left Bottom	3.83 (0.72)	4.09 (0.80)
		Right Side	3.61 (0.90)	3.71 (0.41)
Right Bottom		3.94 (1.02)	4.37 (1.13)	
Low Shelf 	Posture	Flexion-extension	-5.79 (6.87)	-1.58 (9.25)
		Deviations	-1.69 (7.62)	-1.95 (7.21)
	Grip forces	Left Side	2.59 (0.67)	2.83 (0.71)
		Left Bottom	4.09 (0.57)	4.28 (0.72)
		Right Side	3.08 (0.80)	2.90 (0.57)
Right Bottom		4.07 (0.99)	4.21 (0.91)	

Figure 4. Summary of main data on wrist posture and grip force during the handling of the box to both high and low shelf for the experienced and inexperienced subjects. Data are presented as mean and standard deviation (SD).

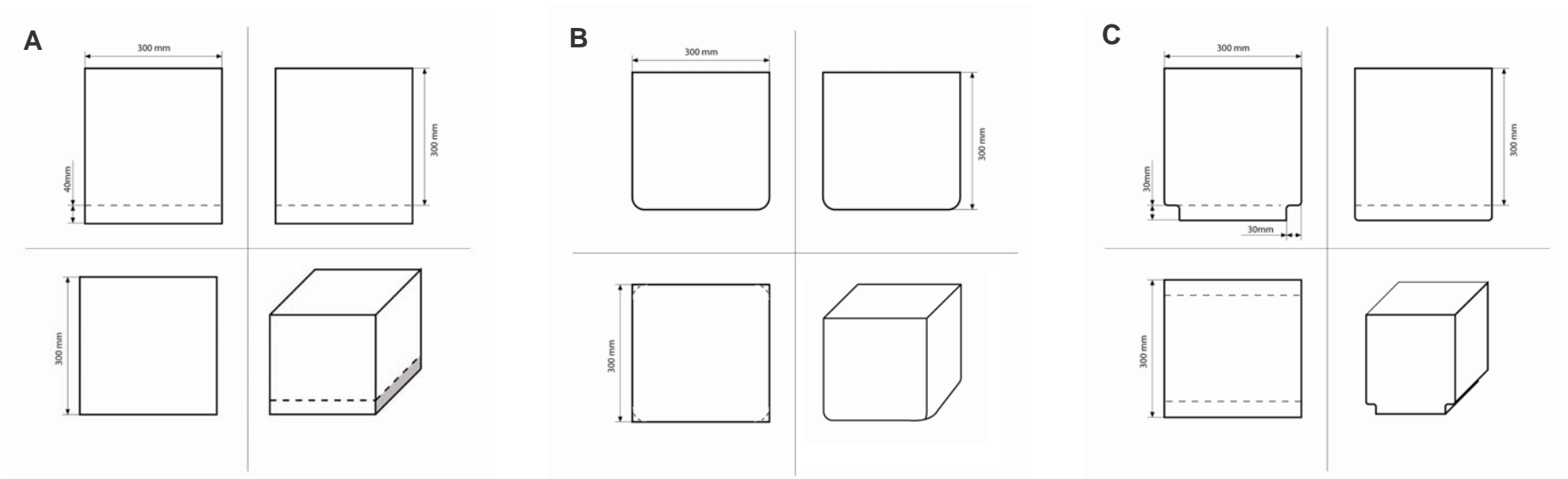
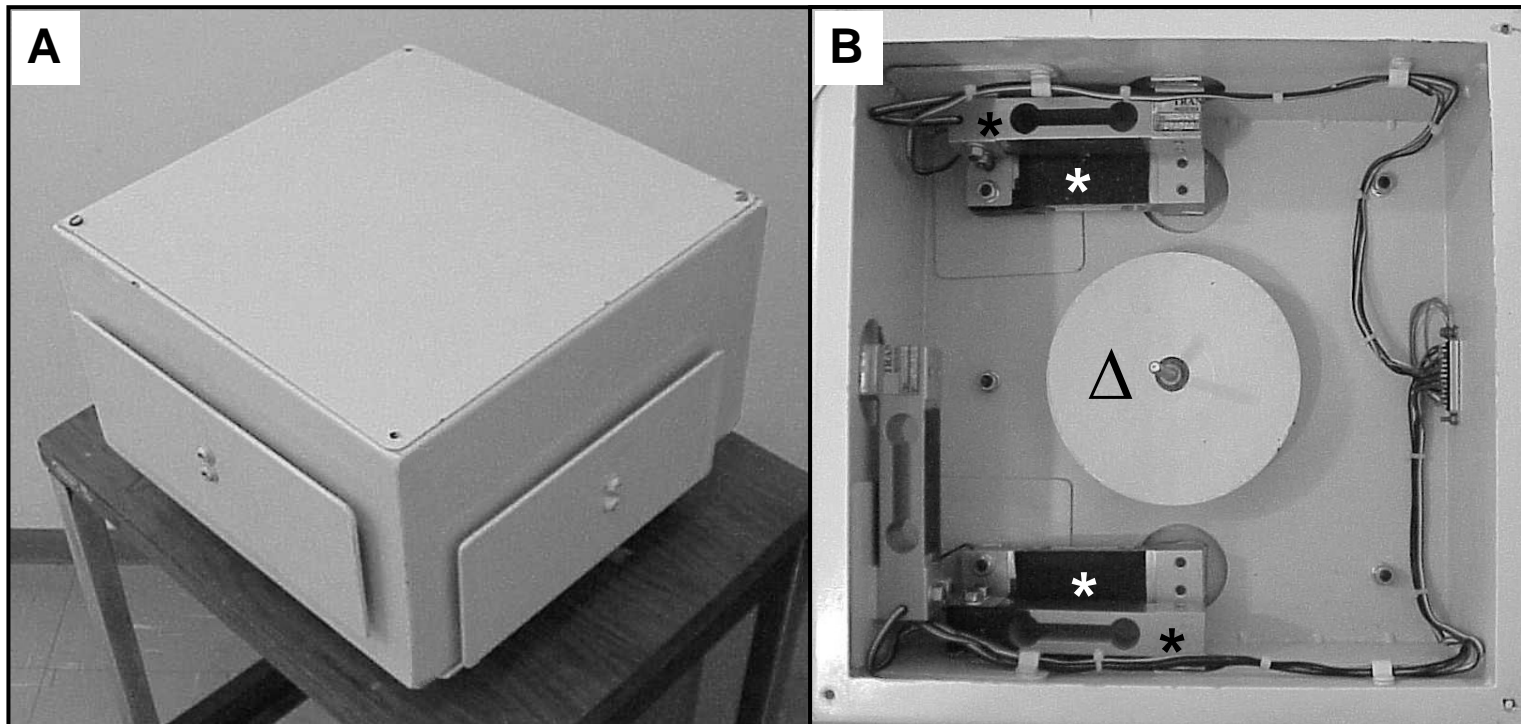


Figure 5. New purpose of box/container designs which facilitate to grasp the box from the bottom side. A: box with a fake bottom, with free access for fingers (gray area); B: box with rounded bottom edges; C: box with gap on bottom edges. The B and C designs aim facilitating the hand positioning on the bottom side.

ANEXO III



Ilustração da caixa instrumentada utilizada nos Estudos 1 e 2.



Caixa instrumentada utilizada nos experimentos do Estudo 1 e Estudo 2. É possível visualizar, na parte externa da caixa (A), as superfícies de registro da força de prensão e, na parte interna (B), as células de carga (* - na cor preta para as laterais e na cor branca para as inferiores) e a massa utilizada para incremento da carga (Δ).

ANEXO IV

OLIVEIRA AB, SATO TO, PASCHOARELLI LC, COURY HJCG. Posturas do ombro durante exame ultra-sonográfico utilizando diferentes transdutores. *Artigo publicado na REVISTA BRASILEIRA DE FISIOTERAPIA, 9(1), 63-69, 2005.*

POSTURAS DO OMBRO DURANTE EXAME ULTRA-SONOGRÁFICO UTILIZANDO DIFERENTES TRANSDUTORES

Oliveira, A. B.,¹ Sato, T. O.,¹ Paschoarelli, L. C.² e Gil Coury, H. J. C.³

¹Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

²Professor Doutor da Universidade Estadual Paulista, Departamento de Desenho Industrial

³Professora Titular do Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos

Correspondência para: Ana Beatriz de Oliveira, Laboratório de Fisioterapia Preventiva/Ergonomia,
Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, Rod. Washington Luís,
km 235, CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brasil, e-mail: aboliveira@polvo.ufscar.br

Recebido: 26/4/2004 – Aceito: 29/9/2004

RESUMO

Contexto: A alta incidência de lesões no ombro na população em geral faz com que medidas preventivas sejam necessárias. Algumas atividades ocupacionais apresentam fatores de risco para o desenvolvimento dessas lesões, como a atividade do médico ultra-sonografista. Dentre os riscos existentes no ambiente de trabalho dos ultra-sonografistas está o uso de transdutores que requerem manuseio repetitivo em posturas às vezes extremas. Diante disso pressupõe-se que o redesenho do transdutor, a partir de princípios ergonômicos, possa melhorar a postura do membro superior. No entanto, um redesenho objetivando a melhoria de posturas em uma articulação não deve gerar problemas em outra. Objetivo: Verificar se o redesenho de transdutores de ultra-sonografia (US) que visam à melhoria de posturas do punho implicaria em alguma alteração no movimento de abdução do ombro, assim como, descrever as amplitudes desse movimento durante exames simulados de ultra-sonografia diagnóstica. Método: 11 sujeitos simularam a tarefa de US utilizando dois transdutores comerciais e dois redesenhos ergonômicos. Foram fixados marcadores em pontos anatômicos para que a determinação da amplitude de abdução do ombro fosse realizada por meio da fotometria. Amplitudes foram comparadas por diferença por meio da análise de variância (ANOVA). Resultados: Foram identificadas amplitudes extremas para o movimento de abdução do ombro com o uso dos quatro transdutores analisados. Os resultados mostraram ainda que não houve diferença significativa ($p > 0,05$) na amplitude de abdução do ombro direito quando os sujeitos manusearam os diferentes transdutores, indicando a necessidade de mudanças ergonômicas no posto de trabalho do ultra-sonografista.

Palavras-chave: prevenção, distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho, ultra-sonografia, redesenho de ferramentas, ombro, fotogrametria.

ABSTRACT

Shoulder postures during ultrasound examination using different transducers

Background: The high incidence of shoulder disorders in the general population makes preventive measures necessary. Some occupational activities, such as diagnostic ultrasonography, present risks to the musculoskeletal system. Among the risks present in ultrasound equipment operators' working environment is the use of transducers that require repeated handling while adopting arm postures that are sometimes extreme. In this light, it may be supposed that these arm postures could be improved by redesigning the transducers according to ergonomic principles. However, a redesign aiming at improving postures in one joint must not create problems in another. Objective: To verify whether a redesign of the ultrasound transducers aimed at improving wrist postures would imply any alteration in shoulder abduction movement, and also to describe the amplitudes of these movements during simulated ultrasound examinations. Method: Eleven subjects simulated the ultrasound operator's tasks, making use of two commercial transducers and two ergonomically redesigned transducers. Markers were attached to anatomical points to enable calculation of the amplitude of the abduction movement by means of photometry. Differences in amplitudes were compared using analysis of variance (ANOVA). Results: The utilization of all four transducers analyzed caused extreme amplitudes for shoulder abduction movements. There were also no significant differences ($p > 0.05$) in the amplitudes of the shoulder abduction movements when the different transducers were handled, indicating the need for further ergonomic changes to the ultrasound operator's workplace.

Key words: prevention, work-related musculoskeletal disorders, ultrasonography, tool redesign, shoulder, photometry.

INTRODUÇÃO

A dor no ombro está entre as razões mais comuns de visitas médicas. A prevalência de dor no ombro acompanhada de incapacidade é de cerca de 20% na população em geral.¹ Algumas atividades ocupacionais, como a do médico ultrasonografista, apresentam fatores de risco para o desenvolvimento de lesões musculoesqueléticas no complexo articular do ombro. A incidência desses sintomas característicos de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORTs) é alta nesses profissionais.^{2,3,4,5} Um dos fatores que parece interferir na origem desses sintomas é o alto número de exames de rotina que passou a ser realizado com o desenvolvimento da ultra-sonografia (US) como técnica diagnóstica. Além disso, os fatores de risco presentes no ambiente de trabalho do ultrasonografista contribuem para o surgimento dessas lesões. Vários riscos foram observados, como: baixo índice de iluminação, choques elétricos, estresse e sobrecarga musculoesquelética nos membros superiores e coluna.^{6,7,8,9} Sendo assim, torna-se importante estudá-los para que programas efetivos de prevenção possam ser propostos.

O resultado da associação dos fatores de risco ao alto número de exames realizados pode ser observado em levantamentos epidemiológicos que vêm sendo realizados. Em média, 80% dos profissionais que realizam US diagnóstica apresentam algum sintoma musculoesquelético, dos quais a maioria se localiza no membro superior, principalmente nos ombros e punhos.^{2,3,4} Apesar de terem sido estudados em levantamentos epidemiológicos, esses fatores não foram mensurados diretamente na situação funcional.

A sobrecarga imposta ao membro superior parece envolver principalmente os movimentos de punho e ombro, em decorrência dos movimentos repetitivos do primeiro e da postura estática do segundo.³ As sobrecargas estática e dinâmica da musculatura da cintura escapular e da extremidade superior são decorrentes da necessidade de manutenção do braço na posição adequada para fixar o transdutor perpendicular à pele do paciente ao longo de todo o exame.⁵

Wihlidal & Kumar³ chamam a atenção para a manutenção da postura de abdução do ombro por períodos prolongados, o que, segundo Sjøgaard & Jensen,¹⁰ pode promover fadiga e dor muscular. Outro fator crítico dessa postura está relacionado ao aumento da pressão intramuscular. A manutenção de 30° de abdução implica aumento da espessura do músculo supra-espinhoso, importante abdutor. Isso porque a atividade muscular leva ao aumento do conteúdo hídrico, aumentando, assim, a pressão intramuscular, principalmente dos músculos situados em áreas delimitadas por estruturas ósseas, como é o caso do supra-espinhoso.¹⁰

Chaffin¹¹ considera que a abdução de amplitude maior que 30° promove aumento na fadiga da porção média do músculo deltóide e reduz sua eficiência fisiológica. Punnett *et al.*¹² mostraram que a amplitude de abdução severa (maior que 90°), mantida durante menos de 10% do ciclo de

trabalho, resulta em aumento do risco de desenvolvimento de distúrbios no ombro. Caso a manutenção dessa postura seja efetuada durante uma porcentagem igual ou maior que 10%, o risco de lesões aumenta ainda mais.

Paschoarelli¹³ redesenhou os transdutores para US de mama visando à redução de posturas extremas no punho. A utilização do novo transdutor poderia influenciar, melhorando ou piorando, as posturas da articulação do ombro. Sendo assim, justifica-se a necessidade de quantificar a postura, a partir de medidas das amplitudes de movimento, para avaliar uma intervenção. Algumas técnicas são capazes de medir parâmetros cinemáticos do movimento por meio do cálculo da posição e do deslocamento ou ângulos do corpo.¹⁴ A fotometria é uma técnica que utiliza marcadores sobre a pele como referência para esses ângulos.¹⁵

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi descrever amplitudes de movimento durante exames simulados de US diagnóstica e verificar, por meio de medidas angulares de amplitude obtidas pela fotometria, se o redesenho de transdutores de US de mama, que visam à melhoria da postura do punho, implica algum problema postural para a articulação gleno-umeral, considerando-se para tal a postura de abdução do ombro direito.

MATERIAIS E MÉTODOS

Sujeitos

Participaram do experimento 11 indivíduos, sendo 5 do gênero feminino e 6 do gênero masculino, com idade média de 24,09 anos ($\pm 1,97$), peso médio de 65,79 kg ($\pm 8,78$) e estatura média de 170,09 cm ($\pm 7,76$). Todos os sujeitos eram destros e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos.

Equipamentos e Materiais

Os equipamentos utilizados foram: uma reprodução do equipamento utilizado nos exames de US (mock-up), maca, manequim especial para exame de mama (S230.4, Gaumard Scientific – USA), TV, videocassete, câmera fotográfica digital Mavica MVC-FD91, um tripé VT-558 e quatro transdutores (Figura 1) para US de mama, sendo dois comerciais (Toshiba e Hitachi) e dois protótipos desenvolvidos especialmente para avaliação ergonômica da atividade. Informações detalhadas sobre o redesenho dos transdutores podem ser encontradas em Paschoarelli.¹³

Os materiais utilizados foram: gel ultra-sonográfico, marcadores adesivos circulares e outros materiais de apoio. Para a análise dos dados utilizou-se um computador Pentium III e os softwares AutoCad 2000 e Statistica 1984-2000.

Procedimentos

Para a coleta dos dados, uma US de mama foi simulada. Primeiramente foram obtidos os dados de peso e estatura

dos indivíduos. Os sujeitos foram familiarizados com a atividade real por meio de um vídeo e treinados no mock-up do equipamento. Quatro marcadores foram fixados nos seguintes pontos anatômicos: processos espinhosos das vértebras C7 e T7, face posterior do acrômio direito e olécrano direito. Os pontos demarcados foram escolhidos a partir de indicações de goniometria para a abdução do ombro¹⁶ e da literatura encontrada.^{17,18}

Os indivíduos realizaram a atividade de acordo com o que era visualizado em um aplicativo desenvolvido especialmente para simular o exame completo de US e demonstrado no monitor do mock-up do equipamento de US. Durante a realização da tarefa, as posturas foram fotografadas em momentos predeterminados para cada transdutor, sendo obtidas seis imagens no exame da mama direita e seis no da mama esquerda. O material foi analisado no software AutoCAD 2000,

no qual foram traçadas duas retas: a primeira unindo os marcadores fixados sobre C7 e T7 e a segunda unindo os marcadores do acrômio e do olécrano direitos (Figura 2). O ângulo formado entre o prolongamento dessas retas foi considerado ângulo de abdução do ombro direito para cada um dos diferentes transdutores. Foi determinado o centro do marcador como ponto para o traçado das retas.

Análise Estatística

Primeiramente foi realizada uma análise descritiva, na qual foram apresentadas as amplitudes mínimas, máximas e médias e o desvio-padrão para a abdução do ombro direito.

Os dados foram posteriormente analisados por meio da análise de variância (ANOVA), na qual se comparou a amplitude da postura obtida para os diferentes transdutores, considerando a mama examinada e o sexo dos sujeitos.

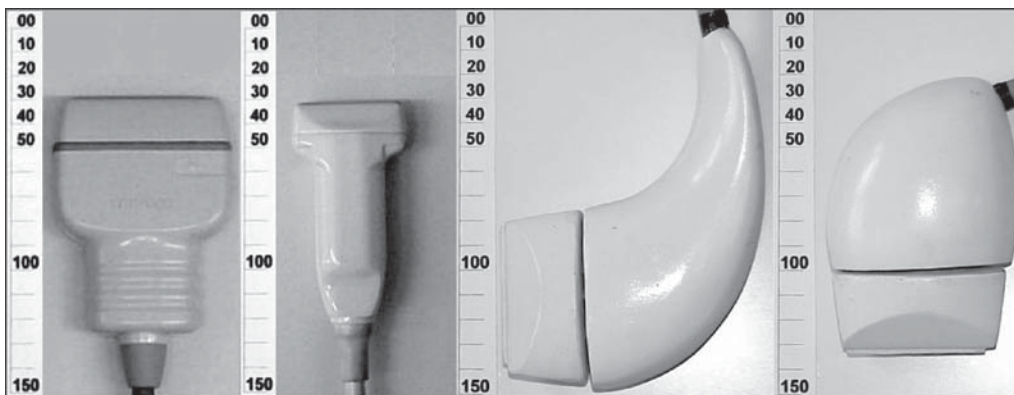


Figura 1. Da esquerda para a direita: Toshiba, Hitachi, P-1 e P-2.

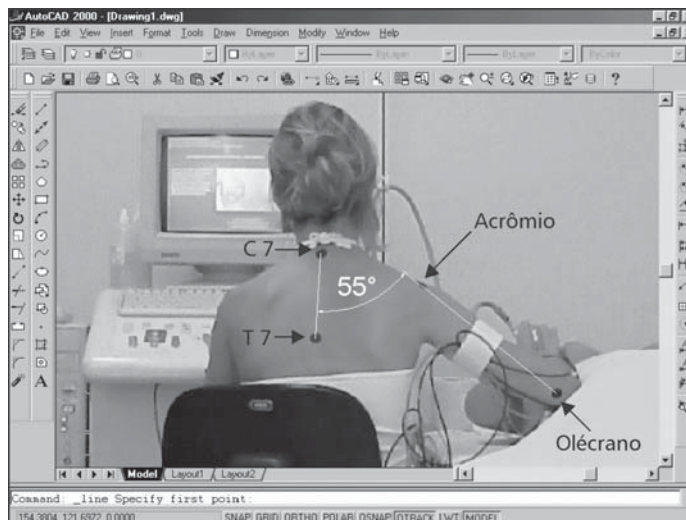


Figura 2. Análise da amplitude do movimento de abdução do ombro direito.

RESULTADOS

Contexto Prévio da Pesquisa

Os protótipos avaliados (P-1 e P-2) em pesquisa prévia,¹³ a qual deu origem ao presente estudo, apresentaram melhora para a articulação do punho, no que se refere a amplitudes médias. Segundo Paschoarelli,¹³ os movimentos de extensão e desvio radial do punho realizados pelos sujeitos com o uso dos protótipos P-1 e P-2 tiveram amplitudes médias menores, quando comparados ao resultado obtido com o uso dos transdutores comerciais (Toshiba e Hitachi). O uso de P-1 fez com que os sujeitos permanecessem mais tempo dentro da amplitude recomendada (15° de flexão e 15° de extensão) para a articulação do punho (61,5% contra uma média de 48,4% para os sensores de mercado).

Porém, a melhora observada para a articulação do punho com o redesenho dos transdutores não se repetiu com a articulação gleno-umeral, o que pode ser observado nos resultados a seguir.

Abdução do Ombro Direito

Os resultados das análises fotográficas obtidos para o movimento de abdução do ombro direito durante os exames de ultra-sonografia das mamas direita e esquerda são apresentados na Tabela 1.

Na Tabela 1 pode-se observar que os maiores valores médios de abdução do ombro ocorreram quando P-1 era utilizado, tanto por avaliadores do sexo masculino quanto do feminino. Os menores valores médios ocorreram, entre as mulheres, quando P-2 era utilizado, enquanto para os homens, ocorreram com o transdutor Toshiba. Os desvios padrão apresentaram-se maiores entre as mulheres. Os maiores valores máximos de amplitude para o movimento de abdução do ombro direito ocorrem também para as mulheres, exceto para o transdutor Hitachi. As amplitudes mínimas se

alternaram: ora maior entre os homens, ora maior entre as mulheres.

Os resultados para a ultra-sonografia da mama esquerda (Tabela 1) indicaram uma variação muito pequena nos ângulos de abdução do ombro entre os diferentes transdutores, principalmente para as mulheres, as quais apresentaram a mesma média para três (Toshiba, Hitachi e P-2) dos quatro transdutores analisados. Nessa situação, o desvio-padrão continuou sendo discretamente maior entre as mulheres, os valores mínimos de amplitude foram maiores para os homens e os máximos se apresentaram maiores entre homens e mulheres alternadamente.

Maiores valores médios foram obtidos para o movimento de abdução no exame da mama esquerda em relação àqueles obtidos para o exame da mama direita. De maneira geral, essas diferenças variaram de 3° a 14°, sendo que para os transdutores Toshiba, Hitachi e P-2 as diferenças entre mamas foram maiores (9°-14°).

A Figura 3 ilustra as amplitudes médias (e os desvios-padrão) para os quatro sensores, unificando os sexos e os exames (direito e esquerdo).

Diferenças muito pequenas ocorreram para o movimento de abdução quando os quatro sensores foram manuseados. De maneira geral, amplitudes extremas e próximas de 55° foram registradas para todos os transdutores analisados. Além disso, os valores mínimos de abdução, para homens e mulheres, foram altos, principalmente no exame da mama esquerda. Os resultados do tratamento estatístico realizado por meio da análise de variância (ANOVA) confirmaram que não há diferença significativa ($p > 0,05$) quando se comparam os transdutores em relação às amplitudes de abdução realizadas nas USs das mamas direita e esquerda. O mesmo acontece quando se relaciona o gênero aos movimentos de abdução (Tabela 2). As amplitudes de abdução para os diferentes transdutores também foram comparadas duas a duas e são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 1. Valores mínimos, máximos, médios e desvio-padrão para o movimento de abdução no exame das mamas direita e esquerda (em graus).

Transdutor	Gênero								
	Masculino				Feminino				
	Mín.	Máx.	\bar{X}	DP	Mín.	Máx.	\bar{X}	DP	
Mama direita	Toshiba	9	83	49,2	10,15	26	90	55,5	12,89
	Hitachi	31	79	52,97	6,19	14	78	48,8	14,49
	P-1	24	79	53,72	8,72	27	91	56,1	13,19
	P-2	24	81	49,53	7,78	16	82	46,03	11,1
Mama esquerda	Toshiba	37	97	58,42	9,79	33	88	60,23	13,62
	Hitachi	36	81	56,5	8,23	32	85	60,23	12,51
	P-1	37	92	58,89	8,82	31	92	61,6	10,58
	P-2	37	81	56,33	7,9	36	84	60,23	12,5

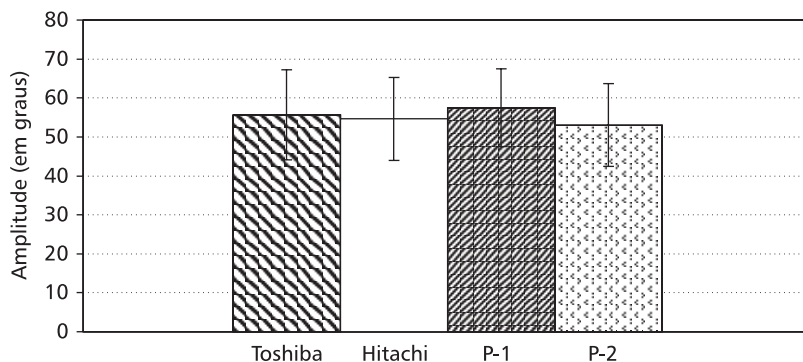


Figura 3. Valores médios e desvio-padrão para abdução no exame das duas mamas realizado por homens e mulheres.

Tabela 2. Valores de p (ANOVA) resultantes da comparação entre pares de transdutores e gênero à amplitude de abdução.

Movimento	Gênero		Transdutores				
	Masculino	Feminino	Toshiba Hitachi	Toshiba P-1	Toshiba P-2	Hitachi P-1	Hitachi P-2
Abdução – mama direita	0,936	0,834	0,561	0,358	0,411	0,459	0,115
Abdução – mama esquerda	0,309	0,819	0,841	0,802	0,644	0,982	0,626

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo mostraram que não houve diferença significativa na amplitude de abdução realizada pelos sujeitos com o uso dos protótipos desenvolvidos em relação às amplitudes observadas com o uso dos transdutores existentes no mercado. Além disso, os quatro transdutores avaliados geraram amplitudes médias extremas e próximas a 55°, o que constitui um fator de risco crítico.

Paschoarelli¹³ observou que o redesenho dos transdutores utilizados na US de mama trouxe benefícios para a articulação do punho, mas o mesmo não aconteceu para a articulação do ombro, como observado neste estudo.

Segundo Aarås,¹⁹ a posição do membro superior adotada durante a realização de uma atividade ocupacional pode ser vista como indicadora da sobrecarga imposta ao ombro e do risco do desenvolvimento de distúrbios nessa articulação. Uma abdução média de 10° constitui uma posição aceitável para trabalhos contínuos de baixa carga externa. A magnitude dos ângulos de abdução encontrada neste estudo explica o risco presente nessa atividade, uma vez que as médias observadas ultrapassaram em muito os 10° recomendados.

Os dados apresentados mostram maiores médias de amplitude de abdução para o exame da mama esquerda. Esse fato pode ser explicado pelo maior alcance necessário para a realização desse exame. Embora as diferenças de amplitudes observadas não tenham se apresentado estatisticamente significativas, elas são relevantes, já que entre os transdutores Toshiba, Hitachi e P-2 essas amplitudes se situaram entre 9° e 14°. O aumento da amplitude de abdução no exame da mama esquerda do paciente pode aumentar a sobrecarga imposta ao ombro direito do examinador. Segundo Chaffin & Andersson,²⁰ maiores amplitudes geram aumento da sobrecarga articular, uma vez que o aumento do torque gerado no ombro é maior à medida que a abdução aumenta.

Os estudos epidemiológicos realizados por Necas,² Smith *et al.*,²¹ Wihlidal & Kumar³ e McCulloch *et al.*⁴ indicam alta incidência de dores no ombro entre os ultra-sonografistas. Essa sintomatologia pode ser explicada pela postura extrema observada na articulação gleno-umeral e pelo fato de envolver postura estática, o que, segundo Sjøgaard *et al.*,²² é observado em atividades ocupacionais leves, como a atividade em questão. Esses fatores parecem contribuir para o desenvolvimento de distúrbios no ombro e no pescoço.²³ No início de uma contração estática de baixa carga, a pressão intramuscular (PIM) é pequena

e não afeta o fluxo sanguíneo muscular, mas se a contração persistir, a PIM pode aumentar o suficiente para prejudicar o fluxo sanguíneo local.²⁴ O fluxo sanguíneo prejudicado promove o acúmulo de metabólitos ou depleção de energia, induzindo a dano tecidual e resultando em dor e espasmo de fibras musculares, o que gera tensão e um ciclo vicioso com desenvolvimento prolongado de dor.^{11,25} A isquemia muscular tem como resultado imediato a fadiga muscular e a limitação do tempo no qual a contração pode ser mantida.²⁴ Hagberg²⁵ também indica como efeito da diminuição do fluxo sanguíneo muscular a perda de força, coordenação e desempenho, além de dor e desconforto.

A atividade motora primária dos músculos do ombro é de difícil definição, uma vez que a maioria desses músculos se contrai durante qualquer movimento do braço em razão do grande número de articulações, da grande amplitude de movimento e da instabilidade dessa articulação.²⁶ Especificamente na abdução, os principais músculos utilizados são o deltóide e o supra-espinhoso.²⁶ Entretanto, Järnhom *et al.*²⁷ observaram que nas posições de 30°, 60° e 90° de abdução a PIM foi significativamente maior no músculo supra-espinhoso, pela própria arquitetura e localização. O autor afirma que esse fato não sugere maior força gerada pelo músculo, mas, sim, indica estresse local com conseqüente fadiga muscular, comprovada por meio de registros eletromiográficos. Dessa forma, a sobrecarga gerada sobre o supra-espinhoso é maior e, por isso, maior atenção deve ser dada a ele no movimento de abdução.

CONCLUSÃO

Altas amplitudes de abdução foram identificadas durante a realização da atividade simulada de US. O redesenho dos transdutores manteve o risco presente para a articulação do ombro, por isso são necessárias investigações que identifiquem a origem das posturas extremas do ombro adotadas pelos profissionais durante o exame de US. A partir de então devem ser propostas alternativas para a readequação ergonômica do posto de trabalho do ultra-sonografista como um todo, uma vez que o objetivo é reduzir os riscos de lesões para esses profissionais, diminuindo a incidência de distúrbios no complexo do ombro e melhorando sua qualidade de vida.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Philadelphia Panel. Philadelphia Panel Evidence-Based Clinical Practice Guidelines on Selected Rehabilitation Interventions for Shoulder Pain. *Physical Therapy* 2001; 81: 1719-1730.
2. Necas M. Musculoskeletal symptomatology and repetitive strain injuries in diagnostic medical sonographers: a pilot study in Washington and Oregon. *Journal of Diagnostic Medical Sonography* 1996; 12(6): 266-273.
3. Wihlidal LM, Kumar S. An injury profile of practicing diagnostic medical sonographers in Alberta. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1997; 19: 205-216.
4. McCulloch ML, Xie T, Adams DB. Cardiovascular Sonography: The painful Art of Scanning. *Cardiac Ultrasound Today* 2002; 5(8): 69-96.
5. Vanderpool HE, Friis EA, Smith BS, Harms KL. Prevalence of carpal tunnel syndrome and other work related musculoskeletal problems in cardiac sonographers. *Journal of Occupational Medicine* 1993; 35: 604-610.
6. Craig M. Sonography: an occupational health hazards? *Journal of Diagnostic Medical Sonography* 1985; 1: 121-126.
7. Craig M. Occupational hazards of sonography: an update. *Journal of Diagnostic Medical Sonography* 1990; 1: 47-50.
8. Schoenfeld A, Goverman J, Weiss DM, Meizner I. Transducer user syndrome: an occupational hazard of the ultrasonographer. *European Journal of Ultrasound* 1999; 1(10): 41-45.
9. Jakes C. Sonographers and occupational overuse syndrome: cause, effect and solutions. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*. Nov./Dec. 2001; 17(6).
10. Sjøgaard G, Jensen BR. Patologia muscular por atividade excessiva ("overuse"). In: Ranney D. Distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho. São Paulo: Editora Roca; 2000.
11. Chaffin DB. Localized muscle fatigue – definition and measurement. *Journal of Occupational Medicine* 1973 Apr; 15(4): 346-354.
12. Punnet L, Fine LJ, Keyserling WM, Herrin GD, Chaffin DB. Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scandinavian Journal of work Environmental and Health* 2000; 26(4): 283-291.
13. Paschoarelli LC. Usabilidade aplicada ao design ergonômico de transdutores de ultra-sonografia: uma proposta metodológica para avaliação e análise do produto [dissertação de doutorado]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos; 2003.
14. Amadio AC, Duarte M. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento. 1ª ed. São Paulo: Ed. Laboratório de Biomecânica – EEFUSP; 1996.
15. Vieira ER. Análise da confiabilidade de equipamentos e métodos para medir o movimento de flexão anterior da coluna lombar [dissertação de mestrado]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos; 2002.
16. Norhin CC, White DJ. Medida do movimento articular – manual de goniometria. 2ª ed. Porto Alegre: Editora Artes Médicas; 1997.
17. Ginn KA, Herbert RD, Khouw W, Lee R. A randomized, controlled clinical trial of a treatment for shoulder pain. *Physical Therapy* 1997 Aug; 77(8): 802-811.
18. Hayes K, Walton JR, Szomor ZL, Murrell GAC. Reliability of five methods for assessing shoulder range motion. *Aust J of Physiotherapy* 2001; 47: 289-294.
19. Aarås A, Westgaard RH, Strandén E. Postural angles as an indicator of postural load and muscular injury in occupational work situations. *Ergonomics* 1988; 31(6): 915-933.

20. Chaffin DB, Andersson GBJ. Occupational Biomechanics. 2nd ed. Editora Wiley Interscience; 1991.
21. Smith AC, Wolf JG, Xie G, Smith MD. Musculoskeletal pain in cardiac ultrasonographers: results of a random survey. *Journal of the American Society of Echocardiography* 1997a; 10(4): 357-362.
22. Sjøgaard G, Savard G, Juei C. Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology* 1988; 57: 327-335.
23. Hagberg M. Work load and fatigue in repetitive arm elevations. *Ergonomics* 1981; 24(7): 543-555.
24. Sjøgaard G, Kiens B, Jørgensen K, Saltin B. Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiol Scand* 1986; 128: 475-484.
25. Hagberg M. Local shoulder muscular strain – symptoms and disorders. *J Human Ergol* 1982; 11: 99-108.
26. Smith LK, Weiss EL, Lehmkuhl LD. *Cinesiologia clínica de Brunnstrom*. 5^a ed. São Paulo: Editora Manole; 1997b.
27. Järvholm U, Palmerud G, Styf J, Herberts P, Kadefors R. Intramuscular pressure in the supraspinatus muscle. *J Orthop Res* 1988; 6(2): 230-238.

PASCHOARELLI LC, OLIVEIRA AB, COURY HJCG. Assessment of the ergonomic design of diagnostic ultrasound transducers through wrist movements and subjective evaluation. *Artigo publicado no INTERNATIONAL JOURNAL OF INDUSTRIAL ERGONOMICS*, 2008, doi: 10.1016/j.ergon.2008.01.013.



Assessment of the ergonomic design of diagnostic ultrasound transducers through wrist movements and subjective evaluation

Luis Carlos Paschoarelli^a, Ana Beatriz de Oliveira^b, Helenice Jane Cote Gil Coury^{b,*}

^aDepartment of Industrial Design, Faculty of Architecture, Arts and Communication, São Paulo State University, Bauru, SP, Brazil

^bDepartment of Physical Therapy, Federal University of Sao Carlos, Via Washington Luis, Km 235, CP 676, 13565-905 Sao Carlos, SP, Brazil

Received 9 April 2007; received in revised form 29 November 2007; accepted 25 January 2008

Abstract

This study presents procedures for assessing the redesign of ultrasound transducers. Wrist movements were recorded using electrogoniometers. Perceptions of discomfort and acceptability of the new transducers were evaluated. The assessment was performed in two phases: (1) design of the product and an initial evaluation of movements during simulated activity with one mock-up and with two commercially available transducers; (2) project review and the development and evaluation of new mock-ups (2 and 3) by non-experienced subjects, and subjective assessment of all the mock-ups and commercial transducers by non-experienced subjects and trained physicians. First mock-up did not present improvements regarding the wrist movements and the time spent within safe amplitudes. The project review resulted in two new mock-ups that led to lower average amplitudes of movements ($p \leq 0.05$) and more time spent within safe amplitudes. Thus, the application of quantitative (recording movements) and subjective (perceptions of discomfort and acceptability) approaches allowed for subsequent redesigns of the transducers that led to improvement of the product under evaluation.

Relevance to industry

Systematic assessment methodology can be used for safer and more comfortable products. New designs of diagnostic ultrasound transducers are proposed in this study.

© 2008 Elsevier B.V. All rights reserved.

Keywords: Usability; Redesign; Electrogoniometry; Acceptability; Discomfort; Ultrasonography

1. Introduction

The advent of new technologies resulted in more precise medical ultrasonographic diagnostics. As a matter of consequence, there was an expressive increase in the number of examinations performed (Vanderpool et al., 1993). However, the technical enhancement in image resolution occurring in ultrasonography in the last two decades was not followed by ergonomic improvements in the equipment. Consequently, the massive use of poorly designed equipment has been strongly related to musculoskeletal problems among physicians working with ultrasound.

In the United States, Vanderpool et al. (1993), Necas (1996), Smith et al. (1997) and McCulloch et al. (2002) identified associations between the occupational activities of ultrasonographers and high rates of musculoskeletal symptoms, particularly in the regions of the shoulder and wrist. Studies associating these activities with work-related musculoskeletal disorders (WRMD) have also been conducted in Canada (Wihlidal and Kumar, 1997; Russo et al., 2002), Israel (Schoenfeld et al., 1999), Italy (Magnavita et al., 1999), United Kingdom (Ransom, 2002) and Brazil (Barbosa and Gil Coury, 2003). These studies, based on self-reported questionnaires, presented high rates (63–85%) of symptomatic workers. Among the main problems reported by these professionals are the static posture, particularly of the trunk and upper limbs, repetitive movements, and awkward postures during the handling of the transducer (Wihlidal and Kumar, 1997).

*Corresponding author. Tel.: +55 16 3351 8634; fax: +55 16 3361 2081.
 E-mail address: helenice@power.ufscar.br (H.J.C. Gil Coury).

High average amplitudes of wrist movements (27° of extension) and high repetition rates (22–53 movements/min) have also been measured in ultrasound examinations (Barbosa and Gil Coury, 2004).

According to Hedge (1998), better design of manual instruments can minimize extreme postures and maximize neutral postures. According to this author, neutral extension and flexion movements of the wrist are those kept below 15°. For ulnar and radial deviation movements, Palmer et al. (1985) suggested that the functional amplitudes should be 15° and 10°, respectively. For pronation and supination movements, McAtamney and Corlett (1993) proposed ranges up to 45°, i.e. half of the total amplitude (90°). Therefore, wrist movements within these limits might be considered *safe* and, beyond these limits, they should be considered critical.

The ergonomic evaluation of products can also benefit from the analysis of perception parameters (Borg, 1998). Through perception scales, the positive attributes (for example, comfort and acceptability) or negative attributes (for example, discomfort and unacceptability), can be satisfactorily evaluated.

The redesign of hand tools aiming at comfort and efficiency has been evaluated through different methods. Objective measurements, such as force (Pävinen and Heinimaa, 2003) and myoelectric activity recordings (Li, 2002) have been successfully used to improve the design of hand tools. Also, subjective measurements as usability tests (Motamedzade et al., 2007) and subjective responses (Li, 2002) have been applied to evaluate redesign interventions. Considering that objective and subjective measurements can provide complementary aspects to maximize the evaluation, the aim of this study was to assess the ergonomic design of ultrasound transducers, by means of electrogoniometric recordings of wrist movements and the perceptions of acceptability and discomfort during simulated breast ultrasound examinations.

2. Method

The study was developed in two successive phases: (1) ergonomic design and initial assessment of postures; (2) project review, new ergonomic designs, second assessment of postures and subjective evaluation of all products.

2.1. Ergonomic design and initial assessment of postures

From the ergonomic problems identified in previous studies, a design method based on the work of Norris and Wilson (1997) was applied. From this method, the aspects of “concept design” and “detailed design” were applied for analyzing problems and ergonomic requirements. According to this approach, the design of the new transducer grip is intended to assume more anthropomorphic shapes, instead of the traditional geometrical ones. The main usability requirements considered for the improvement of the handle design were: (1) to minimize extreme postures of the wrist and to maximize postures occurring in safe limits; (2) to supply adequate grip span; (3) to avoid sharp corners on the surface; (4) to maximize handle balance and good adherence.

When the virtual design was completed, the physical modeling process takes place. In this phase polyurethane foam mock-ups were built as, according to Såde et al. (1998), this material is an efficient mean for detecting usability problems. The discomfort and acceptability perception of successive designs were assessed by protocols (Borg, 1998) aiming at lower discomfort and higher acceptability. The modeling resulted in an alternative design for the transducer (Mock-up 1—Fig. 1).

2.1.1. Subjects

Ten individuals (5 males, 5 females) participated in the evaluation of the transducers. Their average age was 22.25 years (± 1.49), average height 1.70 m (± 0.60) and average weight 67.72 kg (± 11.70). The participants had no lesions or musculoskeletal symptoms in the upper limbs and neck over the previous year. Also, they had no previous experience of performing ultrasound examinations.

2.1.2. Materials

To simulate the activities, an ultrasound equipment simulator was built. This reproduced the main panel controls of this equipment, and utilized the mannequin model S230.4 (Gaumard Scientific, USA), which is specific for training healthcare professionals dealing with breast examinations. A computer program specially developed for reproducing the main stages of a real examination of the

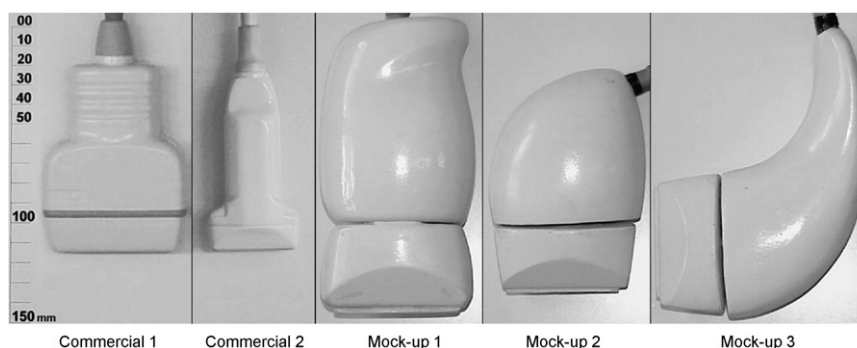


Fig. 1. Transducers evaluated.

right and left breasts (Fig. 2) was used. Two commercial transducers that are frequently used for breast ultrasound examinations (named here Commercial 1 and 2) were utilized, and also the first mock-up (Mock-up 1) developed (Fig. 1).

Recording and analysis of the wrist movements were performed using the DataLINK/DLK800 for data acquisition, and DataLINK PC V. 2.00 software (Biometrics Ltd., Gwent, UK), and a biaxial electrogoniometer and torsiometer (Biometrics®).

The acceptability and discomfort were assessed by means of a protocol with graph scales containing a horizontal line of 100 mm in length that indicated extreme attributes, at each end: “no discomfort at all” and “maximum discomfort”; and “no acceptability at all” and “maximum acceptability”. The protocol contained detailed written instructions regarding how to fill it out. Standardized verbal explanations were also provided (Borg, 1998).

2.1.3. Simulation of the task

The simulation consisted of performing sweeping movements across the entire breast area, bilaterally and in three directions: longitudinal (from the upper to the lower region), transversal (from the sternum to the lateral side of the thorax), and rotational (radial movements around the nipple). The examination was performed on the mannequin by following a graphical animation on the simulator screen that reproduced the complete examination. Each set of movements took around 4 min and the whole examination took around 12 min to complete. The sequences of activities in the simulated examination were based upon various real examinations performed by experienced physicians.

2.1.4. Procedures

Suitable participants watched at least five videos showing real examinations performed by experienced physicians of right and left breast exams. After that, a 30 min training

guided by the graphical animation was given to every subject in an initial session. In the second session, the wrist movements were recorded while the subjects performed a breast ultrasound examination.

Movement recording: A biaxial electrogoniometer (Biometrics, XM65) was attached to the back of the right hand, on the medial line of the tendon of the third finger, and to the back of the forearm, on the medial line. A torsiometer (Biometrics, Z110) was attached to the ventral face of the forearm, between the medial epicondyle and the styloid process. After calibration of the sensors, the subjects performed the sequence of the examination three times, with each of the three transducers (two commercial transducers and Mock-up 1). The sequences of the examinations and transducers were randomized. The sensors were calibrated according to the manufacturer's instructions (Biometrics, 1998) and care was taken when fixing the sensors to prevent crosstalk problems.

2.1.5. Data analysis

In order to verify the effect of non-experienced participants in the evaluation of wrist movements, recordings from real examinations performed by experienced physicians in patients and recordings by non-experienced subjects in simulated situations were compared using the commercial transducer 1 (the only available for both groups). Results showed that the variability inter-physicians were higher than the mean differences between groups. In some way, it was already expected, as the non-experienced subjects were trained in a sequence of movement proposed to reproduce a real examination, and they were able to replicate these movements consistently.

Results from electrogoniometer recordings were analyzed for the extension, flexion, ulnar and radial deviation, pronation and supination movements of the wrist. The percentages of time spent in each of the pre-established amplitude ranges (safe and critical, as described in the Introduction) were also calculated for each of the movements. As there was no differences for amplitudes between gender ($p = 0.165$) results from male and female were analyzed together. A mixed-design two-way ANOVA was run to determine whether there were differences in amplitudes, simultaneously, across the transducers (Mock-up 1, Commercial 1 and 2) and across the six movements evaluated (flexion, extension, ulnar and radial deviation, pronation and supination). Although differences between both commercial transducers were identified, no differences were found between the commercial transducers and the first mock-up designed (Mock-up 1).

2.2. Review of the ergonomic design, reevaluation of movements and subjective assessment

From the unsatisfactory results of the initial evaluation of postures, a review of the ergonomic design was carried out. At this phase the process started directly from the physical modeling process using polyurethane foam for



Fig. 2. Simulation of breast ultrasonography activity.

shaping the mock-ups, which were tested in simulated breast evaluations. In these occasions, besides the evaluation of the perceived comfort of the new grips, the wrist movements were also recorded and visually observed in the computer screen during the evaluations. By doing this, the feedback from the changes made in the grip was immediately obtained, and it allowed for further new changes in the grip in order to reduce more extreme wrist extension and deviations. Two new alternatives of design of the transducer were then developed (Mock-ups 2 and 3—Fig. 1). As it can be seen in Fig. 1, the three mock-ups present more ergonomic grip and a rotational extremity for adjusting to the breast areas being evaluated.

2.2.1. Experimental conditions

The same materials, equipment, procedures and data analysis as in the initial evaluation were used for this second evaluation of the wrist movements. Mock-up 1 was replaced by Mock-ups 2 and 3.

2.2.2. Subjective assessment of all products

The perceptions of discomfort and acceptability in handling the transducers were assessed in relation to the Commercials 1 and 2, and the Mock-ups 1–3.

The protocols for assessing the perceptions were filled out after a session of simulated ultrasound examination activity, which followed the same procedures as in the previous sessions. To assess their perception, the subjects marked a vertical line on the graph scales, which represented the perceived levels of discomfort and acceptability.

The Wilcoxon test ($p < 0.05$) was applied to evaluate differences in perception between the values obtained for each of the transducers.

2.2.3. Evaluation by physicians

Another group of subjects, constituted by 10 experienced physicians (age 41.9 ± 8.1 years; job tenure 15.3 ± 6.2 years) took part in this phase of the study. Most of these physicians did not agree in taking part in the evaluation of the transducers performed by means of the electrogoniometers, using the mannequin and following the examination animation, among other reasons, due to their busy schedule and the long duration of the initial sessions. Thus, they only took part in the evaluation of acceptability of the transducers. In these evaluations the physicians handled the transducers in simulated examinations and classified the acceptability of the transducers in order of preference: from the best to the worst. This group was also interviewed regarding suggestions for further improvements of the transducer.

2.2.4. Ethical aspects

This study followed the ethical recommendations regarding research with human subjects, and was approved by the local university research ethics committee (Protocol 030/2003). All participants were aware of their rights and of the procedures for the research work, and they all signed

a statement of consent. Because the breast examination procedures involved the use of experimental transducers, a special mannequin used in training of breast examinations was used for simulating the tests.

3. Results and discussion

3.1. Evaluation of Mock-up 1

Percentages of time spent in each of the pre-established amplitude ranges (safe and critical) for wrist movements in the flexion–extension, ulnar and radial deviation, pronation and supination planes are presented in Fig. 3.

In the first evaluation it can be seen that the time spent performing critical wrist extension movements was similar for Mock-up 1 and Commercial 1, and greater for Mock-up 1 than for Commercial 2. In the deviation plane, it can be seen that a greater time was spent in neutral postures for the three transducers, even though the time spent in critical postures of radial deviation ($> 10^\circ$) was relatively large. For the movements of forearm rotation, the three transducers gave rise to pronation–supination amplitudes that can be considered neutral.

The results from this evaluation showed that the new transducer (Mock-up 1), which was intended to reduce more extreme wrist amplitudes failed, as it did not reduce the time spent in more critical postures ($> 15^\circ$ extension and $> 10^\circ$ radial deviation) in comparison with the design of the commercial transducers available. Statistical results from the two-way ANOVA showed no significant differences for mean amplitudes between the two commercial transducers and Mock-up 1 ($p > 0.05$).

In relation to the amplitude values considered to be critical in the Introduction, all the transducers evaluated required wrist radial deviation and, particularly, extension movements with mean amplitudes greater than the values considered to be safe.

The definition of safe limits for these movements is still a challenge in the task of preventing WRMD. However, the limits adopted in the present work are in accordance with results reported in the literature. Ketola et al. (1996) suggested a limit of 10° for radial deviation when such postures are maintained for periods longer than 1/3 of the work cycle, which was the case in the results of the present work. For extension, wrist movement amplitudes greater than 15° were considered to be “severe” by McAtamney and Corlett (1993). Juul-Kristensen et al. (1996) also indicated that 15° is the amplitude limit for safe wrist extension movements. In the present study, the mean percentages of time spent at large amplitudes of extension movements were very high (more than 48%), thereby showing a clear condition of musculoskeletal overload.

Thus, even though the new transducer model developed met the usability requirements in its ergonomic design, the results did not show improvements for the wrist movements. Such results pointed towards a need for a new

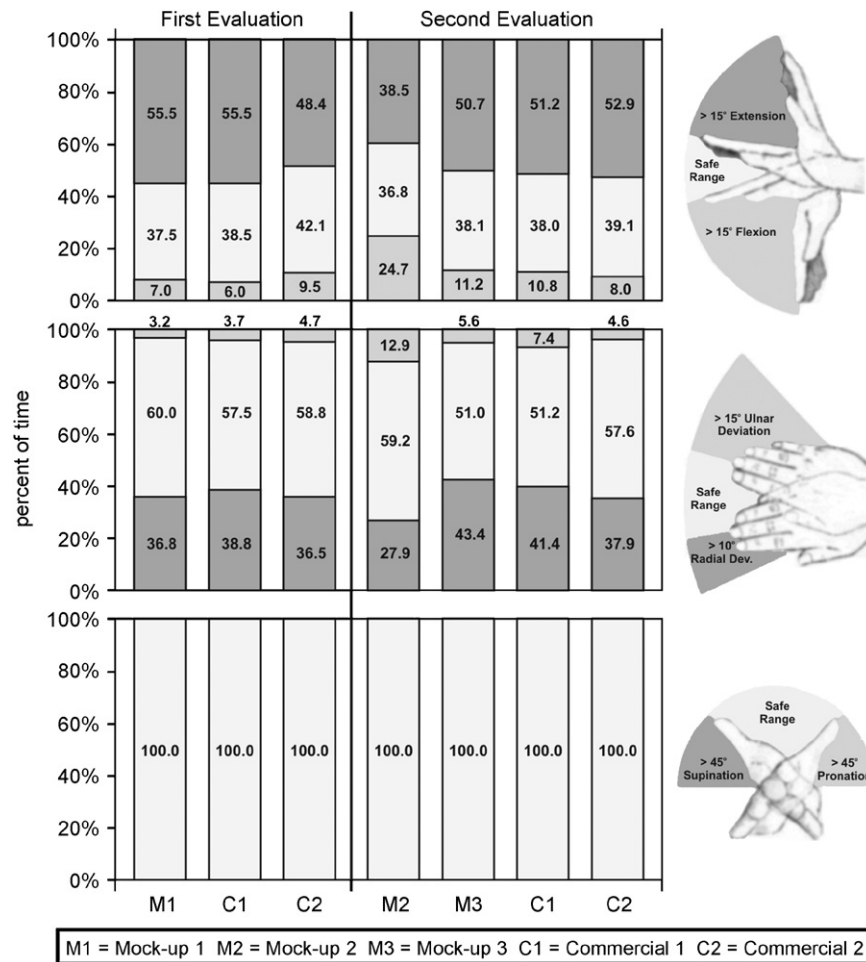


Fig. 3. Mean percentage of time spent at safe/neutral and critical amplitudes for each movement.

redesign, with the aim of developing a product that would be more satisfactory.

3.2. Evaluation of Mock-ups 2 and 3

Table 1 presents the mean amplitudes and standard deviations for the flexion, extension, radial and ulnar deviation, pronation and supination movements of the wrist that were obtained from the evaluation of Mock-ups 2 and 3. There were significant main effects for both transducers ($F_{3,36} = 5442$ $p = 0.0013$) and movements ($F_{5,54} = 168,041$ $p = 0.0000$). Post-hoc Duncan tests are shown in general p values of <0.05 (*) and <0.01 (**) in Table 1.

In general, greater flexion, extension and deviation angles were recorded for the commercial transducers, and in particular for Commercial 1, than for Mock-ups 2 and 3.

For flexion movements, there were significant differences between the two commercial transducers and between Commercial 1 and Mock-up 3. For ulnar deviation, there was only a difference between Mock-up 3 and Commercial 1. For radial deviation, there were differences between Mock-up 2 and the commercial transducers 1 and 2, and

between Mock-up 3 and the commercial transducers 1 and 2. For pronation, there were differences between Mock-up 2 and Commercial 2, and between Mock-up 3 and commercial transducers 1 and 2.

Fig. 3 (second evaluation) presents the percentages of time spent in each of the pre-established amplitude ranges (safe and critical) of wrist movement, in the flexion-extension, ulnar and radial deviation, and pronation-supination planes. Mock-up 2 reduced the time spent in extension by 14% when compared to the mean time spent in this position using transducers Commercial 1 and 2 for the total time of evaluations. Mock-up 2 also increased the time spent in neutral position for wrist deviation plane. The fact that some time (12.9%) is now being spent in ulnar deviation also means that movement pattern is more varied, which lowers the biomechanical demands from static positions presented by the other transducers.

The results from the second evaluation showed that the mean amplitudes of extension and radial deviation movements, which were identified as being critical in the first evaluation (Mock-up 1, respectively, 24.3 ± 7.1 and $11.0 \pm 3.3^\circ$), were smaller for Mock-ups 2 and 3. The design characteristics of the transducers seem to have been the

Table 1
Mean amplitudes and standard deviations of wrist movements (in degrees) for Mock-ups 2 and 3 and two commercial transducers

Movement	Mock-up 2	Mock-up 3	Commercial 1	Commercial 2
Flexion				
Mean	13.93	11.56	15.37	11.36
S.D.	2.98	2.16	4.10	3.01
Extension				
Mean	19.50	20.93	23.05	23.02
S.D.	4.21	3.68	5.01	4.81
Ulnar deviation				
Mean	9.21	7.90	10.20	9.22
S.D.	1.65	1.87	2.23	1.14
Radial deviation				
Mean	9.49	9.45	11.46	11.26
S.D.	1.81	1.62	2.48	2.28
Supination				
Mean	7.58	8.26	6.82	6.42
S.D.	2.40	2.60	2.73	2.05
Pronation				
Mean	12.64	12.59	14.03	13.70
S.D.	2.48	3.38	3.33	3.39

Results obtained from the second evaluation.

Results from Duncan post-hoc test: * $p < 0.05$ and ** $p < 0.01$.

main factor influencing these results. For both of the commercial transducers and Mock-up 1, the wire comes out in parallel direction to the axis of the transducer sensor. This requires that the wrist should be kept in a misaligned position in order to accommodate the transducer's cable. On the other hand, Mock-ups 2 and 3 have the wire coming out at a perpendicular angle to the transducer sensor, thus allowing the wrist to adopt more neutral wrist postures (Table 1).

In relation to the shape of the transducers (Fig. 1), it should be noted that the three prototypes were designed for better coupling of the hand with the transducer. However, this objective did not prevent stereotyped movement patterns for extension or ulnar deviation when the first mock-up was compared to the commercial ones. Thus, this results shows that the redesign of products is a process that may involve several successive stages for obtaining progressively better results.

One limitation of this study was the fact that the wrist movements were recorded only for non-experienced participants. The busy working schedule of the physicians prevented them of taking part in all phases of the study. However, results from both groups (non-experienced in simulated evaluations and experienced physicians in real patient evaluations) were compared for the commercial transducer 1 and showed that the mean differences within physicians were higher than mean differences between

groups. In some way, it was already expected, as the non-experienced subjects were trained in a sequence of movement, and able to reproduce these movements consistently. Thus, if on one hand this procedure lacks the physicians' results for electrogoniometer recordings, on the other hand it promoted more homogeneous movements which, as a consequence, allowed for the comparison of the exclusive effect of the transducers on the amplitudes, reducing the bias from different work styles at the initial phase of the evaluation. Further evaluations should be performed by physicians in real situation using active transducers.

3.3. Subjective assessment

Fig. 4 presents the total mean values of the acceptability and discomfort levels for all the transducers, and the respective standard deviations for the non-experienced subjects.

The acceptability was greater for Mock-ups 2 and 3. Mock-up 1 had intermediate results, while Commercial 1 and 2 presented the worst results. The results regarding discomfort showed a pattern that was the inverse of and compatible with the acceptability pattern. Statistically significant differences between all the transducers were identified, except for the results between Mock-ups 2 and 3, as shown in Fig. 4.

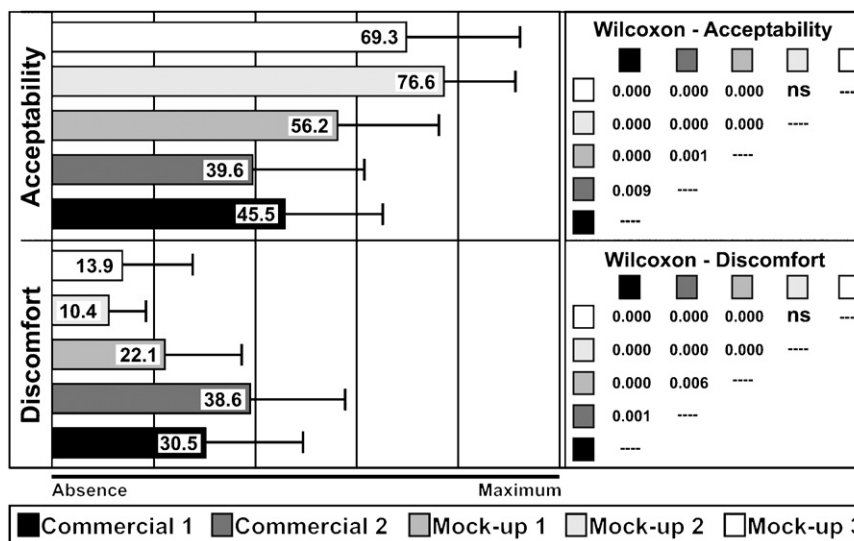


Fig. 4. Total mean values and standard deviations of acceptability and discomfort values for all transducers. Results from the Wilcoxon test for discomfort and acceptability.

Results from the evaluation of the transducers regarding acceptability carried out by the physicians showed the following order of preference in an 0–100 mm scale: Mock-up 3 (mean value marked on the scale: 82), Mock-up 2 (81) and Commercial 1 (65). The interviews resulted in pertinent suggestions, which are summarized as follows. Consensual points between all physicians are that Mock-ups 2 and 3 are lighter than the others and improved the grip. Two other aspects commented by part of the physicians were the new position of the cable and the rotational mechanism. The new position of the cable (wire coming out in parallel direction to the axis of the transducer) was considered positive as it can improve the cable durability (a constant problem for the users) and, for Mock-up 3 it helps to guide the movement direction during the examinations. However, it can reduce the contact area between hand and transducer in Mock-up 2. Mock-up 3 was designed for right-handed physicians, thus it should be either provided in two models, or redesigned for considering the needs of right- and left-handed users. One controversial point is related to the rotational mechanisms in the basis of the transducers: on the one hand it can reduce the physicians' wrist misalignments and improve contact between the patient skin and transducers for some examinations; on the other hand, it might require further maintenance of the transducers. Also, if the mechanism is kept free (not locked) it can become instable during the examination of some areas and will require extra strength from the physicians for examining deeper areas. On the other hand, if it is kept locked in pre-established positions, it will require the physician to use his/her other hand to change the locked positions. By doing that, she/he will get gel in his/her hand, that should be kept gel free, for controlling the equipment panel. Thus, the rotational mechanism seems to have introduced more negative aspects than

positive ones. Suggestions for further improvements of the transducer included to increase the grip contact area and, if possible, to provide furrows for better accommodation of the physicians' fingers.

Finally, the present study corroborated the idea that subjective parameters supplements biomechanical measurements in assessing the usability of a product, since they express the job experience and the workload perceived from the direct point of view of the users. Regarding the scales, such methods assess emotional and psychological aspects that are difficult to measure in any other way (Borg, 1998).

4. Conclusions

The redesigning of a product may require successive stages in order to obtain progressively better results. The present study has shown that the systematic application of methodological procedures for recording and analyzing movements and perceptions during the development phase of a product may provide an important feedback for more effective improvement of the products under development.

Acknowledgment

This study was partially supported by FAPESP.

References

- Barbosa, L.H., Gil Coury, H.J.C., 2003. Analysis of wrist movements in the activity of ultrasonographers. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 7 (2), 179–185.
- Barbosa, L.H., Gil Coury, H.J.C., 2004. Is ultrasonography activity hazardous to the musculoskeletal system? *Brazilian Radiology* 37 (3), 187–191 (in Portuguese).

- Biometrics, 1998. *Goniometers and Torsiometers Operating Manual*. Gwent, UK.
- Borg, G., 1998. Borg's Perceived Exertion and Pain Scales. *Human Kinetics*, Champaign, 101pp.
- Hedge, A., 1998. Design of hand-operated devices. In: Stanton, N. (Ed.), *Human Factors in Consumer Products*. Taylor & Francis, London, pp. 203–222.
- Juul-Kristensen, B., Fallentin, N., Christensen, H., 1996. Data on movement frequency and posture from observational techniques. In: *Advances in Occupational Ergonomics and Safety*, vol. 2, pp. 454–457.
- Ketola, R., Viikari-Juntura, E., Takala, E., 1996. Validation of a method to assess physical load on the upper extremity. In: *Advances in Occupational Ergonomics and Safety*, vol. 2, pp. 463–467.
- Li, K.W., 2002. Ergonomic design and evaluation of wire-tying hand tools. *International Journal of Industrial Ergonomics* 30, 149–161.
- Magnavita, N., Bevilacqua, L., Mirk, P., Fileni, A., Castellino, N., 1999. Work-related musculoskeletal complaints in sonologists. *Journal of Occupational and Environmental Medicine* 41 (11), 981–988.
- McAtamney, L., Corlett, N., 1993. Rula: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics* 24 (2), 91–99.
- McCulloch, M.L., Xie, T., Adams, D.B., 2002. Cardiovascular sonography: the painful art of scanning. *Cardiac Ultrasound Today* 5 (8), 69–96.
- Motamedzade, M., Choobineh, A., Mououdic, M.A., Arghamid, S., 2007. Ergonomic design of carpet weaving hand tools. *International Journal of Industrial Ergonomics* 37, 581–587.
- Necas, M., 1996. Musculoskeletal symptomatology and repetitive strain injuries in diagnostic medical sonographers: a pilot study in Washington and Oregon. *Journal of Diagnostic Medical Sonography* 12 (6), 266–273.
- Norris, B., Wilson, J.R., 1997. *Designing Safety Into Products—Making Ergonomics Evaluation a Part of the Design Process*. Institute for Occupational Ergonomics/University of Nottingham, Nottingham, 30pp.
- Palmer, A.K., Werner, F.H., Murphy, D., Glisson, R., 1985. Functional wrist motion: a biomechanical study. *The Journal of Hand Surgery* 10A (1), 39–46.
- Pävinen, M., Heinimaa, T., 2003. The effects of different hand tool blade coatings on force demands when cutting wood. *International Journal of Industrial Ergonomics* 32, 139–146.
- Ransom, E., 2002. *The Causes of Musculoskeletal Injury Amongst Sonographers in the UK*. Society of Radiographers, London, 31pp.
- Russo, A., Murphy, C., Lessoway, V., Berkwitz, J., 2002. The prevalence of musculoskeletal symptoms among British Columbia sonographers. *Applied Ergonomics* 33 (5), 385–393.
- Säde, S., Nieminen, M., Riihiahho, S., 1998. Testing usability with 3D paper prototypes—case Halton system. *Applied Ergonomics* 29 (2), 67–73.
- Schoenfeld, A., Goverman, J., Weiss, D.M., Meizner, I., 1999. Transducer user syndrome: an occupational hazard of the ultrasonographer. *European Journal of Ultrasound* 10 (1), 41–45.
- Smith, A.C., Wolf, J.G., Xie, G.Y., Smith, M.D., 1997. Musculoskeletal pain in cardiac ultrasonographers: results of a random survey. *Journal of American Society of Echocardiography* 10 (4), 357–362.
- Vanderpool, H.E., Friis, E.A., Smith, B.S., Harms, K.L., 1993. Prevalence of carpal tunnel syndrome and other work-related musculoskeletal problems in cardiac sonographers. *Journal of Occupational Medicine* 35 (6), 604–610.
- Wihlidal, L.M., Kumar, S., 1997. An injury profile of practicing diagnostic medical sonographers in Alberta. *International Journal of Industrial Ergonomics* 19 (3), 205–216.

ANEXO VI

SILVA LCCB, OLIVEIRA AB, COURY HJCG. Avaliação da preensão durante manuseio com variação de carga em diferentes alturas. *Artigo publicado na revista FISIOTERAPIA EM MOVIMENTO, 19(3), 111-119, 2006.*

AVALIAÇÃO DA PREENSÃO DURANTE MANUSEIO COM VARIÇÃO DE CARGA EM DIFERENTES ALTURAS

Grip Force Assessment in Manual Handling with Weight and Height Variation

SILVA, L. C. C. B.¹

OLIVEIRA, A. B.²

GIL COURY, H. J. C.³

Resumo

Muitos estudos apontam a associação entre lesões musculoesqueléticas e o manuseio de objetos. No entanto, poucos estudos avaliam a força de preensão durante situações funcionais, como no manuseio de materiais. O presente estudo teve como objetivo avaliar as forças aplicadas em uma caixa instrumentada durante seu manuseio, com variação de carga e altura. Participaram do estudo 17 homens saudáveis, inexperientes e sem lesão musculoesquelética no membro superior. Foi utilizada uma caixa instrumentada com células de carga, que permitia variação do peso por meio de ajuste interno. A atividade consistiu na transferência da caixa com carga de 7 e 11kg entre três superfícies de diferentes alturas. Tanto a ordem das transferências quanto o peso da caixa foram aleatorizados. A análise de multivariância (MANOVA 2-way) apontou diferenças significativas ($p \leq 0,05$) para as forças médias de preensão aplicadas nas faces quando o peso e a altura das superfícies variavam, exceto para a face inferior direita. Em todas as condições, as forças aplicadas nas faces inferiores apresentaram valores médios maiores que as aplicadas nas laterais. Com relação à preensão total, a análise de variância (ANOVA 2-way) apontou diferenças significativas para os pesos manuseados, mas não para as alturas. O aumento da carga gerou um aumento proporcional (em torno de 50%) da força utilizada. Para uma mesma carga manuseada, a preensão das faces laterais é maior quando as transferências ocorrem em superfícies altas. Estudos adicionais são necessários, principalmente para o entendimento da relação entre postura do membro superior e força de preensão nos manuseios de peso.

Palavras-chave: Prevenção de lesões musculoesqueléticas; Manuseio de materiais; Força de preensão.

- ¹ Bacharel em Fisioterapia – Departamento de Fisioterapia – Universidade Federal de São Carlos.
- ² Bacharel em Fisioterapia, Doutorado em Fisioterapia, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia – Universidade Federal de São Carlos.
- ³ Pós-doutorado na área de Fisioterapia Preventiva/Ergonomia, Departamento de Fisioterapia – Universidade Federal de São Carlos, Laboratório de Fisioterapia Preventiva/Ergonomia. Universidade Federal de São Carlos. Rodovia Washington Luiz, km 235 CEP: 13565-905. São Carlos – SP. Email: helenice@power.ufscar.br. Contato: (0xx16) 3351-8634

Abstract

Many studies show the relation between musculoskeletal disorders and object handling, however, few studies have assessed grip force during manual handling. The aim of this study was to evaluate the grip forces applied in an instrumentalized box during manual handling. Seventeen inexperienced male presenting no musculoskeletal disorders in upper limbs participated in this study. An active box that allowed for weight increment was used. The activity consisted of moving the box (weighting 7 and 11kg) between three surfaces of different heights: high, intermediate and low. The sequences of handling between height surfaces and the weights of the box were randomized. The two-way multivariate analysis showed significant differences ($p < 0,05$) for the grip forces applied at the box when the weight and height varied, except for the right inferior face. The grip forces applied at the inferior faces were bigger than the ones applied at the lateral faces for all situations. Significant differences between the total grip force applied at the box weighting 7 and 11kg were also identified for all conditions, but between surfaces (high and low) there weren't any differences. The load increment led to a proportional increase of the grip force (about 50%). Higher grip forces were applied at the lateral faces of the box when handling similar weights to high surface. Additional studies are necessary to improve the understanding of the relation between upper limb postures and grip force during handling.

Keywords: Prevention of musculoskeletal disorders; Manual handling; Grip force.

Introdução

A mão é um instrumento complexo que se destina a objetivos funcionais múltiplos (1), representa a unidade efetora do membro superior, fornece informações sobre o ambiente e funciona como uma extensão do cérebro. Dentre as várias funções da mão, a preensão se destaca como função essencial, principalmente no desempenho de atividades ocupacionais, tal como o manuseio de cargas e volumes.

Embora o nível de automação tenha se tornado cada vez maior, o manuseio de cargas ainda é desenvolvido por muitos trabalhadores. O manuseio de materiais pode ser descrito como o movimento de cargas de um plano para outro por meio da preensão, levantamento, abaixamento, e atos de empurrar, puxar ou carregar objetos no trabalho (2). Ciriello et al. (3) estudaram estas tarefas em 2442 indústrias nos Estados Unidos e encontraram que 39,9% eram compostas por levantamentos e 29,5% eram compostas por abaixamentos.

Vários estudos apontam a ocorrência de lesões relacionadas ao manuseio de ferramentas, objetos e cargas. De acordo com Straker (4), a região mais acometida é a coluna lombar, seguida pelo membro superior, o que pode estar relacionado ao posicionamento inadequado e desenvolvimento excessivo de força. A repetitividade também é um fator que contribui para o desenvolvimento e agravamento dessas lesões.

Os altos índices de distúrbios da coluna podem estar relacionados à preensão de objetos. Yoon & Smith (2) demonstraram que as tarefas de manuseio que envolvem as duas mãos resultam em maior percepção de esforço na coluna do que o manuseio com apenas uma das mãos.

Há estudos que apontam também uma associação entre a coluna lombar e os músculos do ombro em manuseios de caixas. De acordo com Nielsen et al. (5), enquanto a atividade eletromiográfica é baixa na região da coluna lombar, esta se apresenta elevada nos ombros e vice-versa. O nível de esforço encontrado por esses autores foi alto para os músculos da coluna lombar quando se elevavam caixas para superfícies baixas. Por outro lado, os ombros receberam maior sobrecarga quando o levantamento era realizado para superfícies altas. Então, ambas as regiões podem ser sobrecarregadas em tarefas de levantamento realizadas entre superfícies de diferentes alturas.

Ainda há uma carência de estudos que avaliem os fatores de risco relacionados ao desenvolvimento de lesão no membro superior de indivíduos que manuseiam cargas, principalmente com relação à porção distal deste segmento. Os estudos que avaliam a preensão de objetos, de forma geral, têm mensurado a força de preensão máxima realizada em posições estáticas predeterminadas do membro superior, nas quais se avalia o trabalho isométrico do membro (6,7,8). Radwin et al. (1) também investigaram níveis de esforço ou força máxima envolvendo preensão, mas segundo

estes autores, poucos estudos avaliam o esforço submáximo. Segundo Lastayo et al. (9), muitas atividades funcionais requerem força de prensão dinâmica, sugerindo que podem ser diferentes as mensurações de prensão estáticas e funcionais. Ainda para esse autor, são necessários dispositivos de mensuração especial para tais investigações. Para Li (10), a força de prensão dinâmica representa melhor a verdadeira capacidade funcional da mão, em particular na avaliação clínica das afecções deste segmento. Sande & Gil Coury (1) destacaram que existem muitos estudos sobre prensão, no entanto, estudos ergonômicos neste campo ainda são poucos, principalmente voltados para atividades funcionais específicas.

Estudos prévios tiveram como ênfase a movimentação do punho e os tipos de prensão realizados durante o manuseio de uma caixa (11,12,13). Porém, pouca atenção tem sido dada à força dinâmica aplicada nos objetos manuseados. O conhecimento da distribuição da força nestes objetos em diversas condições torna-se relevante para a fisioterapia, já que vários segmentos corporais podem ser afetados pelo desenvolvimento excessivo de força durante a realização destas tarefas. A correta organização do posto de trabalho e orientação aos indivíduos que manuseiam cargas em ambientes ocupacionais pode minimizar a ocorrência de esforços desnecessários que causam afecções em vários seguimentos corporais, como ombros, punhos e coluna lombar.

Diante da carência de estudos que avaliam a força de prensão durante o manuseio de materiais ou mesmo em situações funcionais e da importância da compreensão destas forças para a atuação preventiva, o presente estudo tem como objetivo avaliar as forças aplicadas pela mão em uma caixa instrumentada com faces ativas durante movimentação desta envolvendo diferentes pesos e alturas de manuseio.

Materiais e métodos

Sujeitos

Participaram do estudo 17 sujeitos saudáveis do sexo masculino, com idade média de 22,06 ($\pm 3,61$ anos), peso médio de 73,00 ($\pm 6,43$ kg), altura média de 170,00 ($\pm 4,00$ cm) e Índice de Massa Corpórea de 25,25 ($\pm 2,13$ kg/m²). Todos os indivíduos apresentavam dominância manual di-

reita e não apresentavam qualquer experiência profissional com a atividade de manuseio de cargas ou mesmo conhecimento sobre técnicas de manuseio seguro. Todos os indivíduos foram informados sobre os procedimentos do experimento e manifestaram sua concordância mediante assinatura do termo de consentimento, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local.

Foram excluídos da amostra indivíduos que apresentavam sintomas ou disfunção musculoesquelética nos membros superiores, pescoço e coluna no último ano ou grandes e moderadas assimetrias ou desvios, identificados por meio de avaliação postural.

Atividade avaliada:

Para avaliação do manuseio de materiais foi utilizada uma caixa, desenvolvida especialmente para análise desta atividade (11). Cinco células de carga foram fixadas em suas faces laterais, anterior e inferior (direita e esquerda). Neste estudo foram utilizadas apenas as células laterais e inferiores. A caixa apresenta massa total de 7 kg e possibilita, por meio de encaixe interno, o acréscimo de cargas. Possui dimensões de 300 x 300 x 180 mm, sendo essas comumente encontradas em atividades de manuseio (14).

Os voluntários transferiam a caixa, em uma estante, entre três prateleiras: intermediária (102,5 cm), alta (142,5 cm) e baixa (62,5 cm). As transferências da caixa entre as superfícies intermediária-alta-intermediária foram consideradas como manuseio em superfícies altas. Da mesma maneira, as transferências entre as superfícies intermediária-baixa-intermediária foram considerados manuseio em superfícies baixas. Foram utilizadas neste estudo cargas de 7 e 11 kg. A seqüência das transferências e o peso da caixa foram aleatorizados.

Equipamentos e materiais:

Para realização do presente estudo foram utilizados os seguintes equipamentos: balança antropométrica; paquímetro 15 cm; fita métrica 150 cm; caixa instrumentada; uma estante metálica com três prateleiras e outros materiais de apoio. A calibragem do *software* para transferência dos sinais de tensão teve como parâmetros para aquisição dos dados: sensibilidade de 1 mV, taxa de

amostragem de 100/segundo e escala total de 30 kg/f.

Para a análise dos dados foi utilizado um computador Pentium III e os softwares DataLink 2.0 (Biometrics, U.K.) e STATISTICA 5.2.

Procedimentos

Recrutamento/avaliação e familiarização dos sujeitos:

Os sujeitos foram recrutados e, após estarem cientes dos procedimentos e tendo assinado o termo de consentimento, foram entrevistados e avaliados. As entrevistas e avaliações foram realizadas por um mesmo fisioterapeuta ao longo de todo o estudo. Primeiramente os sujeitos foram familiarizados ao ambiente de coleta e receberam informações quanto à atividade a ser realizada. Nesta fase o sujeito teve o primeiro contato com o material de manuseio, pode esclarecer possíveis dúvidas, contudo não lhe foi informado o valor das cargas que seriam manuseadas.

Coleta dos dados:

O sujeito foi orientado a realizar o manuseio de forma natural e informado da seqüência de transferências para o primeiro peso e dos

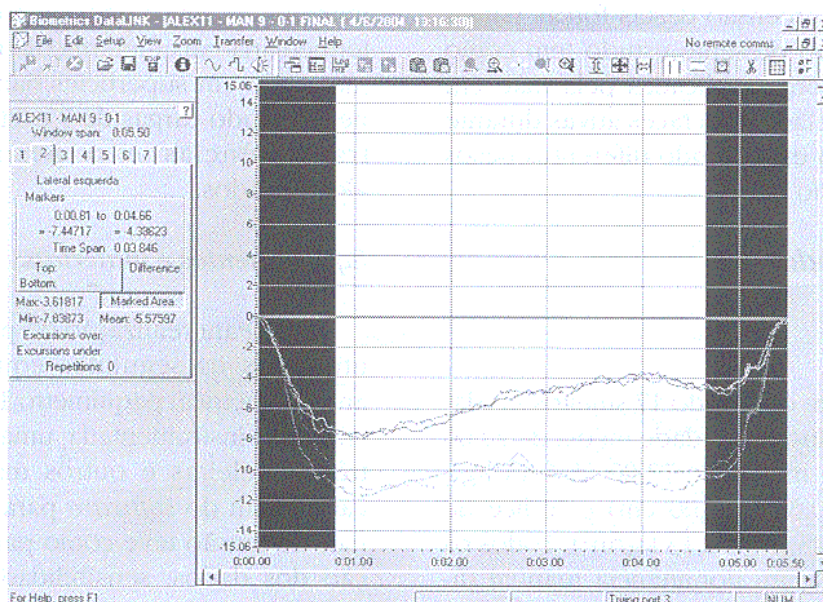
comandos para início da atividade. O comando inicial era "prepare-se", onde o voluntário deveria ficar atento para o início da coleta. Seqüencialmente o pesquisador dava um comando "já", para que o voluntário iniciasse a transferência da caixa entre as prateleiras. Após cada transferência o indivíduo deveria retornar à posição inicial e aguardar os comandos para realizar o manuseio seguinte.

Processamento e análise dos dados:

O software DataLink foi utilizado para registrar as forças de prensão realizadas pelo voluntário ao manusear a caixa. Para que pudessem ser analisados, os registros foram recortados e, para tal, considerou-se o período entre o início e o final do registro da força de prensão como referência para uma transferência da caixa.

Com o objetivo de se descartar os períodos de deformação das células de carga, foram analisados os 70% centrais do tempo de aplicação da força de cada manuseio. Obteve-se então a força média de prensão deste período para as quatro faces ativas por meio do próprio software de aquisição (Figura 1). A partir das médias foram calculados os percentuais de aplicação de força com relação à prensão total para cada face, nas diferentes alturas e cargas manuseadas.

Figura 1- Exemplo de um manuseio 0-1. As setas indicam o início e o término da transferência. A área selecionada representa o período central (70%) analisado. No destaque estão os valores: médio, mínimo e máximo da força de prensão, referentes à área selecionada, fornecidos pelo software



Para testar a ocorrência de diferenças da força de prensão aplicada nas diferentes faces da caixa quando se variava os pesos (7 e 11 kg) e as alturas de manuseio (alto e baixo) foi realizada uma análise de multivariância (MANOVA 2-way). A análise de variância de dois fatores (ANOVA 2-way) foi aplicada para a identificação de diferenças na prensão total da caixa em relação ao peso da carga e alturas das

superfícies. Nos dois casos, como *post-hoc*, foi utilizado o teste de Duncan.

Resultados

As médias e desvios-padrão das forças de prensão aplicadas nas faces nos diferentes pesos e alturas estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Médias e desvios-padrão das forças de prensão em kgf aplicadas nas faces da caixa nos manuseios alto e baixo com cargas de 7 e 11 kg.

		Fases da Caixa Média (\pm DP)			
		LAT D	INF D	LAT E	INF E
7 kg	Baixo	3.96 (\pm 0.99)*	6.67 (\pm 1.63)	4.01 (\pm 1.49)*	6.51 (\pm 1.26)*
	Alto	4.85 (\pm 1.14)*	6.27 (\pm 1.57)	4.71 (\pm 1.19)*	5.52 (\pm 1.36)*
11 kg	Baixo	5.97 (\pm 1.22)*	9.86 (\pm 2.21)	5.98 (\pm 1.68)*	9.67 (\pm 1.58)*
	Alto	7.11 (\pm 1.09)*	9.03 (\pm 2.12)	6.73 (\pm 1.42)*	8.57 (\pm 1.42)*

* $p \leq 0,05$

Diferenças significativas foram observadas com a aplicação da MANOVA 2-way e, posteriormente, o teste *post-hoc* de Duncan identificou diferença na força de prensão das quatro faces da caixa quando se comparou a carga de 7 e de 11 kg. Com o aumento da carga de 7 para 11 kg, ocorreu um aumento de 50%, em média, na força aplicada em cada uma das faces, para uma mesma altura de manuseio.

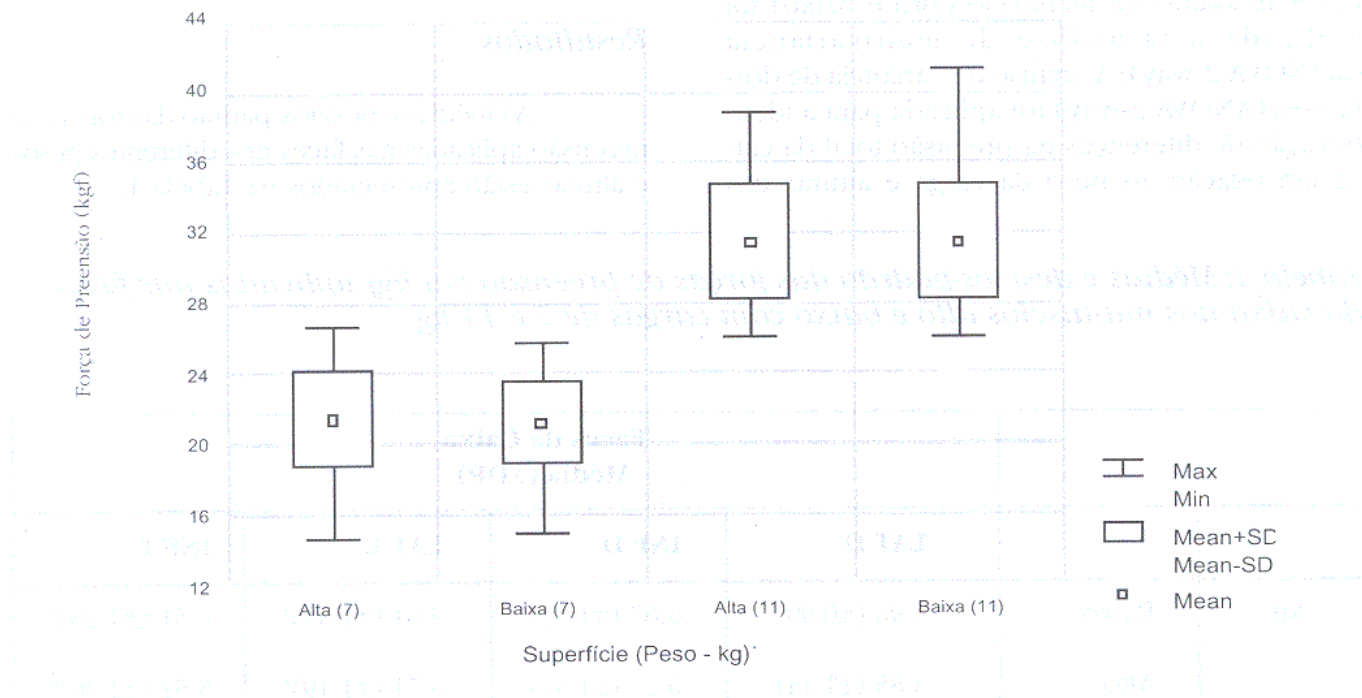
Também foram observadas diferenças significativas entre a prensão aplicada na caixa quando a transferência ocorria em superfícies altas e quando esta se dava em superfícies baixas, destacadas na Tabela 1 por um asterisco. Neste caso, apenas a prensão da face inferior direita não apresentou diferenças significativas.

Para todos os manuseios, as forças de prensão aplicadas nas faces inferiores apresentaram valores médios maiores do que as forças apli-

cadas nas faces laterais. Estes valores diminuíram significativamente quando se comparou superfícies altas em relação às baixas, no entanto permaneceram maiores que a prensão nas faces laterais. A força aplicada na face inferior direita também diminuiu quando os manuseios ocorriam em superfícies altas, como nas demais faces, mas este aumento não foi significativo (Tabela 1). Para as faces laterais, os valores médios de força foram significativamente maiores nas transferências em superfícies altas em relação às baixas.

Para a prensão total aplicada na caixa (soma da força aplicada nas quatro faces), a ANOVA 2-way apontou diferença significativa para os pesos manuseados, mas não para as alturas. Pode-se afirmar que o valor total de força de prensão, para um mesmo peso, não mudou quando o manuseio se dá em superfícies altas e baixas (Figura 2).

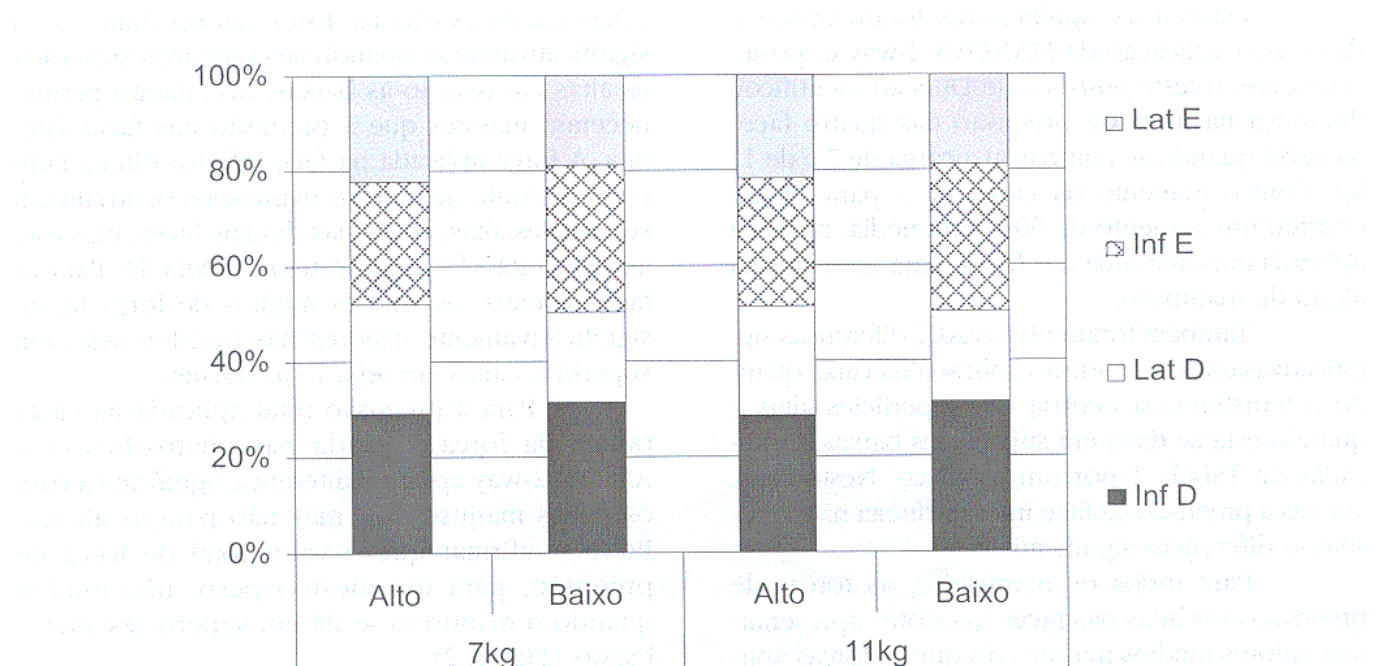
Figura 2 - Valores médios, desvios-padrão, mínimos e máximos da força de preensão total aplicada na caixa nas diferentes alturas e pesos de manuseio.



No entanto, ocorreu uma redistribuição do percentual de força de preensão aplicada em cada face da caixa (Figura 3). Houve uma tendência da preensão se deslocar para as faces laterais quando

o manuseio ocorre em superfícies altas, e para as faces inferiores quando este se dá em superfícies baixas. Assim, a preensão total foi a mesma, mas a força aplicada em cada face da caixa foi diferente.

Figura 3 - Porcentagem de distribuição da força de preensão aplicada nas faces da caixa nas diferentes alturas e cargas manuseadas.



Discussão

Os levantamentos e abaixamentos da carga realizados pelos sujeitos foram considerados como transferências entre superfícies altas e baixas, de maneira conjunta, pois, em ambientes ocupacionais, estas tarefas não ocorrem de maneira isolada. Ainda, Ciriello (15) estudou o efeito da altura em tarefas de manuseio de caixas e encontrou que, para o máximo peso aceitável de manuseio, os abaixamentos e levantamentos não apresentaram diferenças significativas entre si para superfícies baixas (25 cm do solo).

Durante a realização dos experimentos pode-se observar que todos os indivíduos avaliados realizaram a preensão látero-inferior em todos os manuseios. Este tipo de preensão foi definido por Padula et al. (13) como sendo aquele em que a totalidade ou maior parte da mão fica na superfície lateral e os quatro dedos restantes, ou parte deles, permanecem na parte inferior da caixa. Estes mesmos autores estudaram o manuseio de carga e empregaram uma caixa similar à utilizada neste estudo que, diferentemente, não apresentava suporte inferior (pés). Estes autores relataram que a preensão látero-inferior foi observada em 34% dos casos estudados, contra 38% da pega látero-posterior.

A observação em 100% dos casos da preensão látero-inferior no presente estudo pode estar relacionada à utilização dos apoios da caixa (pés). Esses apoios foram necessários para a calibragem das células de carga das faces inferiores. E ainda, a utilização dos apoios deixou livre todas as superfícies da caixa, permitindo liberdade ao indivíduo de escolher o apoio que melhor preferia. Isso permitiu constatar que, quando há possibilidade de escolha, a face inferior é utilizada em 100% das pegas. Já quando a caixa está apoiada em uma superfície, situação mais comum nos ambientes ocupacionais, a liberdade de escolha fica limitada, levando os indivíduos a usarem mais a pega lateral, que representa maior desvantagem biomecânica.

Os resultados mostraram que com o aumento da carga de 7 para 11 kg houve um aumento relativamente proporcional de 50% da força aplicada em cada uma das quatro faces, como era esperado, para uma mesma altura de manuseio. E as forças de preensão aplicadas nas faces inferiores foram maiores com relação às faces laterais

para todos os manuseios. Estes valores maiores registrados nas faces inferiores parecem ter ocorrido para proporcionar uma maior estabilidade da pega e, conseqüentemente, maior controle sobre a carga manuseada.

As variações da força de preensão foram significativas para todas as faces, quando se comparou o manuseio em superfícies altas e baixas com as duas cargas avaliadas. Neste caso, as diferenças não foram significativas apenas para a face inferior direita, que se manteve constante diante das variações de altura. Isto pode ser explicado pela dominância manual direita apresentada por todos os sujeitos da amostra. Wang et al. (16) estudaram o efeito do ângulo das alças no máximo peso aceitável e na postura do punho e encontraram que para uma mesma angulação da alça, a mão esquerda apresentou desvios do punho maiores (de 1 a 2^o) que a mão direita. Embora esta diferença não seja significativa, os autores afirmam que este comportamento foi observado porque todos os participantes eram destros, e, portanto, possuíam melhor controle da postura de preensão na mão direita. Também Tsukimura et al. (8) afirmam que humanos com dominância direita apresentam suporte de peso levemente maior no membro inferior esquerdo em posição ortostática, e isto está relacionado à destreza e suporte fornecido ao membro superior direito nesta condição.

Com relação à distribuição da força de preensão aplicada nas faces da caixa, foram observados maiores valores nas faces laterais quando os manuseios se davam na superfície alta. O aumento da força de preensão aplicada nestas faces ocorre, já que o manuseio de objetos em superfícies altas exige o posicionamento do membro superior acima do nível dos ombros, que desfavorece biomecanicamente a força de preensão (7). Esta posição limita a supinação, levando o indivíduo a manter uma postura neutra do antebraço, o que favorece a preensão das faces laterais. Desmurget et al. (17) apontam que a posição e orientação do objeto a ser apreendido têm forte interação com as alterações posturais do membro superior adotadas durante a tarefa. Para estes autores, a configuração do objeto e/ou a localização inicial da mão têm efeito similar no movimento dos membros para diferentes sujeitos. Embora os estudos destes autores tenham sido feitos com objetos cilíndricos, pode-se supor que o posicionamento da caixa pode ter influenciado não

apenas a postura do punho adotada pelo sujeito, mas também a orientação e o posicionamento do membro superior como um todo. E o posicionamento do membro superior pode ter favorecido a distribuição das forças de preensão nas diferentes faces da caixa.

O aumento da força aplicada nas superfícies laterais é um fator importante a ser considerado na medida em que explica parte das desordens musculoesqueléticas do membro superior, desenvolvidas por excessivas forças de adução empregadas durante o trabalho. Gil Coury et al. (18,19) observaram alta incidência de distúrbios musculoesqueléticos na região do ombro em indivíduos que trabalhavam em uma fábrica. A análise do ambiente de trabalho realizada mostrou riscos quando movimentos de compressão do objeto manuseado eram realizados.

No âmbito da ergonomia e da fisioterapia preventiva é importante conhecer o comportamento da distribuição das forças durante o manuseio, pois muitos sintomas são relatados quando ocorre desvantagem mecânica e fadiga muscular. Embora este estudo tenha analisado a força de preensão de maneira dinâmica e mais próxima à funcional, em que os indivíduos adotavam posturas livres dos membros superiores, mais estudos se fazem necessários para a compreensão da força de preensão nas tarefas de manuseio de materiais. Em estudos futuros é importante que análises dos movimentos de todo o membro superior sejam realizados, já que outras articulações podem ser também sobrecarregadas durante a aplicação de força.

Conclusões

A força de preensão aplicada nas superfícies ativas da caixa foi significativamente afetada pelas alturas e cargas manuseadas. Houve um aumento da força de preensão resultante do aumento da carga e uma redistribuição da força aplicada nas quatro faces da caixa de acordo com a altura da superfície de manuseio. De maneira geral, maior peso foi apreendido por meio das faces inferiores da caixa, já que as características da caixa permitiam esse contato. Essa preferência sugere uma possível estratégia para vantagem biomecânica nos manuseios.

Ocorreu um aumento significativo nas forças aplicadas nas faces laterais quando as trans-

ferências foram realizadas em superfícies altas, o que indica a desvantagem biomecânica presente nessas condições de manuseio.

Em estudos futuros, a análise dos movimentos das articulações dos membros superiores será necessária para melhor compreensão da distribuição da força de preensão, já que ocorre uma associação positiva entre o aumento do desconforto e decréscimo da força (19), sobretudo em posturas extremas.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro recebido do CNPq (processos n.º 550487/2002-6 e 119315/2004-1) e da Fapesp (processos n.º. 04/07207-0 e 05/53804-3).

Referências

1. Sande LAP, Gil Coury HJC. Aspectos biomecânicos e ergonômicos associados ao movimento de preensão: uma revisão. **Rev Fisioter Univ São Paulo** 1998; 5 (2):71-82.
2. Yoon H, Smith JL. Psychophysical and physiological study of one-handed and two-handed combined tasks. **Int J Ind Ergon** 1999; 24:49-69.
3. Ciriello VM, Snook SH, Hashemi L, Cotnam J. Distribution of manual material handling task parameters. **Int J Ind Ergon** 1999; 24:379-388.
4. Straker LM. An overview of manual handling injury statistics in Western Australia. **Int J Ind Ergon** 1999; 24:357-364.
5. Nielsen PK, Andersen L, Jorgensen K. The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. **Applied Ergonomics** 1998; 29 (6):445-460.
6. Catovic E, Catovic A, Kraljevic K, Muftic O. The influence of arm position on the pinch grip strength of female dentists in standing and sitting positions. **Applied Ergonomics** 1991; 22 (3):163-166.

7. Kattel BP, Fredericks TK, Fernandez JE, Lee DC. The effect of upper-extremity posture on maximum grip strength. **Int J Ind Ergon** 1996; 18:423-429.
8. Kato T, Miyamoto K., Shimizu K. Postural reaction during maximum grasping maneuvers using a hand dynamometer in healthy subjects. **Gait and Posture** 2004; 20:189-195.
9. Lastayo P, Chidgey L, Miller G. Quantification of the relationship between dynamic grip strength and forearm rotation: a preliminary study. **Annals of Plastic Surgery** 1995; 35 (2):191-196.
10. Li, ZM. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. **J Hand Surg** 2002; 27A (5):886-896.
11. Padula RS, Gil Coury HJC. **Device for analyzing grip forces during handling**. Proceedings of Premus 2004: Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work-related Musculoskeletal Disorders-Abstract Book 2004; Zurich, Swiss.
12. Padula RS, Souza VC, Gil Coury HJC. **Types of grip used when handling different weight loads from high and low surfaces**. Proceedings of Premus 2004: Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work-related Musculoskeletal Disorders-Abstract Book 2004; Zurich, Swiss.
13. Padula RS, Souza VC, Gil Coury HJC. Tipos de preensão e movimentos do punho durante atividade de manuseio de carga. **Rev Bras de Fisioter** 2005; 9 (3) no prelo.
14. Drury CG, Law CH, Pawenski CS. A survey of industrial box handling. **Hum Factors Society** 1982; 24 (5):553-62.
15. Ciriello VM. The effects of box size, vertical distance, and height on lowering tasks. **Int J Ind Ergon** 2001; 28:61-67.
16. Wang M-JJ, Chung H-C, Chen H-C. The effect of handle angle on MAWL, wrist posture, RPE, and heart rate. **Hum Factors** 2000; 42 (4):553-565.
17. Desmurget M, Gréa H, Prablanc C. Final posture of the upper limb depends on the initial position of the hand during prehension movements. **Exp Brain Res** 1998; 119:511-516.
18. Gil Coury HJC, Camaroto JA, Menegon NL, Rosa SMMG, Walsh IAP, Iglesias LA, et al. Relatório Técnico: **Relatório do Estudo diagnóstico e Recomendações Ergonômicas da Unidade P/MG**: Departamentos de Fisioterapia e Engenharia de Produção; 1995. Processo FAI-UFSCAR N. 1277/95.22.
19. Gil Coury HJC, Kumar S, Rodgher S, Narayan Y. Measurements of shoulder adduction strength in different postures. **Int J Ind Ergon** 1998; 22:195-206.

Recebido em: 17/12/2005

Received in: 12/17/2005

Aprovado em: 27/04/2006

Approved in: 04/27/2006

ANEXO VII

PADULA RS, OLIVEIRA AB, BARELA AM, BARELA JA, COURY HJCG. Are the anticipatory trunk movements occurring during load-carrying activities protective or risky? *Artigo publicado no INTERNATIONAL JOURNAL OF INDUSTRIAL ERGONOMICS*, 38, 298-306, 2008, doi: 10.1016/j.ergon.2007.10.020.



Are the anticipatory trunk movements occurring during load-carrying activities protective or risky?

Rosimeire Simprini Padula^{a,b}, Ana Beatriz de Oliveira^b, Ana Maria Barela^{b,c},
 José Ângelo Barela^d, Helenice Jane Cote Gil Coury^{b,*}

^aDepartment of Physical Therapy, San Francisco University, Av. São Francisco de Assis, 218, CEP 12916-900 Bragança Paulista, SP, Brazil

^bDepartment of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luis, Km. 235, CP, 676, 13565-905 São Carlos, SP, Brazil

^cDepartment of Physical Education, Universidade Cruzeiro do Sul, Av. Dr. Ussiel Cirilo, 225, São Miguel Paulista, CEP 08060-070, SP, Brazil

^dDepartment of Physical Education, State University of São Paulo, Campus Rio Claro, Av.24-A, 1515, CEP 13506-900 Rio Claro, SP, Brazil

Received 21 September 2006; received in revised form 4 October 2007; accepted 24 October 2007

Available online 20 February 2008

Abstract

This study evaluated anteroposterior trunk movements and the time spent on activities of load-carrying to surfaces at different heights, among experienced and inexperienced individuals. Thirty-six healthy males (16 experienced and 20 inexperienced in load-carrying) had their trunk movements recorded by an electrogoniometer while transporting boxes (7 and 15 kg) to surfaces of variable heights (low, low intermediate, high intermediate and high). Longer time was spent on trunk flexion when carrying loads to low surfaces and on trunk extension when carrying to high surfaces ($p < 0.05$). Differences in time spent on trunk flexion/extension were identified between loads, and between groups for the heavier load. There were no differences in flexion/extension amplitudes between groups or loads. Although unnecessary flexion/extension occurring prior to a task may increase the exposure of the trunk to risky movements, the amplitudes reported here were relatively small and seemed to have occurred to facilitate the final tasks.

Relevance to industry

Lifting devices and technological assistance are increasingly available in industrial settings. However, distribution centers and delivery services represent new demands on workers and involve an expressive amount of manual handling and carrying activities. Thus, studies on carrying strategies are necessary as they can provide guidelines for safer activities.

© 2007 Elsevier B.V. All rights reserved.

Keywords: Carrying; Handling; Musculoskeletal risks

1. Introduction

Load-carrying activities are considered to be risky for the musculoskeletal system, especially with regard to the upper limbs and vertebral spine (Straker, 1999). Handling loads involves holding, carrying, pushing and pulling objects. In industrial settings, the proportions of load-handling activities involving lifting and holding (supporting) are 39.9% and 29.5%, respectively, while carrying activities account for 15.7% (Ciriello et al., 1999). Automated production systems have gradually reduced the need for handling in industrial

contexts. More recently, the nature of work seems to have entered a transitory phase. According to Marras (2000), the trend in work is moving away from activities for a manufacturing-based society and towards a distribution-based society. In the service system, the goods produced need to be handled and shipped quicker, which places extra workload on the workers.

The risk factors involved in the activities of lifting and holding loads have been extensively studied. The parameters evaluated have included the influence of the heights at which the load is placed and removed, in relation to overloading the trunk (Ciriello, 2001); the types of prehension used (Padula et al., 2006); and the effects of loads of different masses held using different postures,

*Corresponding author. Tel.: +55 16 33518634; fax: +55 16 33612081.
 E-mail address: helenice@power.ufscar.br (H.J.C.G. Coury).

in relation to the musculoskeletal system (Butler and Kozey, 2003). Other important studies have evaluated the movement strategies used by experienced and inexperienced individuals when handling loads (Gagnon et al., 1996; Gagnon, 2003). Load-carrying activities have been extensively studied in relation to energy consumption and cardiac cost (for a review see Ayoub and Woldstad, 1999). Nonetheless, there are few studies investigating trunk movements and the consequent risks involved in carrying activities.

Padula and Coury (2003) observed that individuals adopted different trunk postures when carrying loads towards high and low surfaces. More time was spent in flexion and extension when the loads were carried to low and high surfaces, respectively, as if the subjects were anticipating the final movement. However, the distance walked by the participants in that study was short (2 m), and no conclusive results were achieved. Also, the data available did not allow any specific analysis to confirm the anticipatory pattern of movements, since that was not part of the objective of that study. Because these anticipatory movements might lead to extra musculoskeletal overload due to the non-vertical postures adopted by the trunk, such events deserve further investigation. Therefore, a new study was designed to investigate the movement pattern over time. Specific analysis was performed to detect the onset of the anticipatory movements.

In the present study, attention was addressed to the influence of the height of different surfaces to which the loads were carried, in relation to trunk movements. Furthermore, the participants' previous experience of load-carrying was taken into consideration, in order to understand the possible contribution of their experience towards the biomechanical advantage of the movements performed. Thus, this study evaluated the anteroposterior trunk movements and time spent by experienced and inexperienced subjects when carrying loads to surfaces at different heights.

2. Method

2.1. Selection of subjects

Thirty-six male subjects participated in this study: 16 with experience and 20 without experience of load-handling activities. For these two groups, respectively, the mean ages were 23.12 ± 4.52 and 22.00 ± 4.12 yr, mean body mass 65.56 ± 9.47 and 70.13 ± 8.38 kg, mean heights 168 ± 3 and 170 ± 3 cm, and mean body mass indices 23.13 ± 2.98 and 24.32 ± 2.75 kg/m².

Inclusion criteria: The experienced subjects had to have at least 6 months of experience of carrying heavy loads weighing at least 10 kg. The mean weight that these subjects had been carrying was 28 kg (minimum 10 kg, maximum 50 kg, SD 12 kg). The inexperienced individuals had to have no occupational experience of load-handling/carrying.

Exclusion criteria: Neither group could present musculoskeletal symptoms or disorders, general illnesses, limitations on movement amplitudes, apparent postural deviations or balance problems.

The participants signed an informed consent statement and the study had received prior approval from the University's Ethics Committee (Process no. 059/04).

2.2. Equipment

An electrogoniometer (Biometrics Ltd., Gwent, UK, 1997) recorded the anteroposterior trunk movement amplitudes (XM150B sensor, eight-channel DataLink unit, model DLK800-M1733—resolution 0.045°, DataLink PC 2.0 software).

An instrumented steel box was used in the load-handling trials, measuring 300 mm in length and width and 180 mm in height, and weighing 7 kg. This initial mass of the box could be increased by means of inserting additional loads, thus enabling different masses to be utilized. Hence, two loads were used in this experiment: 7 and 15 kg. Four load cells were attached to the box, on the anterior face, bottom and left and right sides, for pressure measurements of up to 30 Kgf. The cells were connected to the DataLink Acquisition Unit, and this allowed the whole period of contact between the subjects' hands and the box to be identified. A description of this instrumented box was presented elsewhere (Padula and Coury, 2004).

2.3. Description of the task

The subjects performed simulated load-handling activities, starting from a fixed surface at their waist height (about 66 cm) and transferring the load to surfaces at four different heights. One was set close to the floor, at a fixed height of 21 cm (low surface, L), while the other three were determined according to the subject's anthropometry when standing upright. The low intermediate (LI) surface was defined at the height from the floor to the knees; the high intermediate (HI) surface was defined at the height from the floor to the elbows at 90°; and the high (H) surface was defined at the height from the floor to the shoulders. In this way, all the subjects faced the same challenge in depositing the box, thereby eliminating any differences relating to their anthropometric characteristics. The straight-line distance through which the load had to be transported was 4 m. This walking distance was established after some observations of real occupational settings. The layout of the activity and the mean values and standard deviations (SDs) for these heights, for the experienced and inexperienced groups, are presented in Fig. 1. See also the electronic Supplementary Annexes in the online version of this article: examples of handling to the low surface (Supplementary Annex 1) and handling to the high surface (Supplementary Annex 2).

In order to provide a "normal" database of trunk movements while walking, all the subjects had their trunk

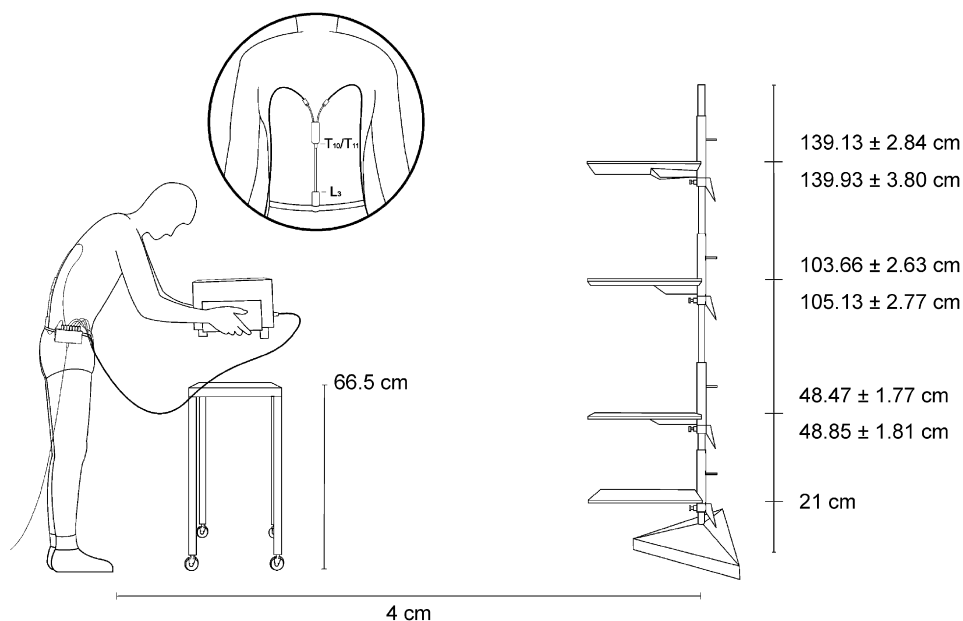


Fig. 1. Experimental setup. Means and standard deviations of the heights of the target surfaces.

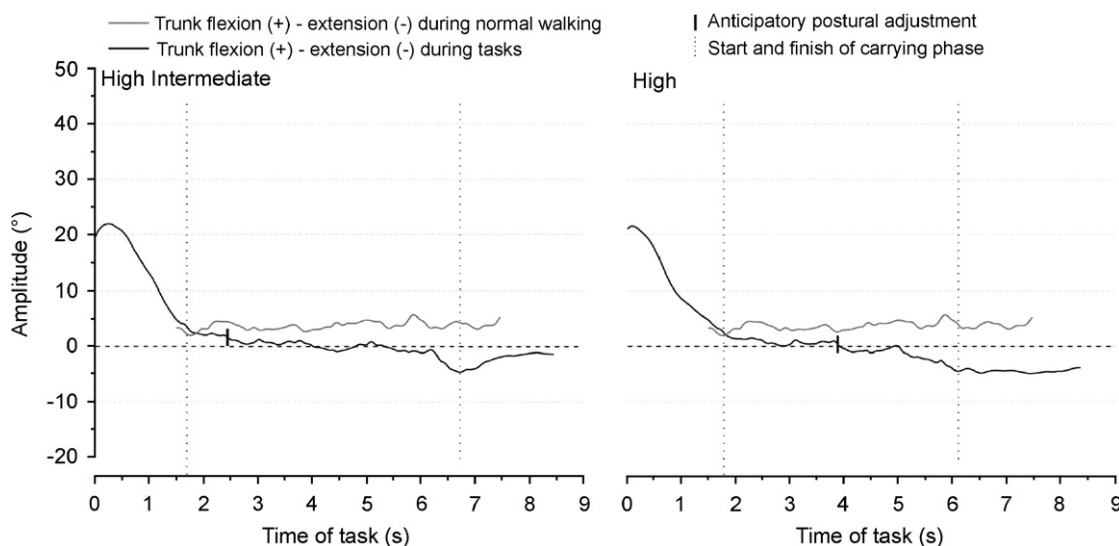


Fig. 2. Trunk flexion (+) and extension (-) for a representative subject (#9) while carrying the 7 kg box to high intermediate (HI) and high (H) surfaces (black line) and during the 4 m of free walking (gray line).

movements recorded over a load-free walking distance of 4 m. The mean amplitude recorded for the inexperienced group was $6.13 (\pm 3.76^\circ)$ and for the experienced group it was $5.44 (\pm 3.18^\circ)$. An example of these recordings is presented in Fig. 2, which shows one subject walking load-free (in red) and carrying a 7 kg load to the high intermediate and high surfaces (in black).

2.4. Experimental procedure

The participants underwent postural and anthropometric evaluations and were interviewed. They were familiarized with the data collection environment and activities. The subjects wore bathing trunks and electrogoniometer

sensors were attached to the vertebral column using double-sided adhesive tape. The telescopic end-block of the electrogoniometer was attached at the level of the third lumbar vertebra. The spring was slightly extended and attached to the spine at the level of the 11th thoracic vertebra. The equipment was calibrated in the neutral position, i.e., with the subjects standing in a stable relaxed position.

After recording trunk movements over the load-free walking distance of 4 m, the participants were instructed to pick up the box from the stand on which it had been stored. The stand was then moved away, and the subjects were able to walk directly to the designated surface onto which the load would be deposited (L, LI, HI or H).

After familiarization with this, the sequence of activities involving the four surfaces and the two loads (7 and 15 kg) were randomized for all the subjects.

2.5. Data acquisition and analysis

Data acquisition was carried out throughout the task, using a sampling frequency of 100 Hz. The files generated were saved within the same Biometrics software and then converted into ASCII format for further analysis using Matlab software. The angular data were low-pass filtered at 5 Hz, using a second-order zero-lag Butterworth filter. This cutoff frequency was defined based on residual analysis, as suggested by Winter (1990).

The load cell recordings were used to determine the onset (forces ≥ 0.3 Kgf) and the end (< 0.3 Kgf) of the handling. The start and finish of the carrying phase were established by visual analysis of trunk forward flexion and lateral trunk bending. The latter was also analyzed because, according to Crosbie et al, (1997), the trunk presents a lateral bend towards the weight-bearing limb that can be associated with the first and last heel strike during gait. Thus, both of these events were also taken into consideration in identifying the start and finish of the carrying phase.

The total duration of the handling (in seconds) was obtained. From this, the data were normalized as a function of time, such that the start corresponded to 0% and the finish to 100% of the task. The mean and SD curves for the anteroposterior trunk movement amplitude were calculated in relation to this period, for each experimental condition.

Preliminary analyses had shown that the target surface would influence the trunk movements while the trajectory was still underway. Thus, a further analysis was also carried out, to investigate the anticipatory trunk movements that occurred during the load transfer trajectory. The anticipatory postural adjustments were identified by a windowing process. The first window had a length of 0.30 s (30 points), and a 50% overlap between windows was used. The variation in trunk amplitude for a window x was considered relevant when the mean amplitude exceeded the mean value, plus (for trunk flexion at load deposition) or minus (for trunk extension at load deposition) two times the SD computed over the window $x-1$ (Noé, 2006). Furthermore, to ensure that this significant variation was

really an anticipatory postural adjustment, and not a natural oscillation related to the gait, the mean value of the window x needed to be greater (for flexion), or smaller (for extension), than the $x+1$ and $x+2$ windows. These two last windows had lengths of 0.30 s (30 points) and no overlapping. In this way, it was possible to identify a change in the magnitude of the movement pattern, regardless of the movement direction (flexion or extension). Hence, even when the movement performed did not cross the neutral position (zero), but was higher than the established threshold, a change in movement pattern was identified. Fig. 2 shows a representative subject (# 9).

The data on trunk amplitudes during the carrying actions (movement pattern over time) were analyzed descriptively, and two-way analysis of variance (ANOVA) was run to identify differences between groups, loads and targeting surfaces, taking into consideration the anticipatory postural movements occurring during the tasks.

Mean ranges of movement when walking with and without loads were compared between experienced and inexperienced subjects using the paired Student t -test.

3. Results

The total times spent on carrying the 7 and 15 kg loads were different, both for the experienced individuals ($p < 0.001$) and for the inexperienced individuals ($p < 0.001$). The heavier load was carried more slowly than the lighter one was, by both groups (Table 1). Differences between the groups occurred only when they carried the 15 kg load ($p < 0.033$), and the inexperienced group took more time than the experienced group, in all tasks.

Figs. 3 and 4 present the means and SDs for trunk movements when the subjects carried 7 and 15 kg loads, respectively. The black dot indicates the beginning of the anticipatory phase and the vertical line indicates the end of the carrying activity.

Both Figs. 3 and 4 show that the surfaces to which the subjects were carrying the load (target surfaces) had an influence on the trunk movements. For all conditions, the movement always started with the trunk flexed, when the subject had already taken the load into his hands and had just started walking. Next, the trunk was extended and tended to remain in between the neutral and extended positions. Following this, two different patterns were

Table 1
Mean values and standard deviations for the time spent on performing the task under different experimental conditions (in seconds)

Load (kg)	Participants	Target surface height			
		Low	Low intermediate	High intermediate	High
7	Experienced	7.44 ± 0.92	7.45 ± 1.05	7.35 ± 0.93	7.31 ± 0.91
	Inexperienced	7.56 ± 0.98	7.63 ± 1.14	7.84 ± 1.14	7.84 ± 1.09
15	Experienced	7.76 ± 1.31	7.78 ± 1.16	7.97 ± 1.13	8.32 ± 1.43
	Inexperienced	8.35 ± 1.41	8.14 ± 1.32	8.44 ± 1.22	8.73 ± 1.38

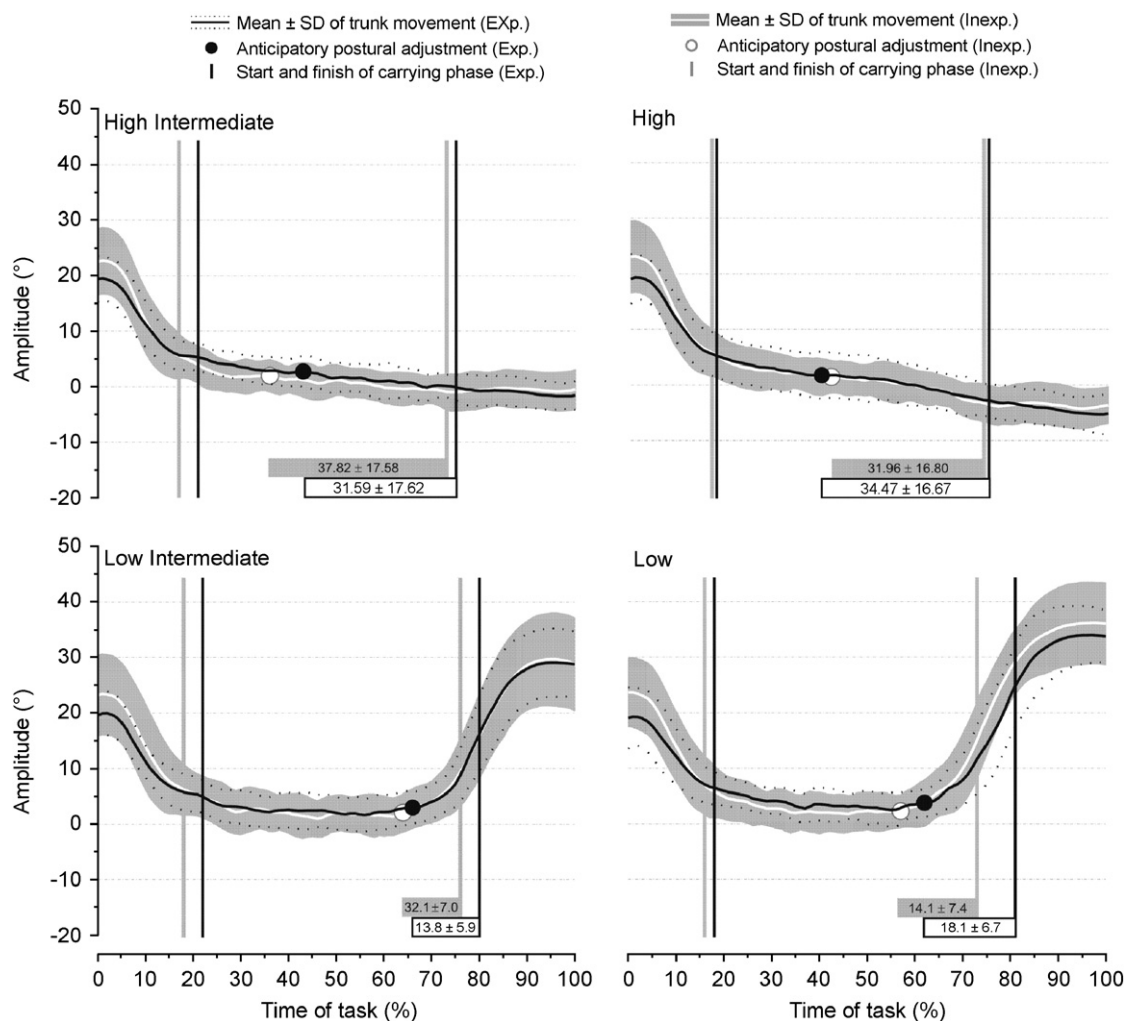


Fig. 3. Means and standard deviations for flexion (+) and extension (–) trunk amplitudes while carrying/handling 7 kg loads, for experienced subjects (Exp.; in black) and inexperienced subjects (Inexp.; in gray). Gray and black boxes at the bottom of each graph show the mean value and standard deviation for the anticipatory phase (% of time between the anticipatory postural adjustment and the end of the carrying phase).

observed: one for the carrying actions to the high and high intermediate surfaces, and the other for the carrying actions to the low and low intermediate surfaces.

When the loads were being carried to the high intermediate and high surfaces (Figs. 3 and 4, upper frames), the trunk extension amplitude increased at a much earlier time before load deposition at the target surface. The threshold for considering that a change in movement pattern had occurred was reached when around 35% of the time before the end of the carrying action still remained. However, the magnitude of this movement was small, ranging from around 0° (neutral position set on the electrogoniometer) to 5° of extension, with a mean value of 4° at the end of the task.

When the loads were being carried to the low intermediate and low surfaces (Figs. 3 and 4, lower frames) the trunk remained in between the neutral and extended positions and then adopted a flexed position when around 14% of the total time until the end of the carrying action still remained. A mean flexion of 25° was reached at the end

of the tasks. These changes occurred for both groups (experienced and inexperienced) and for both loads (7 kg, Fig. 3 and 15 kg, Fig. 4).

The statistical analysis corroborated the visual results depicted in Figs. 3 and 4, for the time spent with the trunk flexed and extended during the different tasks performed. Significant differences ($p < 0.05$) in the time spent in adopting anticipatory movements were identified between carrying actions to different target surfaces (Fig. 5). The anticipatory adjustments started earlier when carrying loads to the high or high intermediate surfaces, in comparison with carrying loads to the low surfaces. There were no significant differences between the results from the high and high intermediate surfaces, or between the low and low intermediate surfaces. Also, there were no significant differences in the time spent on anticipatory movements, between the groups or between the loads ($p > 0.05$). Nevertheless, there were differences between these conditions for the total duration of the tasks, as reported at the beginning of this section.

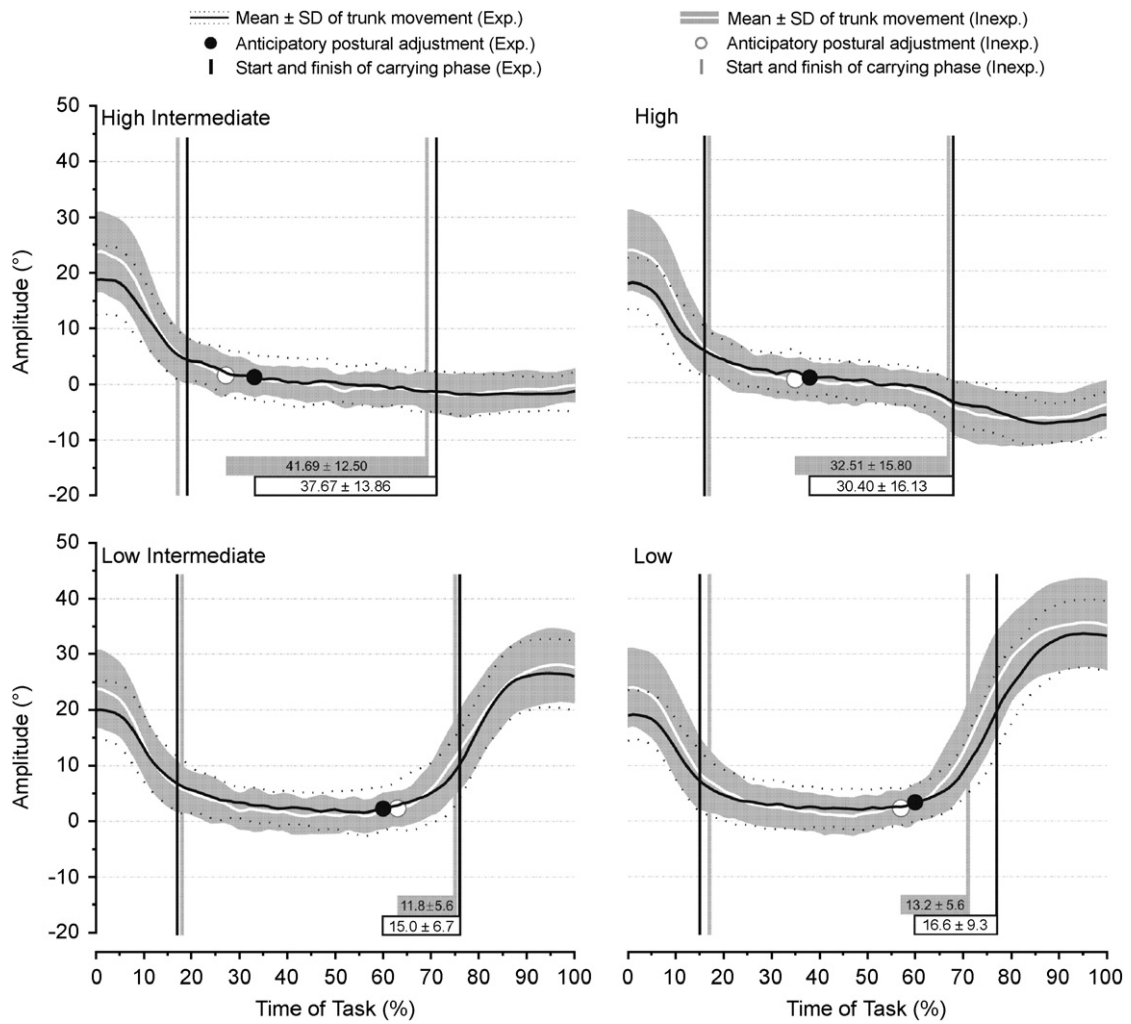


Fig. 4. Means and standard deviations for flexion (+) and extension (–) trunk amplitudes while carrying/handling 15 kg loads, for experienced subjects (Exp.; in black) and inexperienced subjects (Inexp.; in gray). Gray and black boxes at the bottom of each graph show the mean value and standard deviation for the anticipatory phase (% of time between the anticipatory postural adjustment and the end of the carrying phase).

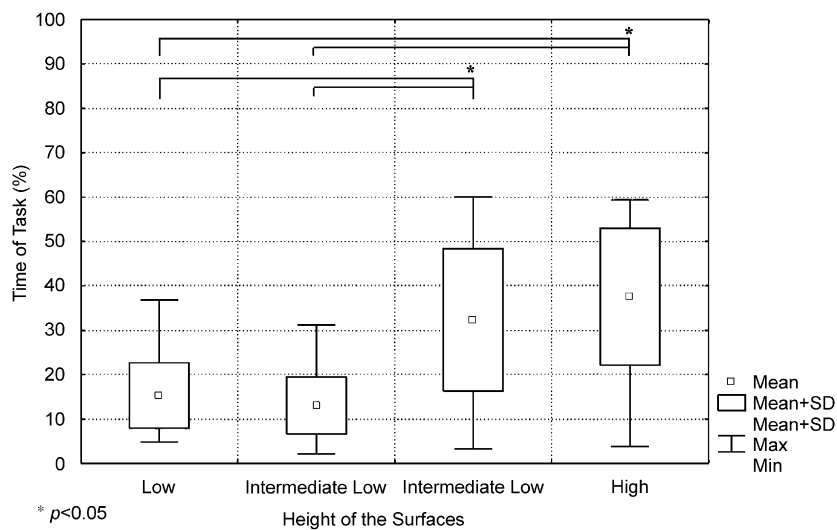


Fig. 5. Means and standard deviations for the time spent adopting anticipatory movements when carrying loads to different surfaces.

Table 2

Mean (M) ranges of movement (ROM) and standard deviations (SD) for the average, maximum and minimum trunk amplitudes for experienced and inexperienced subjects walking with and without loads

			Average ROM M (SD)	Minimum ROM M (SD)	Maximum ROM M (SD)
Load-free walking		Experienced	6.58 (\pm 2.48)	1.98 (\pm 3.26)	8.56 (\pm 3.18)
		Inexperienced	7.31 (\pm 2.11)	2.10 (\pm 3.05)	9.41 (\pm 3.89)
Surfaces	Load (kg)	Experienced			
Low	7		23.23 (\pm 6.84)*	1.42 (\pm 2.73)	24.64 (\pm 7.45)
	15		18.25 (\pm 4.34)*	0.74 (\pm 3.50)	18.89 (\pm 5.19)
High	7		9.10 (\pm 3.45)*	-3.25 (\pm 2.97)	5.85 (\pm 4.03)
	15		9.31 (\pm 2.48)*	-3.29 (\pm 2.63)	6.02 (\pm 3.31)
		Inexperienced			
Low	7		14.34 (\pm 6.18)*	0.46 (\pm 3.37)	14.81 (\pm 5.71)
	15		13.99 (\pm 4.27)*	-0.13 (\pm 3.07)	13.86 (\pm 5.51)
High	7		10.43 (\pm 3.66)*	-3.46 (\pm 3.17)	6.97 (\pm 3.61)
	15		11.04 (\pm 3.39)*	-4.71 (\pm 4.40)	6.32 (\pm 3.91)

* $p < 0.01$.

The mean ranges of movement and SD for the average, maximum and minimum values for experienced and inexperienced subjects when walking with and without loads are presented in Table 2. The trunk movements for all the carrying conditions were significantly different from the amplitudes recorded during walking without loads, within each group.

4. Discussion

The results showed that the height to which the loads were carried had an influence on the trunk movements during the load-carrying task. When the loads were transported to low surfaces, significant trunk flexion movements occurred prior to setting down the load. Conversely, when the loads were transported to high surfaces, significant trunk extension movements occurred prior to setting down the load. The mean time spent oscillating in trunk extension was 2.4 times longer than the mean time spent oscillating in flexed postures, when carrying loads to high and low surfaces, respectively. These results are different from others reported previously for free gait. Data from Whittle and Levine (1995) and Rowe and White (1996) indicated that forward leaning occurred during walking, in comparison with upright static standing. Saunders et al. (2005) also reported predominance of trunk flexion (72%) rather than extension (11%) for lumbopelvic motion during walking, such that the flexion occurred just before and during mid-stance and the extension occurred late in the stance phase of gait. In the present study, the mean amplitudes either oscillated around neutral to extended positions when carrying loads to high and high intermediate surfaces (Fig. 2), or consisted of greater flexion at the end of carrying loads to low and low intermediate surfaces. Rowe and White (1996), Whittle and Levine (1995), and Callaghan et al. (1999) reported that the mean ranges of lumbar flexion/extension movement during

free gait were respectively 2.3°, 4.2°, and 6.2°. In the present study, mean ranges of 6.58° and 7.31° were identified for free walking, respectively, for experienced and inexperienced subjects, which are compatible with the values reported by the authors mentioned above. However, mean ranges of up to 24.64° and -4.71° were also found for the lumbar range of movement when subjects were carrying loads to low and high surfaces, respectively.

It has long been recognized that postures are used in an exploratory manner to maintain balance when carrying out precise movements. Beginning in the 1960s, studies demonstrated that postural muscles, i.e., from the legs and trunk, are activated earlier than the primary arm muscles (more than 50 ms in advance), when a standing adult is asked to raise an arm (Shumway-Cook and Woollacott, 1995). It has been found that anticipatory postural adjustments counteract and compensate for the perturbing effects of voluntary movements, and that these adjustments are specific to the task performed. They are also predictive of the direction in which the voluntary movement will take place (Commissaris and Toussaint, 1997), and their amplitudes are scaled to the magnitude of the expected perturbation. However, in the present study, the anticipatory movements did not occur milliseconds prior to the voluntary movement, but seconds before it. Moreover, they did not happen in such a way as to counteract the expected movement. Indeed, they occurred to anticipate the onset of and facilitate the intended movement. The adjustments observed here were aimed towards assisting in the final task, since their progressive occurrence over time during the load-carrying task seemed to prevent jerking movements when depositing the loads at the end of the tasks.

Anticipatory actions occur in order to improve movement performance. For example, these actions can be observed during long jumps performed by athletes. As the athletes perform the long jump, they generate trunk

movement to change their center of gravity displacement and improve their jump performance. In this way, they increase the jump length as much as possible (Hay, 1993). Thus, in the present study, trunk movement might also have been used as anticipatory strategies to improve the desired performance.

Different strategies utilized by experienced and inexperienced subjects when performing lifting and lowering tasks have been reported in relevant studies (Authier et al., 1995; Gagnon, 2005). Experienced individuals tend to reduce the distance between the body and the load, regardless of the weight of the boxes handled, whereas inexperienced individuals adjust their strategy only when handling heavier loads. These strategies demonstrated by experienced individuals are intended to reduce the workload imposed on the musculoskeletal system by higher arm levels, and to decrease the inertial movements that are generated when the box is kept distant from the body during handling activities (Authier et al., 1995). The anticipatory movements observed in the present study might also have had the same aim, since the combined center of gravity of the trunk and load was kept closer to the trunk by postponing the time when the load would be moved away from the trunk. Thus, the trunk moves in the same direction in which the load is displaced. Despite this, no difference between the groups regarding the time spent on anticipatory trunk movements was found for any of the tasks performed in the present study. The fact that lifting/lowering may be tasks that are more demanding than load-carrying might, at least in part, explain the absence of differences between the groups in the present results.

Despite the potential facilitating role of the anticipated flexion and extension postures during load-carrying tasks, these movements also represent non-neutral trunk postures. The risk imposed on the spine when non-neutral trunk postures are adopted has long been established (Bernard, 1998). In the present study, mean trunk flexion amplitudes of 25° and trunk extension of 4° were recorded at the end of the load-carrying task, when the subjects were still moving to the low and high surfaces, respectively. This flexion is a borderline value when the safe limits for trunk flexion are considered: Swat and Krzychowicz (1996) stated that 20° of forward trunk flexion could be considered to be a comfort boundary. The attenuating factor here is that these amplitudes only occurred for a few seconds, and just before the end of the tasks. Thus, the anticipated movements might have acted more positively (than negatively), in favor of the biomechanical performance of the final task. However, despite the relatively small amplitudes, the effect of non-neutral postures on spine workload needs to be better understood in real load-handling tasks.

Regarding the speed differences between the load-carrying tasks, both groups were slower when carrying 15 kg than when carrying 7 kg. The need to exert extra force when holding the heavier load influenced the time spent on the carrying tasks. No study investigating the weight effect of the load handled, in relation to the carrying

speed, was found in the pertinent literature. However, it is reasonable to expect that, as the weight of the loads and the consequent effort required for handling/carrying them increase, the speed at which the task is performed decreases. This is usually valid for most human activities. According to Bell and Syrotuik (2004), maximum muscle force can be generated during isometric contractions. However, muscle force decreases with increased speed of muscle shortening, since motor unit activation decreases with increased velocity of the isometric movements. Thus, a movement involving a high degree of force has to be performed at a relatively slow speed.

Different body movements are involved when carrying loads. Although the forces for holding the load are more concentrated in the upper limbs, a considerable effort from the lower limbs is also required during carrying tasks, which might explain the negative relationship between speed of displacement and the load carried in the present study.

Although lifting devices and technological assistance are increasingly available in industrial settings, the service sector is growing fast in industrialized and industrializing countries. Thus, distribution centers and delivery services represent new demands on workers and involve a significant amount of manual handling and carrying activities. Considering that the layout (height of the surfaces) influenced the trunk movements during carrying tasks, ergonomic attention needs to be focused on these activities in the sector service, in order to reduce the potential musculoskeletal risks.

5. Conclusion

The movement strategies when carrying loads were significantly influenced by the heights of the surfaces to which the loads were carried. Longer time was spent on extended trunk postures when the loads were carried to high surfaces, and greater amplitudes of flexion were presented when carrying loads to low surfaces, particularly just before reaching the end of the carrying action. Also, the mean time spent on anticipatory trunk extension was 2.4 times longer than the mean time spent on flexed postures, thus indicating that the effort was scaled according to the task difficulty. Both groups took a longer time to carry the heavier load than the lighter one, and the inexperienced group carried the 15 kg load more slowly than the experienced group did. Finally, although the anticipation of the final movements exposed the trunk to non-neutral postures, their amplitudes were relatively small and seemed to have occurred to facilitate the final tasks.

Acknowledgement

This work was supported by FAPESP and CNPq.

Appendix A. Supplementary materials

Supplementary data associated with this article can be found in the online version at doi:10.1016/j.ergon.2007.10.020.

References

- Authier, M., Gagnon, M., Lortie, M., 1995. Handling techniques: the influence of weight and height for experts and novices. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 1 (3), 262–275.
- Ayoub, M.M., Woldstad, J.C., 1999. Chapter 15: models in manual materials handling. In: Kumar, Shrawan (Ed.), *Biomechanics in Ergonomics*. Taylor & Francis, Philadelphia, USA, pp. 267–305.
- Bell, G.J., Syrotuik, D.G., 2004. Physiology and biochemistry of strength generation and factors limiting strength development in skeletal muscle. In: Kumar, S. (Ed.), *Muscle Strength*. CRC Press, Boca Raton, FL.
- Bernard, B., 1998. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors—A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity, and Low Back*. National Institute for Occupational Safety and Health. Publication No. 97-141.
- Biometrics Ltda, 1997. *Goniometer and torsionmeter operating manual*. Gwent, UK.
- Butler, L.H., Kozey, J.W., 2003. The effect of load and posture on load simulations during a simulated lifting task in female workers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 31, 331–341.
- Callaghan, J.P., Patla, A.E., McGill, S.M., 1999. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics* 14, 203–216.
- Ciriello, V.M., 2001. The effects of box size, vertical distance, and height on lowering tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics* 28, 61–67.
- Ciriello, V.M., Snook, S.H., Hashemi, L., Cotnam, J., 1999. Distributions of manual materials handling task parameters. *International Journal of Industrial Ergonomics* 24, 379–388.
- Commissaris, D.M., Toussaint, H.M., 1997. Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole body lifting task with an object of known weight. *Human Movement Science* 16, 407–431.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., Smith, R., 1997. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture* 2, 6–12.
- Gagnon, M., 2003. The efficacy of training for three manual handling strategies based on the observation of expert and novice workers. *Clinical Biomechanics* 18 (7), 601–611.
- Gagnon, M., 2005. Ergonomic identification and biomechanical evaluation of worker strategies and their validation in a training situation: summary of research. *Clinical Biomechanics* 20, 569–580.
- Gagnon, M., Plamondon, A., Gravel, D., Lortie, M., 1996. Knee movement strategies differentiate expert from novice workers in asymmetrical manual materials handling. *Journal of Biomechanics* 29 (11), 1445–1453.
- Hay, J.G., 1993. *The Biomechanics of Sports Techniques*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Marras, W.S., 2000. Occupational low back disorder causation and control. *Ergonomics* 43 (7), 880–902.
- Noé, F., 2006. Modifications of anticipatory postural adjustments in a rock climbing task: the effect of supporting wall inclination. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16, 336–341.
- Padula, R.S., Coury, H.J.C.G., 2003. Sagittal trunk movements during load carrying activities: a pilot study. *International Journal of Industrial Ergonomics* 32, 181–188.
- Padula, R.S., Coury, H.J.C.G., 2004. Device for analyzing grip forces during handling. In: *Premus 2004: Fifth International Scientific Conference on Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders*. Abstract Book II: 599–600; Zurich.
- Padula, R.S., Souza, V.C., Coury, H.J.C.G., 2006. Types of prehension and wrist movements during load handling. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 10 (1), 29–34.
- Rowe, P.J., White, M., 1996. Three dimensional, lumbar spinal kinematics during gait, following mild musculoskeletal low back pain in nurses. *Gait & Posture* 4, 242–251.
- Saunders, S.W., Schache, A., Rath, D., Hodges, P.W., 2005. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics* 20, 784–793.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H., 1995. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Williams & Wilkins, Baltimore, MD.
- Straker, L.M., 1999. An overview of manual handling injury statistics in western Australia. *International Journal of Industrial Ergonomics* 23, 357–364.
- Swat, K., Krzychowicz, G., 1996. ERGON: computer-aided working posture analysis system for workplace designers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 18, 15–26.
- Whittle, M.W., Levine, D.F., 1995. Sagittal plane motion of the lumbar spine during normal gait. *Gait & Posture* 3, 82.
- Winter, D.A., 1990. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, second ed. Wiley Interscience, New York.

ANEXO VIII

OLIVEIRA AB, SATO TO, SERRÃO FV, COURY HJCG. Association between muscular activity and upper limb posture during lifting with height and weight variation. *Resumo expandido apresentado no XVII Congress of the International Society of Electromyography and Kinesiology, Ontario, Canada, 2008.*

ASSOCIATION BETWEEN MUSCULAR ACTIVITY AND UPPER LIMB POSTURE DURING LIFTING WITH HEIGHT AND WEIGHT VARIATION

Ana Beatriz de Oliveira¹, Tatiana de Oliveira Sato¹, Fábio Viadana Serrão¹ and Helenice Jane Cote Gil Coury¹

¹ Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP, Brazil.
E-mail: bialoliveira@gmail.com Web: www.ufscar.br/~ppgft

INTRODUCTION

Work-related upper limb disorders are common among several worker groups. Although workers performing Manual Material Handling (MMH) are also included in those groups, very little is known about upper limb biomechanics during MMH.

In order to contribute with the understanding on upper limb and MMH, the objective of this study was to evaluate the association between the activity of deltoid muscle and the movement of shoulder abduction, as well as biceps activity and elbow/shoulder flexion during lifting, attempting to weight and height variation.

METHODS

Thirty-two healthy subjects gave their informed consent to participate. Their mean age; height; and weight was 22.6 (± 4.3) years; 1.69 (± 0.04) m; and 68.3 (± 8.7) kg, respectively. EMG and video were recorded during four lifting activities: a box weighting 7 and 15kg was handled from a low shelf (62.5cm) to an intermediate one (102.5cm) and from the intermediate to a high shelf (142.5cm). Surface EMG was recorded from right biceps (BI) and right deltoid (DE) muscles. Active single differential surface electrodes (Model #DE-2.1, DelSys[®]) were attached to the skin using a double-sided interface (DelSys[®]). An adhesive reference pad with diameter of 5 cm was placed on the right wrist.

Electrodes positioning and attachment were defined according to SENIAM. During the experiment the subject's movement in the sagittal (right view) and the frontal plane (posterior view) was recorded at 50Hz using two digital cameras (GR-DV 1800, JVC). Passive markers were used to reconstruct right shoulder abduction (SA), and shoulder SF) and elbow (EF) flexion (Fig. 1).

Kinematics data were digitalized, low-pass filtered at 5Hz, and reconstructed using Ariel Performance Analysis System (APAS[®], Ariel Dynamics) software. The reconstruction of real coordinates was done using direct linear transformation (DLT). EMG data were processed using MatLab[®] (7.0.1, MathWorks). All signals were band-pass filtered using a 4th order and zero-lag Butterworth filter at 20-400 Hz, and then full wave rectified and low-pass filtered at 5 Hz to obtain the linear envelop. At the end of the processing both integrated kinematics and EMG were calculated.

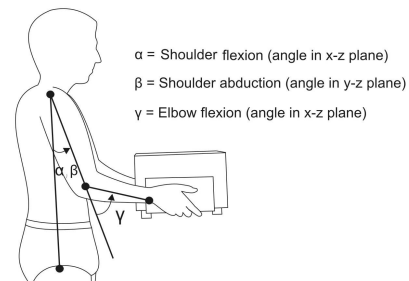


Figure 1: Markers position and angular reconstruction.

The duration of the liftings was compared by 1-way ANOVA. Two-way ANOVA was applied to compare lifting conditions. The

association between integrated EMG and posture was calculated using Pearson Product-Moment Correlation. An alpha level of 0.05 was set for all statistical tests, which were performed using STATISTICA software (5.5, StatSoft).

RESULTS AND DISCUSSION

There were no differences on the duration of lifting, thus the identified differences are not due task duration. BI and DE activity changed ($p < 0.05$) according to weight and height variation. The box weight (heavy) and the shelf height (high) increased EMG for both muscles. Habes et al (1985) and Nielsen et al (1998) also found similar data regarding height variation. SA and SF had significant change only due height. Lifting to high surface was associated with higher ROM. On the other hand, EF significantly changed only due weight variation.

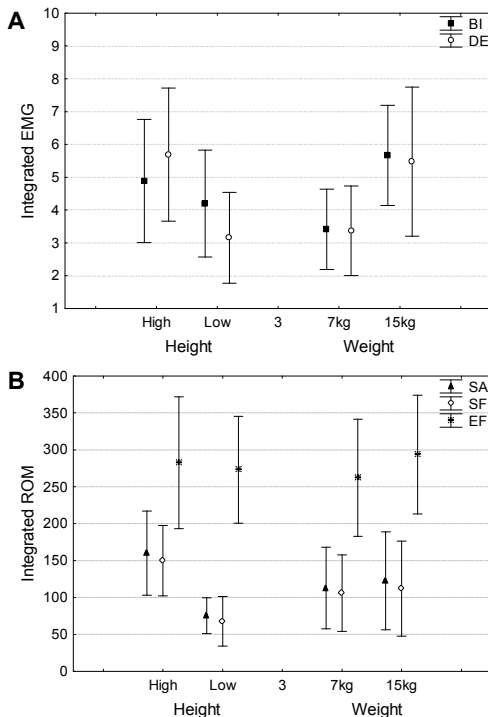


Figure 2: Mean (± 1 SD) for EMG (A) and posture (B) for each weight and height lifting condition. BI=biceps; DE=deltoid; SA=shoulder abduction; SF=shoulder flexion; EF=elbow flexion.

Table 1 presents p and r values for the correlation test applied for each condition. There was weak/moderate correlation for 9 of the 12 comparisons of EMG and upper limb postures analyzed. The correlation was not constant for all conditions, except for the association of BI and EF. For this test, moderate correlation was identified for all conditions. This result can be explained by the fact that BI is the main muscle responsible for EF. Furthermore the variation of EF across conditions was very small (Fig. 2). This result was not observed for SA and SF. Lifting height had a significant effect on these movements and it was important in determining correlation.

Table 1: r and p values for each weight (W) and height (H) lifting condition.

W	H	DE x AS		BI x SF		BI x EF	
		r	p	r	p	r	p
7kg	HS	0,40	0,02*	0,39	0,03*	0,59	0,00*
	LS	0,57	0,00*	0,18	0,31	0,67	0,00*
15kg	HS	0,28	0,13	0,44	0,01*	0,64	0,00*
	LS	0,44	0,01*	0,27	0,14	0,63	0,00*

SUMMARY/CONCLUSIONS

Only weak/moderate association was identified between upper limb EMG and posture. A pattern across conditions was not observed, except for biceps and elbow posture. Upper limb seems to be influenced by task parameters, particularly height of surface. This fact should be considered when planning or assessing MMH activities.

REFERENCES

- Habes, D., Carlson, W., Badger, D. (1985). *Ergonomics*, **28**, 471-88.
 Nielsen, P.K., Andersen, L., Jørgensen, K. (1998). *Ergonomics*, **29**, 445-50.

ACKNOWLEDGEMENTS

This study was supported by Fapesp.

ANEXO IX

CARNAZ L, OLIVEIRA AB, SATO TO, COURY HJCG, HANSON, G-Å. Effects of sensor, trial and knee joint variables in electrogoniometric gait recordings. *Artigo aceito para publicação na REVISTA BRASILEIRA DE FISIOTERAPIA, 12.6, 2008.*

São Carlos, 18 de Setembro de 2008.

Prezados(as) Senhores(as)

Informamos V.Sas. que o manuscrito nº S-241 (224/2007), título “**Effects of sensor, trial and knee joint variables in electrogoniometric gait recordings**” de: *Letícia Carnaz, Ana Beatriz de Oliveira, Tatiana de Oliveira Sato, Helenice Jane Cote Gil Coury e Gert-Ake Hanson*, foi aceito para publicação na Revista Brasileira de Fisioterapia em 10/09/2008 para o volume 12.6.

Atenciosamente.

Tania de Fatima Salvini
Revista Brasileira de Fisioterapia
Editora

EFFECTS OF SENSOR, TRIAL AND KNEE JOINT VARIABLES IN
ELECTROGONIOMETRIC GAIT RECORDINGS

EFEITOS DAS VARIÁVEIS SENSOR, COLETA E ARTICULAÇÃO DO JOELHO NOS
REGISTROS ELETROGONIOMÉTRICOS DA MARCHA

LETÍCIA CARNAZ¹, ANA BEATRIZ DE OLIVEIRA¹, TATIANA DE OLIVEIRA SATO¹,
HELENICE JANE COTE GIL COURY¹, GERT-AKE HANSON²

¹ Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP - Brasil

² Departamento de Medicina Ocupacional e Ambiental, Universidade –Hospital, Lund, Suécia

Título curto: Fontes de variação nos registros eletrogoniométricos da marcha.

Running title: Sources of variation in electrogoniometric gait recordings.

Palavras chave: movimento, erro de medida, marcha.

Key words: movement, measurement error, gait.

Correspondence to: Helenice Jane Cote Gil Coury

Departamento de Fisioterapia, UFSCar

Rodovia Washington Luis, Km 235, CP 676, CEP 13565-905, São Carlos-SP

e-mail: helenice@power.ufscar.br

Abstract

Introduction: Different sources of variation, such as electrogoniometer characteristics and procedures, can affect the accuracy and precision of movement measurements during gait.

Objective: To quantify the variations and compare the effects produced by different sources of variation in electrogoniometric gait recordings: the sensors, procedures (consecutive trials) and knee joint. **Method:** Knee flexion/extension and valgus/varus movements were recorded during treadmill walking. The recordings were partitioned into strides and normalized in time using a routine developed in MatLab. Mean curves for the knee during gait were derived from 50 strides, and seven conditions were evaluated: one comparing pairs of sensors; two comparing pairs of different trials (including variations due to sensors); and four comparing the right and left knees (including variations due to sensors and trials). Mean standard deviations of the differences were calculated. To estimate the variations relating to the trial and knee joint, the compound standard deviations were transformed into variances and split into their components. **Results:** The variation introduced by pairs of sensors in the same model applied in one trial was smaller than the variation introduced by the same sensor used in two consecutive trials. Furthermore, the variation introduced by the difference between the right and left knees was greater than the variation introduced by the difference between sensors (A and B) and trials (1 and 2). **Conclusions:** It is therefore preferable to use different sensors in the same data recording (simultaneous) than use the same sensor in two different recordings (consecutive).

Resumo

Contextualização: Diferentes fontes de variação, tais como características do eletrogoniômetro e procedimentos, podem afetar a acurácia e precisão das medidas do movimento durante a marcha. Objetivo: Quantificar a variação e comparar o efeito das diferentes fontes de variação nos registros eletrogoniométricos da marcha: os sensores, os procedimentos (coletas consecutivas) e a articulação do joelho. Método: Movimentos de flexo-extensão e valgo-varo do joelho foram registrados durante a caminhada na esteira. Os registros foram divididos em passadas e normalizados no tempo usando uma rotina desenvolvida em MatLab. As curvas médias do joelho durante a marcha foram derivadas de 50 passadas, e sete condições foram avaliadas: uma para comparar dois sensores; duas para comparar duas diferentes coletas (incluindo a variação do sensor), e quatro para comparar os joelhos direito e esquerdo (incluindo a variação dos sensores e coletas). Os desvios padrão médios das diferenças foram calculados. Para estimar as variações devido as coletas e a articulação do joelho, os desvios padrão compostos foram transformados em variâncias e seus componentes isolados. Resultados: A variação introduzida por dois sensores do mesmo modelo aplicados em uma coleta foi menor do que a variação introduzida pelo mesmo sensor usado em duas coletas consecutivas. Ainda, a variação introduzida pela diferença entre os joelhos direito e esquerdo foi maior do que a variação introduzida pela diferença entre os sensores (A e B) e as coletas (1 e 2). Conclusões: Assim, é preferível usar diferentes sensores na mesma coleta de dados (simultânea) do que usar o mesmo sensor em dois registros diferentes (consecutivos).

Introduction

Physiotherapists require quantitative, reliable and precise methods for evaluating impairments, disabilities and handicaps and also for determining rehabilitation outcomes. Because of the feasibility of flexible electrogoniometers, they have been used for recording functional movements¹⁻⁶. However, different sources of variation can affect the accuracy and precision of the measurements. Such as the different characteristics of particular goniometers, misalignment of the endblocks relative to the planes of movement, limited reproducibility of the application of the endblocks, vague definition that might lead to imprecise recordings of the reference position⁷⁻⁹, and differences between bilateral joints, such as the knees during normal gait^{10,11}.

Several studies have analyzed the different sources of variation which can affect wrist and forearm electrogoniometric recordings^{7,12}. Nevertheless, few studies have applied the flexible electrogoniometer for evaluating gait, and none of them has evaluated the sources of variation in this application.

Thus, to estimate the variation coming from several sources on electrogoniometric gait recordings, particularly sensors, procedures and knee joints, different ways for isolating each effect should be considered. One possibility for determining the effect of the sensors would be to record the same knee, using different sensors in the same trial (e.g. two goniometers of similar model, attached to each other by double-sided adhesive tape), i.e. simultaneous measurements. To evaluate the difference between right and left knee movements, data collection could be simultaneous using different sensors, or consecutive using the same sensor. Thus, it would be possible to decide whether it is preferable to use different sensors in the same data recording (simultaneous) or the same sensor in two different recordings (consecutive), in order to achieve the smallest variation.

Thus, the objective of this study was to quantify the variations and compare the effects produced by different sources of variation in electrogoniometric gait recordings: the sensors, procedures (trials) and knee joint.

Methods

Subjects - Eight healthy males (age 21.6 ± 3.5 years; height 170 ± 3 cm; weight 66.4 ± 7.0 kg) participated in the study. They did not present any musculoskeletal injuries, balance disorders or symptoms. Subjects presenting any lower-limb postural deviation were excluded in order to ensure that only subjects presenting symmetrical lower limbs were included. Furthermore, since electrogoniometer recordings are anthropometry-dependent, the subjects were selected within the height range of 165-175 cm. Sixty healthy males were evaluated to select the eight subjects who were finally included, since it was very difficult to find subjects with our strict inclusion criteria. This study was developed with approval from the Federal University of São Carlos Ethics Committee for Human Investigation (Protocol 035/04) and the subjects signed a consent form.

Equipment - Knee flexion/extension (F/E) and valgus/varus (V/V) movements were recorded using two biaxial flexible electrogoniometers (M110, Biometrics Ltd., Gwent, UK) and an acquisition unit (Data Logger 1001, Biometrics Ltd.). The two sensors were named A and B. The sampling frequency was 1000 Hz.

Procedures – For two of the three trials, bilateral recordings of F/E and V/V were performed; one of the goniometers (A or B) was fixed to the shaved lateral face of each knee with the subjects standing in anatomical position. The center of the inter-joint line was taken to be the common reference for the leg and thigh. The center of the sensor spring was coincident with this line, and the endblocks were aligned over the axis of the thigh and leg,

with the greater trochanter and lateral malleolus as the reference points (Figure 1). To avoid kinematic crosstalk, the aim in the alignment was to take the “true” flexion axis¹³. A single physiotherapist was responsible for attaching the sensors. The area to receive the sensors was marked out using a dermatographic pen, to allow precise reproduction of the attachments in the subsequent trials. The knee angles when standing were taken to be the reference position and the recordings of these angles were subtracted from the subsequent gait recordings. For the third trial, the goniometers were fixed to one another using double-sided adhesive tape (Figure 1) and were attached to the right knee.

Insert Figure 1 about here

Three gait trials were performed on each subject. The first trial was done with sensor A on the left knee (recording AL1) and sensor B on the right knee (BR1); the second trial was done with sensor A on the right knee (AR2) and sensor B on the left knee (BL2); and the third trial was done with both sensors (A and B) on the right knee (AR3 and BR3, respectively). The sequence of the trials was randomized between the subjects and there was a five-minute break between trials. For each trial, after recording the reference position, the subjects were gradually familiarized with a treadmill, walking at 5.0 km/h, and knee movements were recorded for 90s.

A pilot test had previously been conducted to investigate the effects from varying the positioning of the goniometer. The same trained physiotherapist performed palpation and attached the goniometer to the subject’s knee twice. The maximum variation due to sensor replacement was 1.1° for F/E and 3.6° for V/V movements. Schwartz et al.¹⁴ evaluated a

similar effect and, although these authors did not show these results explicitly, it can be inferred from their graphs that they found errors $\leq 4^\circ$ for F/E and $\leq 2^\circ$ for V/V movements.

Data Analysis – Data processing was performed using a routine developed in MatLab version 6.5 (MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Through this routine, all the data were filtered using a low-pass, second-order, zero-lag Butterworth filter at 10 Hz. The recording was partitioned into strides, which were defined as the time between two consecutive heel strikes. The heel strike was taken to be the first minimum after a maximum flexion¹⁵. The central 50 strides (corresponding to about 60s of recording) for each knee were selected, and were normalized in time for both F/E and V/V, represented by 101 data points (one for each percent of the stride). Mean F/E and V/V curves were derived from these 50 strides, and were used for the subsequent analysis.

From these data, seven differences were calculated: one comparing sensors A and B (AR3-BR3); two measurements comparing trials 1 and 2 (including the variation due to the sensor: BR1-AR2 and AL1-BL2); and four measurements comparing the right and left knees (including the variation due to the sensor: BR1-AL1 and AR2-BL2; and the variation due to the trial: AR2-AL1 and BR1-BL2).

For each comparison described above, the mean value of the difference between the two curves for the 101 points was calculated. This value was taken to be the offset and was subtracted from each of the 101 points on one curve. Hence, any systematic shift in F/E and V/V, between the two recordings compared, was disregarded.

After offset subtraction, the mean standard deviation (SD) between the two knee curves was calculated, to obtain a summary measurement of the difference, using the formula below¹⁶.

$$SD_{mean} = \left(\frac{\sum_{i=1}^k SD_i^2}{k} \right)^{\frac{1}{2}}$$

where SD_{mean} is the mean of the individual point - by - point standard deviation values across all instants ($k = 101$) that make up the curve, and SD_i is the standard deviation value for the i th instant.

The standard deviations obtained were used to estimate the size of the different sources of variation. Since the variations due to sensor, trial and knee joint can be regarded as independent, their contributions to the compound variations are cumulative, provided that the variations are expressed as variances. Thus, a hierarchic analysis of variance was applied; the SDs were squared, i.e. transformed into variances, and calculated for each subject and movement (F/E and V/V), separately. The variance due to sensor was directly extracted from condition AR3-BR3; the variance due to trial was derived by subtracting the variance due to sensor, from the variance due to trial plus sensor (BR1-AR2 and AL1-BL2), and the mean value of these two estimates was used; the variance due to knee joint was derived by subtracting the variance due to sensor, from the variance due to knee joint plus sensor (BR1-AL1 and AR2-BL2), and by subtracting the variance due to trial, from the variance due to knee joint plus trial (AR2-AL1 and BR1-BL2), the mean value of these four estimates was used. The SDs (i.e. the square root of the variances) were then calculated and presented in tables and figures (cf. Figure 2 and 3). Since the data, depicted in Figure 4, did not present normal distribution, the Kruskal-Wallis test was run to evaluate the differences in F/E and V/V related to the sensor, trial and knee joint conditions. The post-hoc Dunn test was applied when statistical differences were identified.

Results

The eight subjects and the three trials presented on average a peak amplitude of 53.3° (SD 1.5°) for F/E, with a peak flexion of 56.2° (1.6°) and peak extension of 2.9° (1.3°). The V/V movements were smaller: a peak amplitude of 12.0° (1.7°), peak valgus of 9.5° (2.7°) and peak varus of -2.5° (1.5°). The flexion and valgus peaks were reached during the swing phase and the extension and varus peaks occurred during the stance phase.

Figures 2 and 3 show the difference curves, for each subject and comparison. For all comparisons, the variation was generally higher for V/V than for F/E. For both F/E and V/V, and for all comparisons, the differences were more pronounced during the swing phase, i.e. 60–100% of stride. Sensor comparisons (AR3-BR3) for both F/E and V/V movements presented smaller deviations from zero values and the knee curves (plus sensor and plus trial) showed larger deviations from zero, especially for V/V movements. Some subjects showed a difference between the knee joints, which, for all combinations of knee joint plus trial and knee joint plus sensor, was obvious in the graphs. For example, Fig. 3 shows that, at the beginning of the swing phase (at about 70% of stride), the valgus angle for the right knee is about 15° greater than for the left knee for subject 7. A difference of similar size, but in the reverse direction and somewhat later in the swing phase, can be seen for subject 1.

Insert Figures 2 and 3 about here

All sources of variation, presented as SDs, are plotted in Figure 4. In general, the sensors represented the smallest source of variation for both F/E and V/V. Variation due to the trial showed values with greater fluctuation than did the variation due to the sensor. For F/E, these variations were roughly at the same level, while for V/V, the variation due to the trial was lower than the variation due to the sensor, for most of the subjects. As expected, the

variation due to the trial plus the sensor was higher than the variation due to either the sensor or the trial alone, except for a few instances caused by random effects. The variations due to knee joints presented higher values and were generally considerably higher for V/V than for F/E. Of course, the combined variations (knee joint plus sensor and knee joint plus trial) were greater than the knee joint variations alone. However, these differences were small, especially for V/V, i.e. the relative influence of sensor and trial on the recording of the knee joint variation was small.

Insert Figure 4 about here

Table 1 shows that, for F/E, the variation due to the sensor was smaller than the variation due to the trial (statistically non-significant), while the variation due to the knee joint was greater than the variation due to the trial, and significantly greater than the variation due to the sensor ($P<0.05$). For V/V, the variation due to the trial showed the smallest value and the variation due to the knee joint was significantly greater than the variation due to the sensor ($P<0.05$) and the trial ($P<0.05$).

Insert Table 1 about here

Discussion

The knee joint variable had more influence in determining variation in the results than did the sensor and trial variables, for most of the subjects. Furthermore, the variation was much greater between the knee joints for V/V than for F/E movements. For all sources, the variation was generally greater for the swing phase than for the stance phase.

Individual sensors of the same model can produce different outcomes in a jig, where no other source of variation that would usually be present in functional situations can occur. Shiratsu and Coury⁹ reported up to 3° difference between individual sensors (Biometrics Ltd.; XM150B) attached to a jig that reproduced full-range amplitudes for F/E movements and

deviations. In the present study, the variations (in SD) introduced by the sensors ranged from 0.48° to 0.76° . Considering the different measurements for characterizing the differences between sensors, this is consistent with the above mentioned study, thus indicating that this source has a small effect on knee joint measurements during walking. However, some crosstalk effect from the sensors can be expected.

Crosstalk, i.e. erroneous recordings of V/V movements during F/E movements, and vice versa, can occur for three reasons: (1) mechanical deviations in the geometrical properties of the goniometer sensing elements; (2) misalignment of one of the endblocks, resulting in axial rotation of the goniometer; or (3) mounting the goniometer outside of the principal plane of the movement. The *first type of crosstalk* is an inherent property (fingerprint) of the particular goniometer and is of significance only for high F/E angles. This error presumably contributes towards the difference between the sensors observed in the V/V movements during high flexion movements, i.e. during the swing phase. The *second type of crosstalk* will occur if the endblock on the shank is not aligned with the sagittal plane. In this case, pure F/E movements will cause an erroneous recording of V/V that is proportional to the F/E amplitude⁷. Prior awareness of this potential source of error was the reason for the strict and careful attachment of the endblocks ensured in the present study. However, for comparisons between the knee joints, the effect of sensor positioning cannot be disregarded. The *third source of crosstalk* will occur if both endblocks are misaligned in relation to the sagittal plane. If the goniometer were to be placed in the frontal plane, i.e. at the front or back of the knee (although in reality this position is not practically possible), the F/E angle would appear in the channel that would record the V/V angle if the goniometer were to be placed in the sagittal plane. Hence, placing the goniometers in any plane that is intermediate between the sagittal and frontal planes will result in crosstalk. For example, to obtain an erroneous

recording of 12° of V/V with an F/E range of 56°, a misalignment of 26° of one of the endblocks is required¹².

Another source of variation is the occurrence of *soft tissue artifacts* due to the relative displacement between the electrogoniometer attachments and the anatomical reference points that are used to represent the joint angle in the static position^{8,17,18}. Moreover, any angular differences between the endblocks will be compensated by recording a reference position (and subtracting the F/E and V/V angles from the subsequent recordings), as long as these angular differences do not change. One possibility for reducing the influence of local changes is to perform “spatial averaging” by applying a plate or ruler over the thigh and the shank⁸.

The repeatability of knee movements is clearly dependent on joint stability and adaptability¹⁹. Moreover, as the V/V range of movement is small²⁰⁻²³, it can be strongly influenced by individual anatomical and functional characteristics^{24,25}. Individual characteristics, which were analyzed here as knee joint variation, introduced the highest source of variation. However, these results must be carefully interpreted, as this knee joint variation is close to the variation due to the positioning of the goniometer (as presented in the Methods section). Other different individual characteristics are considered to have an influence on gait kinematics. Among these are age and gender²⁶⁻³⁰, which were controlled for in the present study. Furthermore, lateral dominance has been considered to have some influence on gait kinematics, although this issue still remains controversial^{27,29,30}.

Finally, this manuscript has provided guidelines to identify the sources of variation in electrogoniometric recordings of knee during gait, and suggested methodological alternatives to isolate and correct these sources of variation.

Conclusions

The variation introduced by two separate sensors of the same model applied in one trial was smaller than the variation introduced by recording movements in two consecutive trials using the same sensor, with regard to recording knee movements during walking. Nevertheless, the variation introduced by the difference between knee joints was greater than the variations promoted by sensors and trials, and this difference was within the variation due to sensor repositioning. Thus, it is preferable to use different sensors in the same data recording (simultaneous) than use the same sensor in two different recordings (consecutive).

Acknowledgement

FAPESP process numbers: 05/59349-6; 05/53804-3; 04/15579-5; 04/07207-0.

References

1. Smutz P, Serina E, Rempel D. A system for evaluating the effect of keyboard design on force, posture, comfort, and productivity. *Ergonomics*. 1994; 37: 1649-1660.
2. Åkesson I, Hansson G-Å, Balogh I, Moritz U, Skerfving S. Quantifying work load in neck, shoulders and wrists in female dentists. *Int Arch Occup Environ Health*. 1997; 69: 461-474.
3. Rowe PJ, Myles CM, Walker C, Nutton R. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait Posture*. 2000; 12: 143-155.
4. Hansson G-Å, Balogh I, Byström JU, Ohlsson K, Nordander C, Asterland P, Sjölander S, Rylander L, Winkel J, Skerfving S. Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and movements of the head, upper back, arms and hands. *Scand J Work Environ Health*. 2001; 27: 30-40.

5. Juul-Kristensen B, Hansson G-Å, Fallentin N, Andersen JH, Ekdahl C. Assessment of work postures and movements using a video-based observation method and direct technical measurements. *Appl Ergon.* 2001; 32: 517-524.
6. Arvidsson I, Hansson G-Å, Mathiassen SE, Skerfving S. Neck postures in air traffic controllers with and without neck/shoulder disorders. *Appl Ergon.* 2008; 39: 255-260.
7. Hansson G-Å, Balogh I, Ohlsson K, Rylander L, Skerfving S. Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. *J Electromyogr Kinesiol.* 1996; 6: 23-35.
8. Rowe PJ, Myles CM, Hillmann SJ, Hazlewood ME. Validation of flexible electrogoniometry as a measure of joint kinematics. *Physiotherapy.* 2001; 87: 479-88.
9. Shiratsu A, Coury HJCG. Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin Biomech.* 2003; 18: 682-684.
10. Hannah RE, Morrison JB, Chapman AE. Kinematic symmetry of the lower limbs. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984; 65: 155-158.
11. Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, André JM. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait Posture.* 2002; 16: 304-312.
12. Hansson G-Å, Balogh I, Ohlsson K, Skerfving S. Measurements of wrist and forearm positions and movements: effect of, and compensation for, goniometer crosstalk. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004; 14: 355-67.

13. Coury HJCG, Brasileiro JS, Salvini TF, Poletto PR, Carnaz L, Hansson G-Å. Change in knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training for quadriceps in subjects submitted to anterior cruciate ligament reconstruction. *Gait Posture*. 2006; 24: 370-374.
14. Schwartz H, Trost JP, Wervey RA. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*. 2004; 20: 196-203.
15. Winter DA. Kinematic and kinetic pattern in human gait: variability and compensating effects. *Hum Mov Sci*. 1984; 3: 51-76.
16. James CR. Considerations of movement variability in biomechanics research. In: Stergiou N. *Innovative analysis of human movement*. 1^a ed. Champaign: Human Kinetics; 2004. p. 29-62.
17. Isacson J, Gransberg L, Knutsson E. Three-dimensional electrogoniometric gait recording. *J Biomech*. 1986; 8:627-635.
18. Ishii Y, Terajima K, Terashima S, Koga Y. Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation. *Clin Orthop*. 1997; 343: 144-150.
19. Heiderscheit BC. Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech*. 2000; 16: 419-27.
20. Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer RN. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech*. 1983; 16: 219-233.
21. Xue LM, Bo L, Bo Deng, Shi MZ. Normal six-degree-of-freedom motions of knee joint during level walking. *J Biomech Eng*. 1996; 118: 258-261.
22. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Lundberg A, Nigg BM, Murphy N, Stacoff A, Stano A. Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait Posture*. 1997; 6: 98-109.

23. Benoit D, Ramse, DK, Lamontagne M, Xu L, Wretenberg P, Renstrom P. In vivo knee kinematics during gait reveals new rotation profiles and smaller translations. *Clin Orthop Relat Res.* 2007; 454: 81-88.
24. Ramsey DK, Wretenberg PF. Biomechanics of the knee: methodological considerations in the vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech.* 1999; 14: 595-611.
25. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech.* 2006; 22: 41-50.
26. Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt GL, Chao EYS, Walker M. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J Bone Joint Surg.* 1970; 52: 775-790.
27. Gundersen LA, Valle DR, Barr AE, Danoff JV, Stanhope SJ, Snyder-Mackler L. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of relationship between lateral dominance and symmetry. *Phys Ther.* 1989; 69: 640-50.
28. Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech.* 1998; 13: 204-215.
29. Maupas E, Paysant J, Martinet N, André JM. Asymmetry leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. *Clin Biomech.* 1999; 14: 403-411.
30. Sadegui H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture.* 2000; 12: 34-45.

Table 1. Variations (SD; °) due to sensor, trial and knee joint. Mean values relating to eight males are shown, for both flexion/extension and valgus/varus movements. Non-parametric analysis of variance was applied, and if the results were significant ($p < 0.05$), the Dunn test was applied to test for significant differences (*) between sensor, trial and knee joint.

		sensor	trial	knee joint	
Flexion/Extension	Mean SD	0.48	0.72	1.05	
	Dunn test	<i>sensor</i>	-	NS	*
		<i>trial</i>	NS	-	NS
Valgus/Varus	Mean SD	0.76	0.54	2.22	
	Dunn test	<i>sensor</i>	-	NS	*
		<i>trial</i>	NS	-	*

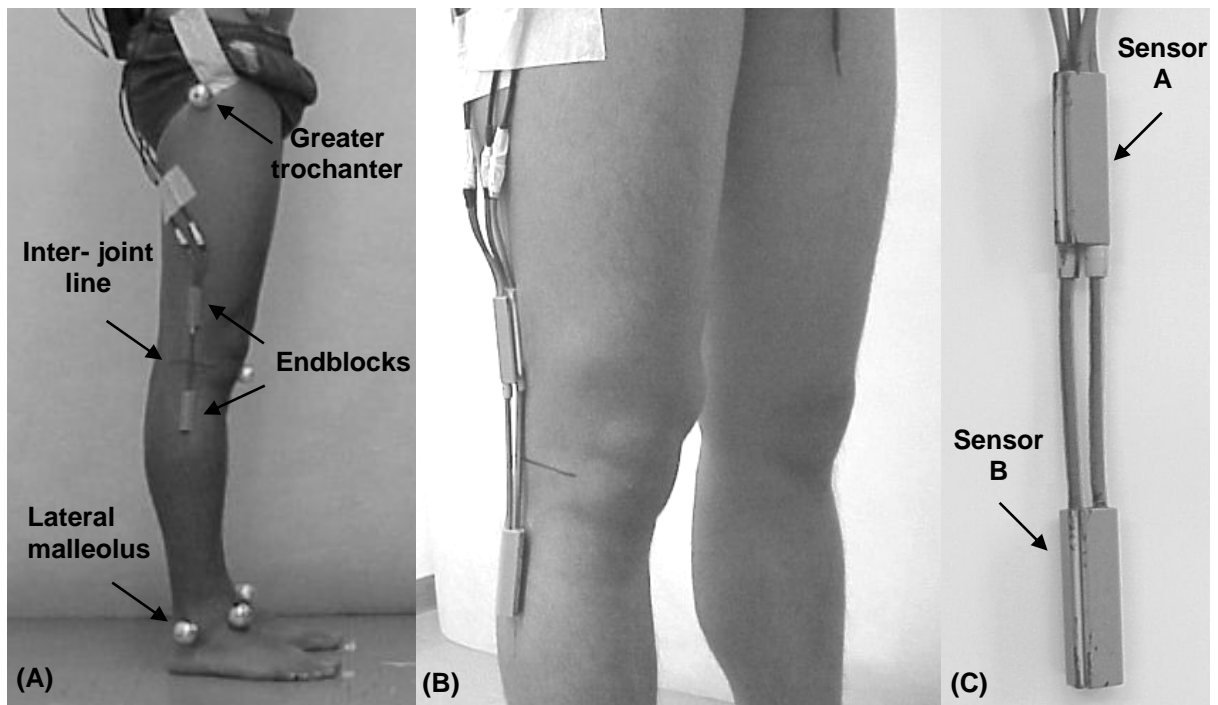


Figure 1. (A) Electrogoniometer attachment in the first and second trials; (B) and (C) Sensors A and B attached to each other, for attachment to the right knee in the third trial.

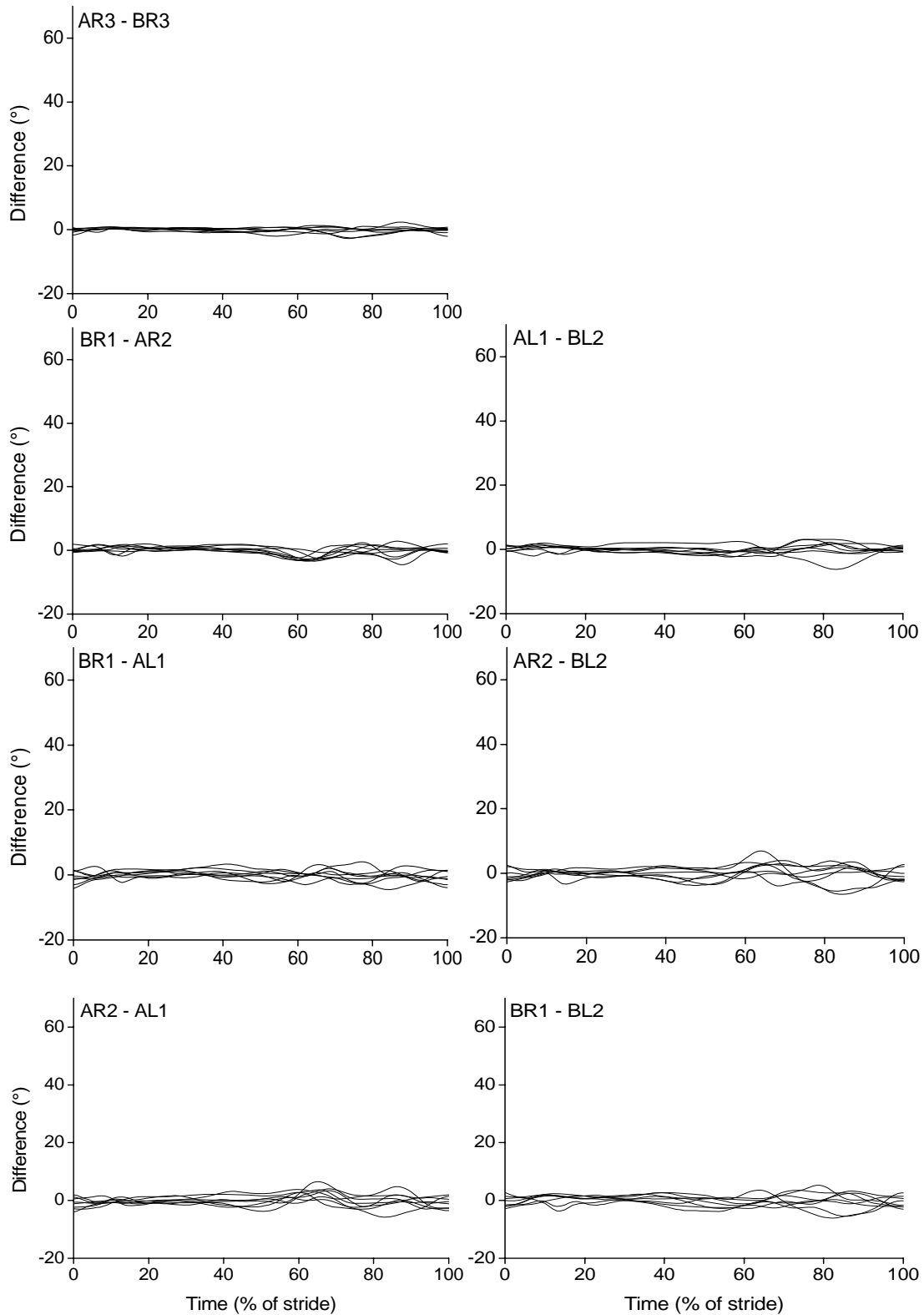


Figure 2. Difference curve graphs for all subjects, relating to each comparison of knee flexion-extension during gait.

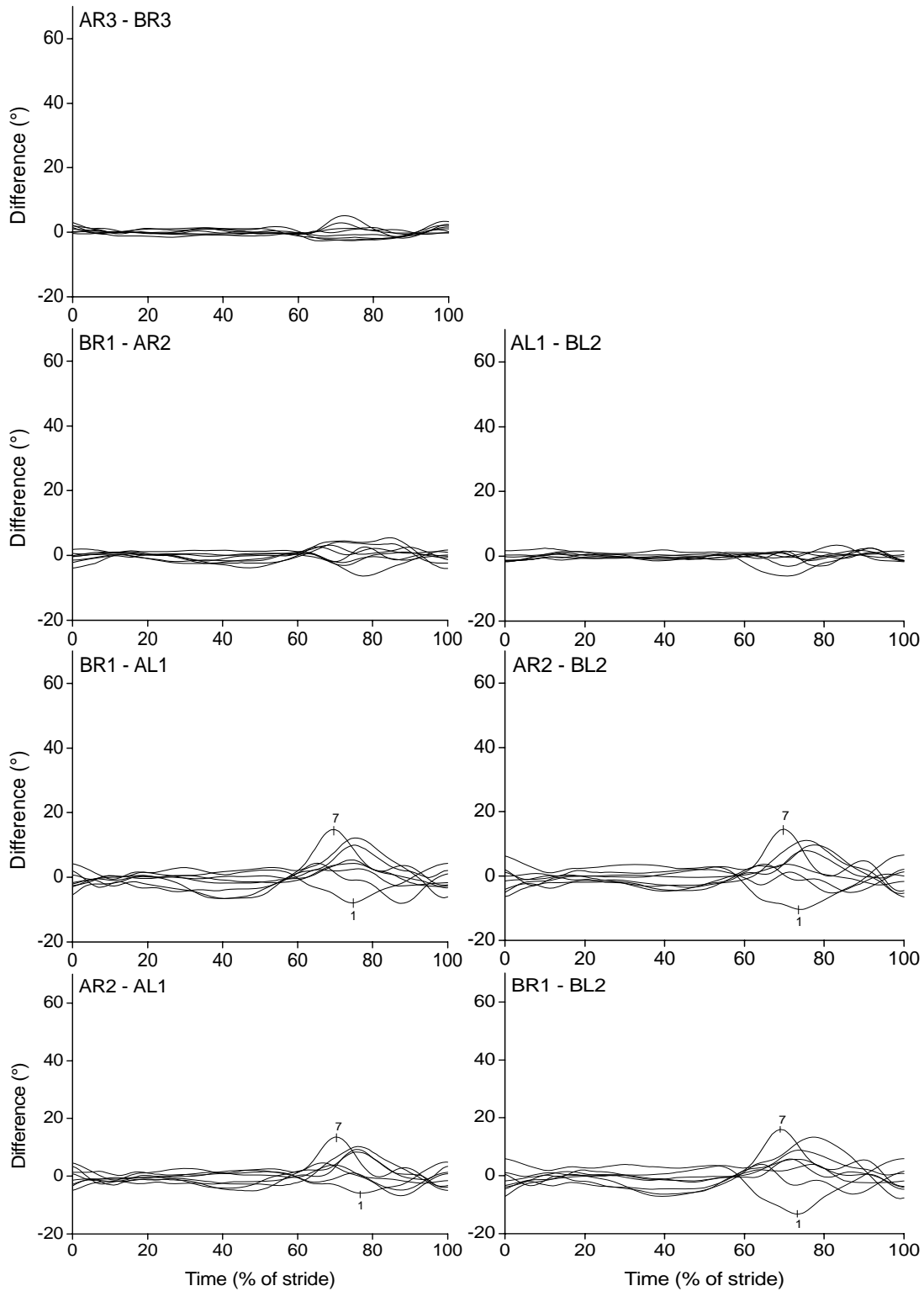


Figure 3. Difference curve graphs for all subjects, relating to each comparison of knee valgus- varus during gait. In the comparisons of the knee joint (knee joint plus sensor and knee joint plus trial), it can be seen that subjects 1 and 7 presented marked differences.

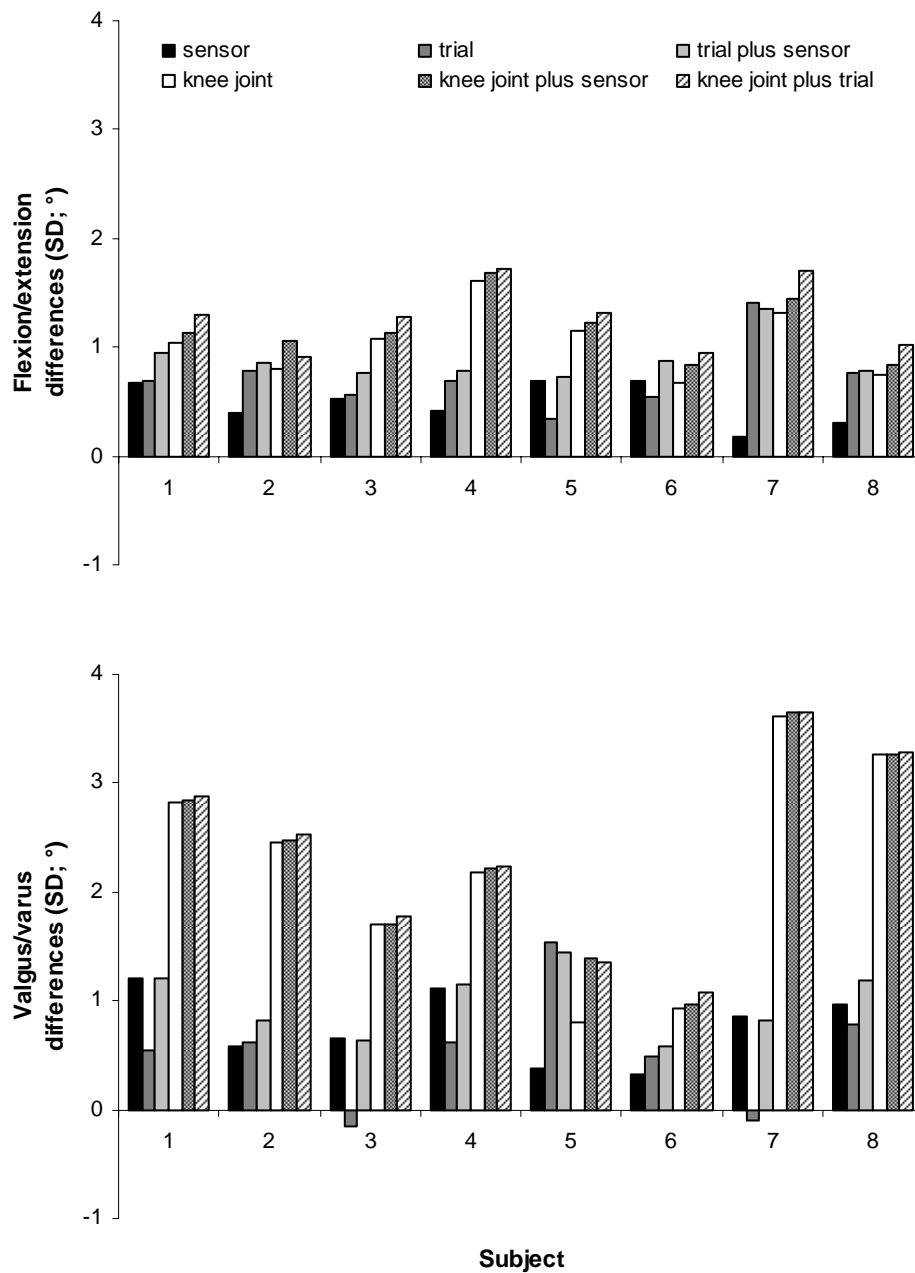


Figure 4. Compound variations (trial plus sensor, knee joint plus sensor and knee joint plus trial) and separate variations (sensor, trial and knee joint) variations in flexion/extension and valgus/varus for each subject (SD; °).

ANEXO X

OLIVEIRA AB, VINGÅRD E, COURY HJCG. Sintomas musculoesqueléticos e fatores de risco físicos e psicossociais entre funcionários administrativos do setor público. *Artigo apresentado no XV CONGRESSO BRASILEIRO DE ERGONOMIA, Porto Seguro, Bahia, 2008.*

SINTOMAS MUSCULOESQUELÉTICOS E FATORES DE RISCO FÍSICOS E PSICOSSOCIAIS ENTRE FUNCIONÁRIOS ADMINISTRATIVOS DO SETOR PÚBLICO

Ana Beatriz de Oliveira¹, Eva Vingård², Helenice J. C. Gil Coury¹

¹Departamento de Fisioterapia / Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, São Paulo, Brasil

²Departamento de Ciências Médicas, Medicina Ocupacional e Ambiental / Universidade de Uppsala, Uppsala, Suécia
Email: biaoliveira@gmail.com

Palavras-chave: sintomas musculoesqueléticos, questionário Nórdico, fator de risco.

Para contribuir com informação a respeito da saúde musculoesquelética dos trabalhadores do setor público e fatores de risco associados, 57 trabalhadores administrativos da universidade foram avaliados. Eles responderam ao Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares, à versão resumida da Escala de Estresse no Trabalho e à Escala de Bem Estar no Trabalho. Foi observada alta prevalência de sintomas em diversas regiões corporais. A região mais afetada foi a coluna lombar, seguida pelos membros superiores, o que pode estar associado à postura sentada e posturas inadequadas resultado das más condições de trabalho. A avaliação dos fatores psicossociais indicou baixo controle para 47% dos trabalhadores, mas a maioria apresentou compromisso satisfação média ou alta com o trabalho. A organização do serviço público pode ser um fator importante nos resultados encontrados.

Keywords: musculoskeletal symptoms, Nordic questionnaire, risk factor.

In order to contribute with information about musculoskeletal health of workers of the public sector, 57 administrative workers of the university were assessed. They answered the Nordic Musculoskeletal Questionnaire, the short-version of the Job Content Questionnaire and the Work-Engagement Scale. Workers presented a high prevalence of symptoms in several body regions. The most affected region was the low back followed by upper limbs. It may be related to the seated and awkward postures due to bad work conditions. Psychosocial assessment showed lack of control for 47% of workers but most workers has medium or high work-engagement. Public service organization may be an important factor on those results as well as on ergonomics issues.

1. INTRODUÇÃO

O ambiente de trabalho está sempre em evolução. A introdução de novas tecnologias e a rápida mudança nas estratégias de marketing e produção influenciaram o volume de trabalho e a necessidade de esquemas mais flexíveis (KUORINKA, 1998). O desenvolvimento da tecnologia de informação mudou as condições de trabalho. Atualmente, grande parte das atividades realizadas em ambientes ocupacionais envolve o uso do computador. Também é possível se observar um aumento no tempo gasto para realização das tarefas (ARVIDSSON et al, 2006).

Embora poucos países da América Latina possuam um registro sistemático de dados específicos com relação às desordens musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho, países mais industrializados têm publicado um aumento expressivo destas desordens (GIL COURY, 2005). Segundo BLATTER e BONGERS (2002) o novo contexto de trabalho coincide com o aumento das desordens musculoesqueléticas, sobretudo na região cervical e dos membros superiores e, para COOK et al (2004), as desordens musculoesqueléticas relacionadas ao uso do computador têm sido relatadas tanto na

extremidade proximal como na extremidade distal do membro superior. SILVERSTEIN et al (1998) encontraram maiores incidências de desordens musculoesqueléticas nas regiões do punho e mão. O uso do mouse, em pelo menos 50% do tempo de trabalho, foi significativamente associado à maior incidência de lesão (JENSEN et al, 2002). Dentre os fatores físicos necessários para o desenvolvimento das desordens musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho podem ser citados: tempo insuficiente para a recuperação tecidual, alta repetição da tarefa, posturas inadequadas e desempenho excessivo de força (SILVERSTEIN et al, 1996). Além dos fatores físicos há evidência científica de que os fatores psicossociais estão relacionados ao desenvolvimento de lesões músculo-esquelética (NIOSH, 1997). Estes fatores compreendem estresse emocional e cognitivo relacionados a tarefas ocupacionais, relações sociais, fatores psicológicos individuais e relacionados à administração (WESTGAARD e WINKEL, 1997). O fator psicossocial no trabalho também pode ser resumidamente interpretado como a percepção ou convicção do trabalhador a respeito da forma na qual o

trabalho é organizado (BUCKLE e DEVEREUX, 2002). Estes fatores podem influenciar a sobrecarga biomecânica ou as reações ao estresse no ambiente de trabalho (JOSEPHSON et al, 1999). Ainda, podem influenciar a saúde músculo-esquelética independentemente da exposição mecânica e, desta forma, estes fatores devem ser considerados em uma avaliação ergonômica.

Tendo em vista o grande número de queixas apresentadas por funcionários administrativos da UFSCar, o objetivo do estudo foi quantificar a prevalência de sintomas musculoesqueléticos entre estes funcionários e descrever fatores de risco psicossociais e físicos, identificados no ambiente de trabalho.

2. MÉTODOS

2.1. Sujeitos

Participaram do estudo 57 sujeitos, sendo 10 homens e 47 mulheres, com idade média de $44 \pm 8,45$ anos e tempo médio de trabalho na instituição de $15 \pm 8,60$ anos. Todos os sujeitos fazem parte do corpo administrativo da universidade e as atividades desenvolvidas envolvem o uso do computador por um período de tempo que varia de 5 a 8 horas diárias. Foram incluídos no estudo todos os sujeitos que confirmaram sua participação, depois de serem esclarecidos a respeito dos objetivos, por meio da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido. O presente estudo obteve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa Local – N°. 1004/2007.

2.2. Ferramentas

Os sintomas musculoesqueléticos foram avaliados por meio da aplicação da versão em português do Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares (BARROS e ALEXANDRE, 2003).

As Escalas de Estresse no Trabalho, proposta por THEORELL em 1988 (ALVES, 2004) e Bem Estar e Trabalho (SCHAUFELI e BAKKER, 2003) foram aplicadas para avaliação de alguns indicadores psicossociais. A primeira avalia a relação entre demanda e controle do trabalho, assim como o suporte social do trabalhador. A segunda escala avalia a satisfação com o trabalho, apresentando uma proposta diferente, já que a maioria dos questionários aborda a visão negativa do trabalhador em relação ao trabalho, uma vez que avaliam a insatisfação.

Os fatores de risco físico foram identificados a partir da aplicação do protocolo de Análise Ergonômica dos Postos de Trabalho, proposto pelo Instituto Finlandês

de Saúde Ocupacional. Cinco itens relacionados à avaliação de fatores físicos foram avaliados, sendo: espaço de trabalho, atividade física geral, posturas de trabalho e movimentos, repetitividade do trabalho e iluminação.

2.2. Protocolo de avaliação

Os questionários foram entregues aos sujeitos e recolhidos após uma semana. Eles foram instruídos a respeito do preenchimento no momento do recebimento dos mesmos. Após o recolhimento dos questionários as avaliações ergonômicas foram realizadas individualmente.

2.3. Análise dos dados

Os dados foram analisados de acordo com a instrução de cada questionário. Para o questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares, quantificou-se o número de queixas para cada região corporal com relação à prevalência de sintomas nos últimos 12 meses, últimos 7 dias e restrições relacionadas aos sintomas relatados. A relação entre a soma dos itens relacionados à demanda e controle da Escala de Estresse no Trabalho permitiu a classificação dos trabalhadores em: ativo (alta demanda e alto controle), passivo (baixa demanda e baixo controle), alto desgaste (alta demanda e baixo controle) e baixo desgaste (baixa demanda e alto controle). A classificação em “alto” ou “baixo” foi feita a partir da média das respostas para cada dimensão avaliada. De acordo com os autores da escala, o suporte social funciona como modificador do efeito do estresse no trabalho, portanto foram analisados de forma descritiva.

A escala de Bem Estar no Trabalho avalia quatro dimensões: compromisso, absorção, dedicação e vigor. A soma da pontuação de cada item foi classificada em muito baixo, baixo, médio, alto e muito alto, de acordo com uma tabela proposta pelos autores (SCHAUFELI e BAKKER, 2003).

Os fatores de risco físicos identificados a partir da Análise Ergonômica dos Postos de Trabalho foram pontuados e apresentados de forma descritiva.

3. RESULTADOS

3.1. Sintomas musculoesqueléticos

A Figura 1A apresenta a prevalência anual de sintomas para nove regiões corporais. Considerando os últimos 12 meses, as regiões com maior prevalência de sintomas foram: pescoço (72%), ombros (70%), punhos/mãos (70%), parte inferior e superior das costas

(63 e 67%, respectivamente). As regiões do quadril/coxas, joelhos e tornozelos/pés apresentaram prevalência em torno de 40-50%, e os cotovelos em torno de 20%.

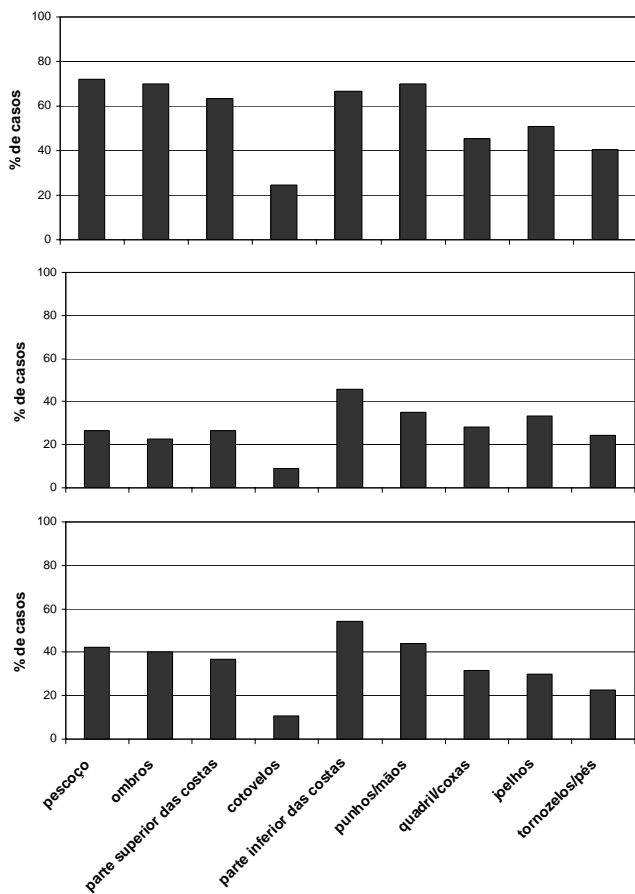


Figura 1: Resultados do Questionário Nórdico de Sintomas Osteomusculares: prevalência anual de sintomas nas regiões corporais especificadas (A); porcentagem de sujeitos que relataram incapacidade funcional nos últimos 12 meses, em decorrência da presença de sintomas musculoesqueléticos (B); prevalência semanal de sintomas nas regiões corporais especificadas (C).

A restrição para realização de atividades em decorrência de sintomas musculoesqueléticos foi associada principalmente à parte inferior das costas (45%), punhos/mãos (35%) e joelhos (33%) – Figura 1B. Nos 7 dias que precederam o preenchimento do questionário, 54% dos trabalhadores apresentaram dor ou desconforto na região lombar e, cerca de 41% tiveram queixas para as regiões de pescoço, ombros e punhos/mãos (Figura 1C).

3.2. Demanda, controle e suporte social

A classificação dos sujeitos de acordo com a relação entre demanda e controle mostra que 39% dos

trabalhadores apresentam alta demanda e alto controle no trabalho, o que os caracterizam como ativos. O baixo controle foi identificado para 47% dos trabalhadores, sendo que 26% apresentam perfil de alto desgaste (resultado da associação à alta demanda) e 21% são trabalhadores passivos (baixa demanda de trabalho). Alto controle e baixa demanda de trabalho foram identificados para 14% dos trabalhadores. Setenta por cento dos sujeitos apresentaram alto suporte social, sendo que para aqueles classificados com baixo suporte, o maior problema parece estar relacionado ao ambiente de trabalho e relacionamento com colegas.

3.3. Satisfação com o trabalho

Os resultados referentes à satisfação com o trabalho, representada por quatro dimensões, é apresentada na Figura 2. Cerca de 40% dos trabalhadores foram classificados nas categorias de alto ou muito alto para todas as dimensões. As classificações em baixo e muito baixo foram registradas para 20% dos trabalhadores.

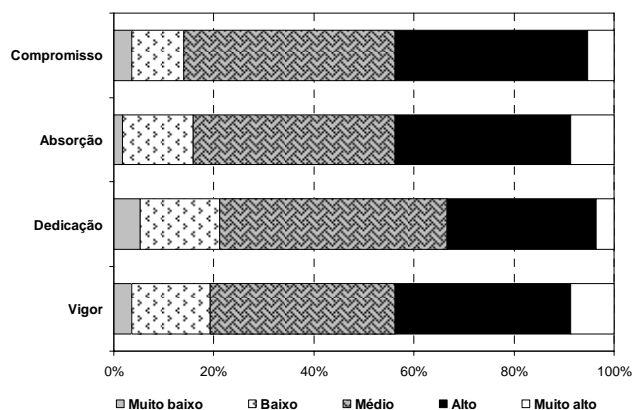


Figura 2: Distribuição da classificação dos trabalhadores em cada dimensão da Escala de Bem Estar no Trabalho.

3.4. Análise Ergonômica dos Postos de Trabalho

A análise ergonômica dos postos de trabalho apontou alguns desvios com relação às recomendações na maioria dos itens avaliados. Os problemas encontrados foram:

- Área de trabalho: distribuição inadequada dos materiais, muitas vezes por falta de espaço na superfície horizontal; desnível da mesa para apoio do teclado em muitos casos contribuiu para inadequação da área de trabalho, impossibilitando apoio dos antebraços durante o trabalho.

- Altura de trabalho: altura de trabalho não correspondente às necessidades do trabalhador com relação à sua antropometria.
- Visão: comprometida pelo posicionamento dos monitores, sempre mais baixos e promovendo flexão excessiva do pescoço.
- Assento: na maioria das vezes não possibilita ajuste; apoio lombar inadequado; tamanho do assento pequeno para as características antropométricas dos sujeitos (Figura 3A).
- Espaço para pernas: inadequado em alguns casos devido ao posicionamento do *desktop*, algumas vezes sob a superfície de trabalho.
- Posturas de trabalho e movimentos: posturas inadequadas foram identificadas principalmente para os segmentos do membro superior e coluna (Figura 3B).
- Repetitividade: foi identificada uma vez que todos os trabalhadores avaliados realizam tarefas que envolvem digitação.
- Iluminação: a posição inadequada dos postos de trabalho em relação à fonte de iluminação causa reflexo na tela dos computadores; grande parte dos prédios possui janelas amplas, que fornecem ventilação e iluminação natural, mas compreendem fontes de reflexo, uma vez que muitos trabalhadores são alocados em um mesmo ambiente, impossibilitando posicionamento adequado (Figura 4).



Figura 3: Assento inadequado à antropometria do trabalhador – apoio inadequado para coluna e quadril (A) e postura inadequada devido ao layout do espaço de trabalho

4. DISCUSSÃO

A prevalência anual de sintomas entre os trabalhadores avaliados foi alta para todas as regiões do membro superior, exceto para os cotovelos. Além disso, as queixas também foram frequentes para a coluna e membros inferiores. O padrão da prevalência anual de sintomas foi reproduzido parcialmente na incapacidade funcional relatada pelos sujeitos. Os sintomas foram

associados à incapacidade funcional em todas as regiões, sendo que a presença de sintomas ou desconforto na região lombar foi mais frequentemente associada à incapacidade. Este resultado está de acordo com outros relatos da literatura (BARROS e ALEXANDRE, 2003).

Para a prevalência de sintomas e desconforto nos últimos 7 dias, as regiões mais acometidas foram pescoço, ombros, coluna (partes superior e inferior) e punhos/mãos. De maneira geral, há concordância entre o relato de sintomas e os fatores de risco identificados na análise ergonômica. O alto relato de dor e incapacidade funcional para a região lombar pode ser explicado pela sobrecarga gerada na postura sentada. A passagem da posição em pé para a sentada aumenta em 35% a pressão intradiscal quando em uma condição ideal (GIL COURRY, 1994; CHAFFIN e ANDERSSON, 1991). As más condições dos assentos e a impossibilidade de ajuste agravam os riscos inerentes a esta posição. Além disso, os trabalhadores não têm instruções para uso adequado do assento quando este permite regulagem. Outro fator agravante é a interação entre os fatores de risco. O posicionamento inadequado de monitores ou ainda o reflexo provocado pelas fontes de iluminação muitas vezes faz com que o sujeito mantenha o tronco em leve flexão, em busca de melhores condições de visão (Figura 3B). Assim, o encosto da cadeira não é utilizado e a pressão intradiscal é ainda maior, gerando sobrecarga muscular e, conseqüentemente, sintomas dolorosos. A falta de apoio para os braços também contribui para a sobrecarga lombar (CHAFFIN e ANDERSSON, 1991). Nos postos avaliados quase sempre o apoio inexistente, tanto na cadeira como na superfície de trabalho. A natureza do trabalho realizado por funcionários do setor administrativo pode explicar em parte o registro de sintomas no membro superior. O uso do computador por períodos prolongados está associado ao desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos no membro superior (COOK et al, 2004). Além disso, fatores como: altura inadequada da superfície de trabalho, ausência de apoios para os braços, iluminação inadequada, identificados nos postos avaliados, podem contribuir para o surgimento ou agravamento de sintomas e lesões musculoesqueléticas. O trabalho muscular estático pode estar associado ao desenvolvimento destas lesões (MADELEINE et al, 2003). Caracterizado por posturas contra a gravidade, o trabalho estático pode gerar sobrecarga específica em algumas regiões, sendo mais frequentes no pescoço, ombros e antebraço (THORN, 2005). De acordo com a literatura, há três fatores que contribuem para a esta sobrecarga: baixo repouso muscular, pequena variação na atividade e alto estresse mental.



Figure 4: Reflexo na tela dos computadores (A e B) e no sujeito (C).

A baixa quantidade de repouso permitida aos músculos em atividades que envolvem esforço estático está associada à hipótese das fibras cinderelas (HÄGG, 1991, citado por THORN, 2005). A ausência de repouso/micropausas resulta em contração contínua de unidades motoras com baixo limiar de ativação. A ativação contínua promove lesões nas fibras pertencentes à essas unidades motoras, causando dor muscular (LARSSON et al, 1988, citado por THORN, 2005).

O baixo nível de atividade muscular associado à pequena variação de atividades compromete o fluxo sanguíneo capilar e gera dor muscular aguda (MONCADA et al, 2002). Este fato é resultado da vasoconstrição simpática, preservada em atividades musculares de baixa intensidade (HANSEN et al, 2002). O estresse mental é um fator agravante, uma vez que contribui para o aumento do nível de contração estática. Há evidência de que sujeitos sintomáticos apresentam menos repouso muscular tanto em situações estressantes (THORN et al, 2005) quanto fora do trabalho e durante o sono (HOLTE et al, 2002; MORK et al, 2004). Outros estudos também apontam para a associação entre fatores psicossociais e saúde musculoesquelética (ARIENS et al, 2001; BONGERS et al, 1993).

Os fatores psicossociais identificados entre os trabalhadores avaliados compreendem baixo controle sobre o trabalho desenvolvido. Associado à baixa ou alta demanda de trabalho pode compreender um fator importante no surgimento ou agravamento de sintomas musculoesqueléticos (ALVES et al, 2004). De acordo com THEORELL (1988, citado por ALVES, 2004) o trabalho passivo (baixa demanda e baixo controle) pode gerar perda de habilidades e desinteresse no trabalhador. Pode-se sugerir associação entre estes

fatores, uma vez que as dimensões Compromisso e Vigor da escala que avaliou satisfação com o trabalho apresentaram menores índices com relação aos demais. No funcionalismo público brasileiro os fatores psicossociais estão diretamente atrelados ao modelo de gestão desse sistema. A alta frequência de greves e a falta de progressão na carreira contribuem para desmotivar o trabalhador. Longos períodos de greve são acompanhados de incertezas acerca de seus resultados e duração, além de grande sobrecarga de trabalho após a finalização da mesma. Outro fator importante para a saúde musculoesquelética dos trabalhadores é o sistema de compras do setor público, onde não é possível que se façam aquisições sem antes passar por um esquema de licitações, o que sempre resulta na compra de bens diferentes daqueles especificados. Desta forma, a compra de móveis ou equipamentos que satisfaçam às necessidades individuais dos trabalhadores é impossibilitada.

5. CONCLUSÕES

Funcionários administrativos do setor público estão expostos a fatores de risco físicos e psicossociais, que podem ser associados ao desenvolvimento de sintomas e lesões musculoesqueléticas. A alta prevalência de sintomas em diversas regiões corporais entre estes trabalhadores indica a necessidade de medidas preventivas para o controle do desenvolvimento de lesões. Algumas medidas simples de ajustes e orientações aos trabalhadores podem contribuir para melhora dos sintomas. Por outro lado, mudanças de cunho organizacional são necessárias para possibilitar melhor controle de fatores psicossociais e também para permitir o uso da ergonomia no desenho dos postos de trabalho, por meio de recomendações individualizadas.

6. REFERÊNCIAS

- ALVES MGM, CHOR D, FAERSTEIN E, LOPES CS, WERNECK GL. Versão resumida da “job stress scale”: adaptação para o português. *Revista de Saúde Pública*. 38(2):164-171. 2004.
- ARIËNS GA, van MECHELEN W, BONGERS PM, BOUTER LM, van DER WAL G. Psychosocial risk factors for neck pain: a systematic review. *American Journal of Industrial Medicine*. 39(2):180–193. 2001.
- ARVIDSON I, HANSON G-Å, MATHIASSEN SE, SKERFVIG S. Changes in physical workload with implementation of mouse-based information technology in air traffic control. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 36:613-622. 2006.
- BARROS ENC, ALEXANDRE NMC. Cross-cultural adaptation of the Nordic musculoskeletal questionnaire. *International Nursing Review*. 50:101-108.
- BLATTER BM, BONGERS PM. Duration of computer use and mouse use in relation to musculoskeletal disorders of neck or upper limb. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 30:295-306. 2002.
- BONGERS PM, DE WINTER CR, KOMPIER MAJ, HIELDEBRANDT VH. Psychosocial factors at work and musculoskeletal diseases. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*. 19:297-312. 1993.
- BUCKLE PW, DEVEREUX JJ. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*. 33:207-217. 2002.
- CHAFFIN, DB; ANDERSSON, GBJ. *Occupational Biomechanics*. Second Edition. John Wiley & Sons, Inc. 1991.
- COOK C, URGESS-LIMERICK R, PAPALIA S. The effect of wrist rests and forearm support during keyboard and mouse use. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 33:463-472. 2004.
- GIL COURY HJC. Time trends in ergonomic intervention research for improved musculoskeletal health and comfort in Latin America. *Applied Ergonomics*. 36:249-252. 2005.
- GIL COURY HJC. *Trabalhando sentado – manual de posturas confortáveis*. Editora da UFSCar. Primeira Edição, São Carlos, 1994.
- HANSEN J. Sympathetic neural control of skeletal muscle blood flow and oxygenation. *Danish Medical Bulletin*. 49:109-129. 2002.
- HOLTE KA, WESTGAARD RH. Daytime trapezius muscle activity and shoulder neck-pain of service workers with work stress and low biomechanical exposure. *American Journal of Industrial Medicine*. 41:393-405. 2002.
- JENSEN C, FINSEN L, SØGAARD K, CHRISTENSEN H. Musculoskeletal symptoms and duration of computer and mouse use. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 30:265-275. 2002.
- JOSEPHSON M, PERNOLD G, HULTÉN GA, HÄRENSTAM A, THEORELL T, VINGARD E, WALDENSTRÖM M, HJELM EW. Differences in the association between psychosocial work conditions and physical work load in female- and male-dominated occupations, MUSIC-Norrtälje Study Group. *American Industrial Hygiene Association Journal*. 60:673-678. 1999.
- KUORINKA I. The influence of industrial trends on work-related musculoskeletal disorders (WMSD's). *International Journal of Industrial Ergonomics*. 21:5-9. 1998.
- MADELEINE P, LUNDAGER B, VOIGT M, ARENDT-NIELSEN L. The effects of neck-shoulder pain development on sensory-motor interactions among female workers in the poultry and fish industries. A prospective study. *International Archives of Occupational Environmental Health*. 76(1):39-49. 2003.
- MONCADA S, ERUSALIMSKY JD. Does nitric oxide modulate mitochondrial energy generation and apoptosis? *Nature Reviews Molecular Cell Biology*. 3:214-220. 2002.
- Mork P, Westgaard R. The association between nocturnal trapezius muscle activity and shoulder and neck pain. *European Journal of Applied Physiology*. 92(1-2):18-25. 2004.
- National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), 1997. In: BERNARD BP. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors*. DHHS (NIOSH) Publication N°. 97-141. US Department of Health and Human Services, NIOSH, Cincinnati, OH.

SCHAUFELI W, BAKKER A. UWES: Utrecht Work Engagement Scale. User's Manual. Occupational Health Psychology Unit, Utrecht University, 2003.

SILVERSTEIN B, WELP E, NELSON N, KALAT J. Claims incidence of work-related disorders of the upper extremities: Washington State, 1997 through 1995. *American Journal of Public Health*. 88(12):1827-1833. 1998.

SILVERSTEIN MA, SILVERSTEIN B, FRANKLIN GM. Evidence for work-related musculoskeletal disorders: A scientific counterargument. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*. 38(5):477-848. 1996.

THORN S. Muscular activity in light manual work – with reference to the development of muscle pain among computer users. Doctoral Thesis. Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, 2005.

WESTGAARD RH, WINKEL J. Ergonomic intervention research for improvement musculoskeletal health: A critical review. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 20:463-500. 1997.