

30° inclination in handles of plastic boxes can reduce postural and muscular workload during handling

30° de inclinação em alças de caixas plásticas pode reduzir sobrecarga postural e muscular em manuseio de peso

Luciana C. C. B. Silva¹, Ana B. Oliveira¹, Danilo C. Silva²,
Luis C. Paschoarelli², Helenice J. C. G. Coury¹

ABSTRACT | Background: The handling of materials, which occurs in the industrial sector, is associated with lesions on the lumbar spine and in the upper limbs. Inserting handles in industrial boxes is a way to reduce work-related risks. Although the position and angle of the handles are significant factors in comfort and safety during handling, these factors have rarely been studied objectively. **Objective:** To compare the handling of a commercial box and prototypes with handles and to evaluate the effects on upper limb posture, muscle electrical activity, and perceived acceptability using different grips while handling materials from different heights. **Method:** Thirty-seven healthy volunteers evaluated the handles of prototypes that allowed for changes in position (top and bottom) and angle (0°, 15°, and 30°). Wrist, elbow, and shoulder movements were evaluated using electrogoniometry and inclinometry. The muscle electrical activity in the wrist extensors, biceps brachii, and the upper portion of the trapezius was measured using a portable electromyographer. The recorded data on muscle movements and electrical activity were synchronized. Subjective evaluations of acceptability were evaluated using a visual analog scale. **Results and Conclusions:** The prototypes with handles at a 30° angle produced the highest acceptability ratings, more neutral wrist positions, lower levels of electromyographic activity for the upper trapezius, and lower elevation angles for the arms. The different measurement methods were complementary in evaluating the upper limbs during handling.

Keywords: ergonomic design; usability; electrogoniometry; electromyography; grip perception.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

Silva LCCB, Oliveira AB, Silva DC, Paschoarelli LC, Coury HJCG. 30° inclination in handles of plastic boxes can reduce postural and muscular workload during handling. *Braz J Phys Ther.* 2013 May-June; 17(3):307-318. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552012005000095>

RESUMO | Contextualização: O manuseio de materiais está ainda presente nos setores industriais e é associado a lesões na coluna lombar e membros superiores. A inserção de alças em caixas industriais é uma forma de reduzir os riscos relacionados à tarefa, porém a posição e a angulação das alças, que são fatores importantes para o conforto e segurança durante o manuseio, são ainda pouco investigadas objetivamente. **Objetivos:** Comparar o manuseio de uma caixa comercial e de protótipos com alças e avaliar seus efeitos na postura de membros superiores, atividade elétrica muscular e percepção de agradabilidade em diferentes empunhaduras durante manuseio entre diferentes alturas. **Método:** Trinta e sete voluntários saudáveis avaliaram as alças dos protótipos que possibilitavam mudança nas posições (superior e inferior) e angulações (0°, 15° e 30°). Os movimentos dos punhos, cotovelos e ombros foram avaliados por meio da eletrogoniometria e inclinometria. A atividade elétrica muscular dos extensores do punho, bíceps braquial e porção superior do trapézio foi avaliada por um eletromiógrafo portátil. Os registros de movimento e atividade elétrica muscular foram sincronizados. Aspectos subjetivos de agradabilidade foram avaliados por meio de uma escala visual analógica. **Resultados e Conclusões:** Os protótipos com alças inclinadas em 30° apresentaram as melhores avaliações de agradabilidade, posturas mais neutras de punho, menores níveis de atividade eletromiográfica do trapézio superior e menores ângulos de elevação dos braços. Os diferentes métodos de medida se mostraram complementares para a avaliação dos membros superiores durante as tarefas de manuseio.

Palavras-chave: design ergonômico; usabilidade; eletrogoniometria; eletromiografia; percepção da pega.

¹Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, SP, Brasil

²Departamento de Desenho Industrial, Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação, Universidade Estadual Paulista (UNESP), Bauru, SP, Brasil
Received: 07/12/2012 Revised: 11/12/2012 Accepted: 12/18/2012

● Introdução

O manuseio de materiais ainda está presente nos setores industriais, atividades da vida diária e é considerado a atividade que mais envolve perdas e custos relativos à saúde em ambientes ocupacionais¹.

Estudos de caráter preventivo têm avaliado a coluna lombar durante as atividades de manuseio² em detrimento dos membros superiores, apesar de eles representarem a segunda região corporal mais afetada por distúrbios musculoesqueléticos durante o desempenho da atividade³⁻⁵.

A inserção de alças nas caixas é uma forma de reduzir os riscos ocupacionais e aumentar a segurança durante o manuseio⁶. As alças proporcionam maior conforto e eficiência^{7,8} e aumentam o peso máximo aceitável durante o manuseio⁹, porém a posição das alças, que é um fator de fundamental importância, pois apresenta grande influência nas variáveis citadas⁷, tem sido pouco investigada objetivamente.

Drury et al.¹⁰ avaliaram a utilização de alças em atividades de manuseio reais e observaram que a inserção de alças laterais próximas às superfícies superiores e inferiores das caixas resultaram em menores índices de desconforto, especialmente para cargas pesadas (13 kg). Chung e Wang¹¹ avaliaram dois modelos de caixas com alças e apontaram que a alça com 0° de inclinação horizontal ocasionou um grande desvio ulnar do punho, enquanto a caixa com alças de 90° de inclinação resultou em um grande desvio radial. Os autores sugeriram que as alças das caixas apresentassem uma inclinação entre 30 e 45° para que os punhos possam permanecer em uma posição mais neutra durante os manuseios. Da mesma maneira, Wang et al.¹² avaliaram o efeito dos ângulos de inclinação das alças em relação ao peso máximo aceitável para o manuseio e desvio do punho e também sugeriram angulações entre 30 e 45° para favorecer o melhor acoplamento das mãos às alças.

Para avaliar os benefícios de uma intervenção ergonômica, o uso de medidas quantitativas objetivas, obtidas de forma simultânea e sincronizada, é necessário para quantificar a sobrecarga de trabalho imposta durante a realização de atividades ocupacionais¹³. Embora os estudos tenham avaliado a posição e angulação das alças em caixas industriais^{7,11}, apenas os movimentos de desvio do punho foram quantificados de maneira direta, revelando a necessidade de que outras articulações dos membros superiores, como os cotovelos e os ombros, sejam também avaliadas. Igualmente importante é que a atividade muscular, parâmetro biomecânico, seja também avaliada, preferencialmente em registros obtidos de maneira simultânea e sincronizada.

Tendo em vista a carência de estudos que abordem a sobrecarga dos membros superiores durante o manuseio e a necessidade de novos designs de caixa e alças que favoreçam o melhor acoplamento

das mãos, os objetivos do presente estudo foram comparar o manuseio de uma caixa comercial e de protótipos, ambos confeccionados em material plástico e desenvolvido especialmente para este estudo, e avaliar seus efeitos na postura dos membros superiores, atividade elétrica muscular e percepção de agradabilidade em diferentes inclinações de empunhadura durante atividades de manuseio simulado entre diferentes alturas. Os protótipos possuíam alças que possibilitavam a mudança das posições das pegadas (superior e inferior) e de angulações (0°, 15° e 30°) com relação à horizontal.

● Método

Sujeitos

Para o recrutamento dos sujeitos, foi realizado um cálculo amostral utilizando-se o programa ENE (V.2.0). Para o cálculo, foram utilizados os parâmetros do movimento de abdução do ombro, poder estatístico de 80%, desvio-padrão de 14,50° e diferença entre grupos de 10°. Como o cálculo mostrou uma amostra suficiente de 34 sujeitos, 40 estudantes do gênero masculino foram inicialmente recrutados.

Os sujeitos foram incluídos segundo os seguintes critérios: ser destro, possuir estatura entre 1,65 e 1,75 m e índice de massa corporal máxima de 29,9 kg/m². O objetivo do recrutamento dos sujeitos foi obter uma amostra homogênea e de indivíduos inexperientes em atividades de manuseio para que a tarefa não fosse influenciada por treinamento prévio. Três estudantes foram excluídos da amostra porque apresentaram algum dos critérios de exclusão: sintomas musculoesqueléticos, intolerância à palpação, lesões cutâneas, doenças em geral ou problemas de equilíbrio. O nível de atividade física foi avaliado, e os sujeitos considerados atletas foram também excluídos.

Os participantes apresentaram idade média de 23,85±3,97 anos, estatura média de 1,71±0,03 m e massa média de 73,95±10,35 kg. Essa faixa etária foi escolhida por estar incluída no maior grupo da população economicamente ativa (20 a 29 anos) no Brasil em 2009¹⁴.

Os sujeitos foram informados a respeito dos procedimentos da coleta e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, SP, Brasil, pelo protocolo número CAAE: 0054.0.135.000-07.

Caixas plásticas e empunhaduras avaliadas

Uma caixa de plástico (55,5 × 36 × 31 cm) foi especialmente desenhada para este estudo (Figura 1 – B.1 e C.1). O protótipo possuía alças

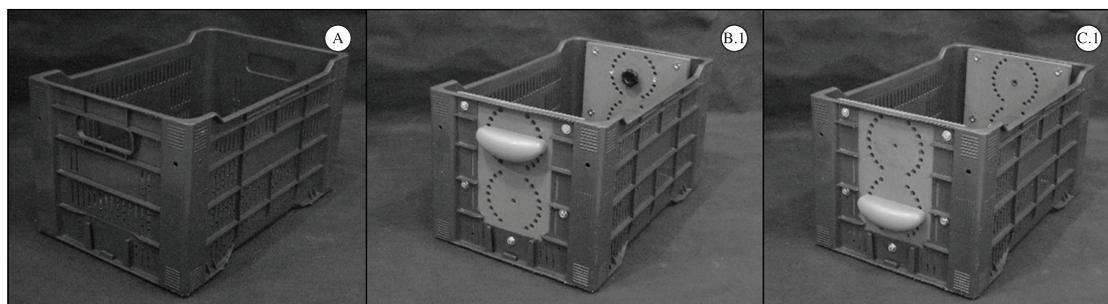


Figura 1. Caixas utilizadas para a coleta dos dados: A = caixa plástica comercial, B.1 = protótipo com alças na posição superior e 0° de inclinação com relação à horizontal; C.1 = protótipo com alças na inferior e 0° de inclinação com relação à horizontal.

(13 x 4,5 cm) que possibilitavam a mudança das posições das pegas (superior e inferior) em cada um dos lados e permitiam inclinações com relação à horizontal (0°, 15° e 30°), totalizando sete diferentes condições de caixas: 1) A: caixa regular comercial; 2) B.1: protótipo com alças na posição superior e 0° de inclinação; 3) B.2: protótipo com alças na posição superior e 15° de inclinação; 4) B.3: protótipo com alças na posição superior e 30° de inclinação; 5) C.1: protótipo com alças na posição inferior e 0° de inclinação; 6) C.2: protótipo com alças na posição inferior e 15° de angulação; 7) C.3: protótipo com alças na posição inferior e 30° de angulação. As inclinações das alças foram realizadas no sentido do desvio radial do punho.

Todas as caixas possuíam massa total de 15 kg, determinada por estudos prévios¹⁵. As alças/pegas foram desenvolvidas utilizando-se compostos de resina poliéster com carbonato de cálcio.

Atividade de manuseio

As caixas foram movidas entre três superfícies: superfície fixa (SF) de 102,5 cm de altura com relação ao chão, superfície chão (SC) e superfície ajustável (SA). A superfície ajustável foi posicionada de duas maneiras: na altura do trocanter maior do fêmur direito (TM) e na altura do acrômio direito (A) de cada um dos sujeitos com relação ao chão. Os suportes fixo e ajustável foram posicionados perpendicularmente entre si. A tarefa completa consistia em manusear a caixa entre: SF-SC, SF-TM, SF-A. A ordem dos manuseios de cada uma das caixas para cada uma das alturas de superfície foi aleatorizada. O manuseio com cada uma das caixas, para cada altura, foi realizado apenas uma vez.

Durante os manuseios, foram obtidos registros sincronizados de eletromiografia, inclinometria e eletrogoniometria dos membros superiores. Ao final dos manuseios de cada uma das caixas, o sujeito respondia a uma escala subjetiva de agradabilidade¹⁶.

Este estudo foi conduzido nas mesmas condições experimentais de outro no qual caixas de papelão

utilizadas por uma empresa local foram avaliadas¹⁷. Assim, embora os objetivos e resultados dos dois estudos sejam totalmente distintos, parte do *set up* e procedimentos foram similares.

Registro da atividade elétrica muscular dos membros superiores

Eletrodos de superfície ativos (Modelo #DE-2.3, *DelSys*®, Boston, USA) foram utilizados para captação da atividade eletromiográfica (EMG) bilateral dos músculos extensores do punho, bíceps braquial e porção descendente do trapézio. Os eletrodos foram acoplados à pele com fita dupla face (*DelSys*®).

Os eletrodos possuíam as seguintes características: duas barras de prata paralelas (1 mm² x 1 cm), com distância intereletrodo de 1 cm, modo de rejeição pela modulação comum (CMRR: *Common Mode Rejection Ratio*) >92 dB; impedância de entrada >1015Ω em paralelo, com 0.2 pF; ganho de voltagem de 10 V/V±1%; e ruído de 1.5 mV (RMS).

Um eletrodo de referência autoadesivo (5 x 5 cm) também foi acoplado na face flexora do punho direito distal. O sinal de repouso foi obtido com o sujeito na posição em pé e membros superiores relaxados, durante 30 segundos.

O condicionador de sinais (*Myomonitor IV Wireless EMG System, DelSys*®), com banda de frequência de 20-450 Hz e ruído ≤ 1.2 mV (RMS), forneceu um ganho de 1000 V/V aos sinais. A taxa de amostragem dos dados foi de 1000 Hz.

Antes do acoplamento dos eletrodos ativos, foram realizadas tricotomia e limpeza da pele com álcool nas áreas sob os eletrodos. Para os extensores de punho, foi solicitado ao sujeito uma contração voluntária com o antebraço na posição pronada, sendo possível a palpação e localização dos ventres musculares¹⁸. Para o bíceps braquial, os eletrodos foram acoplados a 1/3 de distância entre a fossa cubital e o acrômio¹⁹. Para a porção descendente do músculo trapézio, o ponto médio entre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical e o acrômio foi

localizado, e o sensor foi acoplado 2 cm lateralmente a esse ponto²⁰.

Os sinais foram normalizados pela atividade elétrica máxima obtida em duas contrações isométricas voluntárias máximas (CIVMs) de 5 segundos cada. A CIVM dos músculos extensores, bíceps braquial e trapézio foi registrada de acordo com Akesson et al.²¹ e Freriks e Hermens¹⁹. O avaliador forneceu *feedback* verbal durante o registro das CIVMs.

Registros dos movimentos de elevação dos braços

Para a coleta dos movimentos de elevação dos braços, foram utilizados sensores de inclinometria digital (INC) (*Logger Teknologi HB, Akarp, Sweden*). A acurácia e confiabilidade dos sensores são de 1,3° e 0,2°, respectivamente²². A frequência de aquisição utilizada foi de 20 Hz.

Os inclinômetros foram fixados abaixo da inserção do músculo deltoide a partir de placas de plástico devido ao abaulamento da região. Foi solicitado ao sujeito que segurasse uma massa de 2 kg, verticalmente em direção ao solo, para o registro da posição de referência dos membros superiores²³. A elevação dos braços no plano da escápula foi realizada para o registro de direção do movimento²³.

Registros dos movimentos dos cotovelos e punhos

Os modelos de eletrogoniômetros SG65 e SG110 (*Biometrics®, Gwent, UK*) foram utilizados para os registros de movimento do punho (flexão(+)/extensão(-) e desvios ulnar(+)/radial(-)) e cotovelo (flexão(+)), respectivamente. A unidade de aquisição DataLog (*Biometrics®, Gwent, UK*) foi utilizada no registro e armazenamento dos dados da eletrogoniometria (EGM).

Os sensores foram acoplados nas referidas articulações de acordo com as instruções fornecidas pelo fabricante (*Biometrics®, Gwent, UK*). O erro máximo mensurado pelos sensores, em teste prévio ao registro dos dados, estava de acordo com as recomendações do fabricante²⁴. A frequência de aquisição utilizada foi de 20 Hz.

Para análise dos registros de movimento do punho, a posição neutra considerada foi obtida durante um minuto, solicitando-se ao sujeito que permanecesse na posição em pé, com os cotovelos fletidos a 90°, os antebraços pronados apoiados sobre uma superfície plana e as mãos em posição neutra. A posição neutra dos cotovelos foi registrada com o sujeito mantendo-os em completa extensão, as palmas das mãos voltadas para o corpo, durante um minuto.

Avaliação da agradabilidade

Após a realização do manuseio com cada uma das caixas, em cada altura, o sujeito respondia à escala subjetiva de agradabilidade. Por meio dessa escala, que era constituída por uma linha horizontal de 100 mm, avaliou-se o contato da mão do sujeito com as novas configurações de empunhadura. Nas extremidades da linha horizontal, estavam indicadas as informações “ausência de agradabilidade” (associada ao valor zero) e “máxima agradabilidade” (associada ao valor 10), respectivamente nos lados esquerdo e direito¹⁶.

Processamento e análise dos dados

Os dados de EMG, INC e EGM foram processados a partir de rotinas desenvolvidas em ambiente *MatLab®* (versão 7.0.1, *MathWorks Inc., Natick, USA*). O filtro *Butterworth*, com atraso de fase zero, foi utilizado para filtragem de todos os sinais coletados, em desenho e frequência de corte definidos para cada sinal.

Os dados de EMG foram filtrados por filtro passa-banda de 20-450 Hz, de quarta ordem, e o *root mean square* (RMS) foi obtido por janelamento (com duração de 25 milissegundos e 50% de sobreposição). Para a normalização dos sinais, o valor RMS máximo foi identificado na porção central (descartando-se o primeiro e o último segundo de coleta) da CIVM de cada músculo. Para correção de possíveis ruídos, foi calculada e subtraída a média do RMS dos 30 segundos de registro da linha de base.

Os dados de INC foram processados para a identificação das posições de referência, direção do movimento²² e obtenção dos ângulos de elevação dos ombros. Em seguida, tanto os dados de INC quanto de EGM foram filtrados por filtro passa-baixa, de segunda ordem e frequência de corte de 3 e 5 Hz, respectivamente. A análise residual foi utilizada para determinação das frequências de corte. Os valores médios obtidos durante o registro das posições neutras de punho e cotovelo foram subtraídos dos registros coletados durante os manuseios.

A análise da Amplitude de Função de Probabilidade de Distribuição (APDF: *Amplitude Probability Distribution Function*) foi aplicada nos dados de EMG e de movimento (INC e EGM). A APDF é amplamente aplicada para a descrição da sobrecarga ocupacional²⁵ em registros de EMG e de movimento²⁶. Essa análise foi considerada mais adequada devido à baixa representatividade do valor médio obtido para tais sinais.

A normalidade e a homocedasticidade dos dados foram analisadas a partir dos testes de Shapiro-Wilk

e Levene, respectivamente. Uma vez que esses pressupostos não foram atingidos, os resultados da EMG, INC, EGM e da escala subjetiva de agradabilidade, para cada uma das caixas em cada altura de manuseio avaliada, foram comparados por meio dos testes de Kruskal-Wallis ($P \leq 0,05$) e *post hoc* de Mann-Whitney com ajuste de Bonferroni ($P \leq 0,002$). As análises estatísticas foram realizadas no *software* SPSS 11.5.

As posturas e movimentos das articulações foram analisados de acordo com valores preventivos e de referências descritos na literatura¹⁶.

● Resultados

Registro da atividade elétrica muscular dos membros superiores

Os valores médios, desvios padrão da atividade muscular de superfície (EMG) e diferenças estatísticas estão apresentados na Tabela 1 por grupo muscular. Os percentis 90 foram apresentados, pois representam os maiores níveis de sobrecarga muscular.

Os menores valores de percentuais da EMG do músculo trapézio tenderam a ocorrer para os protótipos C.3 quando os manuseios ocorriam para/ de superfícies baixas (SF-SC) e altas (SF-A). Entre as superfícies intermediárias (SF-ST), os valores foram altos para todas as caixas, embora um pouco menores para o protótipo B.3. No que tange a atividade muscular do bíceps e músculos do punho, menores valores ocorreram para a caixa comercial.

Maiores valores percentuais da EMG e, portanto, maior sobrecarga muscular, foram registrados para os manuseios entre SF-TM em todos os grupos musculares avaliados.

Dados da atividade elétrica muscular dos extensores do punho esquerdo de um indivíduo foram perdidos. Dessa maneira, foram eliminadas da análise todas as variáveis da EMG do referido grupo muscular desse sujeito.

Registros dos movimentos de elevação dos braços

Os menores valores de amplitude muscular de elevação dos braços foram registrados para o protótipo C.3 em todas as condições avaliadas (Tabela 2). As diferenças estatisticamente significativas estão apontadas na Tabela 2.

As maiores amplitudes de elevação dos braços e, portanto, maior sobrecarga postural, foram encontradas durante o manuseio da caixa comercial A.

Registros dos movimentos dos cotovelos e punhos

Os valores médios e desvios padrão, coletados por meio da EGM, estão apresentados na Tabela 3. Os percentis 10 e 90 foram apresentados, pois representam, respectivamente, os maiores níveis de sobrecarga postural de extensão do punho (percentil 10) e desvio ulnar e flexão dos cotovelos (percentil 90). As diferenças estatisticamente significativas também estão apontadas na Tabela 3.

De maneira geral, embora tenham ocorrido diferenças significativas entre diferentes protótipos para as diferentes condições, não houve um protótipo que tenha apresentado valores de menor sobrecarga para o conjunto de articulações avaliadas.

O protótipo B.3 (pega alta com inclinação de 30°) apresentou amplitudes mais próximas às de vantagem biomecânica (80 a 120°) para o movimento de flexão dos cotovelos em todas as condições avaliadas. Relativamente, menores amplitudes de extensão do punho foram encontradas durante o manuseio da caixa comercial (A) e do protótipo C.1 (pega alta e reta), enquanto maiores valores e, portanto, maior sobrecarga postural, foram registrados durante o manuseio do protótipo C.3.

Os registros de movimento de desvio ulnar do punho mais próximos às amplitudes neutras foram encontrados durante o manuseio do protótipo C.3 nas condições SF-SC e SF-TM e, para o protótipo B.1, na condição SF-A. Maiores amplitudes de movimento de desvio ulnar foram registradas para o protótipo B.1 na condição SF-SC e, para o protótipo A, nas condições SF-SC e SF-A.

Avaliação da preferência das empunhaduras

Os valores médios e desvios padrão da preferência dos participantes pelas diferentes empunhaduras, registrados por meio da escala de agradabilidade, estão apresentados na Tabela 4.

Maiores valores médios da escala de agradabilidade foram encontrados para as caixas de empunhadura alta (C.2, A e C.3) quando os manuseios ocorriam em direção ao chão ou no retorno dessa superfície. Já os manuseios para a superfície alta tiveram as piores avaliações para todas as caixas. As empunhaduras baixas (B.1, B.2 e B.3) tiveram melhores avaliações quando os manuseios ocorriam entre superfícies intermediárias.

● Discussão

Os resultados obtidos sugerem que condições positivas para uma articulação podem ocorrer às

Tabela 1. Médias e desvios padrão (\pm SD) dos percentis 90 para os antímeros direito (D) e esquerdo (E) dos registros da EMG dos músculos bíceps braquial (P90 bíceps), extensores do punho (P90 ext punho) e porção superior do trapézio (P90 porção sup trapézio). SF-SC: manuseio entre o suporte fixo e o chão. SF-TM: manuseio entre o suporte fixo e o ajustável na altura do trocater maior, SF-A: manuseio entre o suporte fixo e o ajustável na altura do acrómio. Os números sobrescritos mostram as diferenças estatísticas entre as respectivas caixas (1 a 7) ($P \leq 0,002$). Os valores estão apresentados em valores percentuais da contração voluntária máxima.

							
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)
SF-SC P90 bíceps	D 39,3 (\pm 20,6)	46,2 (\pm 20,0)	48,3 (\pm 23,1)	49,3 (\pm 22,5)	39,9 (\pm 23,4)	43,6 (\pm)	43,4 (\pm 22,3)
E	39,3 (\pm 16,6)	48,5 (\pm 19,6)	48,2 (\pm 18,9)	51,1 (\pm 21,3)	42,9 (\pm 19,2)	48,1 (\pm)	47,1 (\pm 18,9)
P90 ext punho	D 28,3 (\pm 14,0)	36,5 (\pm 16,3)	35,9 (\pm 19,0)	37,0 (\pm 18,2)	35,5 (\pm 18,2)	38,7 (\pm)	38,4 (\pm 18,8)
E	27,6 (\pm 12,6) ^{1/7}	36,5 (\pm 17,7)	36,9 (\pm 15,9)	38,0 (\pm 14,6)	34,3 (\pm 15,2)	40,6 (\pm)	40,9 (\pm 19,5) ^{1/7}
P90 porção sup trapézio	D 35,5 (\pm 13,7)	43,1 (\pm 26,2)	37,6 (\pm 16,3)	36,8 (\pm 21,7)	34,3 (\pm 14,0)	31,6 (\pm)	30,1 (\pm 13,0)
E	38,4 (\pm 18,7)	40,9 (\pm 19,3) ^{2/7}	37,6 (\pm 18,4)	32,6 (\pm 16,5)	33,9 (\pm 15,7)	31,7 (\pm)	29,3 (\pm 15,5) ^{2/7}
SF-TM P90 bíceps	D 52,2 (\pm 30,6)	62,1 (\pm 37,6)	59,8 (\pm 34,8)	55,8 (\pm 30,6)	59,1 (\pm 32,3)	55,0 (\pm 27,9)	53,7 (\pm 26,1)
E	52,5 (\pm 22,8)	61,6 (\pm 25,9)	58,4 (\pm 24,4)	57,5 (\pm 25,6)	57,8 (\pm 22,7)	55,4 (\pm 22,5)	53,8 (\pm 20,2)
P90 ext punho	D 37,8 (\pm 23,8) ^{1/4}	43,7 (\pm 28,5)	50,7 (\pm 33,0)	53,6 (\pm 25,3) ^{1/4}	49,3 (\pm 31,3)	54,1 (\pm 31,2)	53,8 (\pm 30,3)
E	37,7 (\pm 18,0)	41,2 (\pm 23,1)	45,4 (\pm 19,7)	44,3 (\pm 17,7)	46,2 (\pm 25,3)	46,6 (\pm 20,0)	50,6 (\pm 25,5)
P90 porção sup trapézio	D 79,4 (\pm 26,7)	74,2 (\pm 28,6)	75,7 (\pm 25,1)	74,0 (\pm 24,7)	77,8 (\pm 33,4)	78,0 (\pm 34,4)	78,5 (\pm 30,5)
E	81,2 (\pm 19,8)	75,9 (\pm 21,1)	76,3 (\pm 22,1)	75,2 (\pm 22,5)	79,4 (\pm 22,3)	75,7 (\pm 22,4)	75,5 (\pm 23,4)
SF-A P90 bíceps	D 48,1 (\pm 24,7)	57 (\pm 28,5)	53,2 (\pm 28,4)	52,9 (\pm 29,6)	49,3 (\pm 25,2)	49,6 (\pm 25,5)	47,1 (\pm 24,4)
E	41,3 (\pm 16,8)	51,9 (\pm 19,4)	47,6 (\pm 18,4)	48,3 (\pm 17,0)	47,9 (\pm 18,8)	47,5 (\pm 17,3)	47,4 (\pm 20,7)
P90 ext punho	D 22,3 (\pm 13,4) ^{1/4}	34,3 (\pm 22,4)	34,4 (\pm 20,2)	38,7 (\pm 20,3) ^{1/4}	32,6 (\pm 19,1)	34 (\pm 18,5)	38,2 (\pm 22,2)
E	22,9 (\pm 12,0)	29,8 (\pm 17,6)	33,3 (\pm 18,2)	37,8 (\pm 17,2)	29,9 (\pm 13,9)	32,3 (\pm 13,2)	35,6 (\pm 15,4)
P90 porção sup trapézio	D 36,3 (\pm 14,6)	39,4 (\pm 21,9)	34,8 (\pm 21,1)	32,1 (\pm 18,0)	27,7 (\pm 13,0)	25,5 (\pm 11,3)	24,6 (\pm 13,1)
E	41,2 (\pm 19,4)	39,9 (\pm 22,1)	37,1 (\pm 21,2)	34,2 (\pm 18,2)	30,7 (\pm 16,9)	28,2 (\pm 13,7)	25,8 (\pm 13,1)

Tabela 2. Médias e desvios padrão (\pm DP) dos percentis 90 dos ombros (P90 de elev ombro) para os anúmeros direito (D) e esquerdo (E), SF-SC: manuseio entre o suporte fixo e o chão. SF-TM: manuseio entre o suporte fixo e o ajustável na altura do trocarter maior. SF-A: manuseio entre o suporte fixo e o ajustável na altura do acrômio. Os números sobrescritos mostram as diferenças estatísticas entre as respectivas caixas (1 a 7) ($P \leq 0,002$). Os valores de movimento estão apresentados em graus ($^{\circ}$).

	A	B1	B2	B3	C1	C2	C3
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)
SF-SC P90 elev ombro D	49,7 ($\pm 8,8$) ^{1/5,1/6,1/7}	51,4 ($\pm 9,5$) ^{2/5,2/6,2/7}	48,9 ($\pm 10,3$) ^{3/6,3/7}	46,4 ($\pm 6,7$) ^{4/7}	43,4 ($\pm 8,7$) ^{1/5,2/5}	41,7 ($\pm 7,1$) ^{1/6,2/6,3/6}	41,0 ($\pm 6,0$) ^{1/7,2/7,3/7,4/7}
E	52,6 ($\pm 14,2$) ^{1/5,1/6,1/7}	52,5 ($\pm 14,1$) ^{2/6,2/7}	49,0 ($\pm 14,4$) ^{3/6,3/7}	46,1 ($\pm 14,0$)	45,8 ($\pm 14,4$) ^{1/5}	42,1 ($\pm 14,1$) ^{1/6,2/6,3/6}	42,1 ($\pm 14,0$) ^{1/7,2/7,3/7}
SF-TM P90 elev ombro D	49,0 ($\pm 8,1$) ^{1/4,1/5,1/6,1/7}	47,5 ($\pm 11,9$) ^{2/6,2/7}	44,5 ($\pm 9,9$) ^{3/6,3/7}	42,7 ($\pm 8,8$) ^{1/4}	39,4 ($\pm 7,3$) ^{1/5}	37,1 ($\pm 7,9$) ^{1/6,2/6,3/6}	37,1 ($\pm 7,6$) ^{1/7,2/7,3/7}
E	52,0 ($\pm 13,9$) ^{1/5,1/6,1/7}	50,1 ($\pm 14,1$) ^{2/5,2/6,2/7}	48,4 ($\pm 14,3$) ^{3/5,3/6,3/7}	46,2 ($\pm 14,3$) ^{1/7}	41,5 ($\pm 14,8$) ^{1/5,2/5,3/5}	41,8 ($\pm 14,7$) ^{1/6,2/6,3/6}	39,5 ($\pm 14,8$) ^{1/7,2/7,3/7,4/7}
SF-A P90 elev ombro D	101,0 ($\pm 7,7$) ^{1/2,1/5,1/6,1/7}	94,8 ($\pm 6,5$) ^{1/2,2/5,2/6,2/7}	97,4 ($\pm 8,2$) ^{3/5,3/6,3/7}	97,4 ($\pm 7,7$) ^{4/5,4/6,4/7}	88,8 ($\pm 10,6$) ^{1/5,2/5,3/5,4/5}	88,9 ($\pm 9,7$) ^{1/6,2/6,3/6,4/6}	87,7 ($\pm 6,6$) ^{1/7,2/7,3/7,4/7}
E	101,5 ($\pm 11,9$) ^{1/2,1/5,1/6,1/7}	93,2 ($\pm 11,2$) ^{1/2}	95,4 ($\pm 12,1$)	96,2 ($\pm 10,9$) ^{1/6,4/7}	90,1 ($\pm 14,3$) ^{1/5}	88,6 ($\pm 13,4$) ^{1/6,4/6}	88,0 ($\pm 11,4$) ^{1/7,4/7}

Tabela 3. Médias e desvios padrão (±SD) dos percentis 90 e 10 para os antímetros direito (D) e esquerdo (E) dos registros da EGM do cotovelo (P90 flex cotovelo, +), movimento de extensão do punho (P10 extensão punho, -) e desvio ulnar do punho (+). SF-SC: manuseio entre o suporte fixo e o chão, SF-TM: manuseio entre o suporte fixo e o ajustável na altura do trocarter maior. SF-A: manuseio entre o suporte fixo e o ajustável na altura do acrómio. Os números sobrescritos mostram as diferenças estatísticas entre as respectivas caixas (1 a 7) (P≤0,002). Os valores de movimento estão apresentados em graus (°).

								
		(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)
SF-SC	P90 flex cotovelo (+)	D 76,4 (±10,4)	74,0 (±10,7)	76,7 (±11,7)	77,8 (±10,9) ^{4/6}	68,5 (±12,4)	69,5 (±9,9) ^{4/6}	69,6 (±10,5)
	E 70,6 (±11,2) ^{1/5}	68,3 (±10,8)	69,7 (±9,8) ^{3/5,3/7}	69,7 (±9,8) ^{3/5,3/7}	72,1 (±10,7) ^{4/5,4/6,4/7}	61,2 (±10,5) ^{1/5,3/5,4/5}	63,5 (±9,7) ^{4/6}	63,0 (±8,8) ^{3/7,4/7}
P10 extensão punho (-)	D -23,6 (±8,2) ^{1/7}	-25,3 (±7,5) ^{2/7}	-26,5 (±7,5)	-29,0 (±7,7)	-24,8 (±7,1) ^{5/7}	-27,1 (±7,5)	-27,1 (±7,5)	-31,4 (±6,8) ^{1/7,2/7,5/7}
	E -23,1 (±7,5) ^{1/4,1/6,1/7}	-26,4 (±8,6) ^{2/4,2/7}	-28,9 (±9,7)	-32,3 (±7,6) ^{1/4,2/4}	-27,2 (±7,0)	-29,3 (±6,5) ^{1/6}	-29,3 (±6,5) ^{1/6}	-32,5 (±7,0) ^{1/7,2/7}
P90 desv ulnar punho (+)	D 16,2 (±8,4) ^{1/7}	16,2 (±9,00) ^{2/7}	15,4 (±8,5) ^{3/7}	12,0 (±9,3) ^{4/7}	15,6 (±8,8) ^{5/7}	11,8 (±8,7)	11,8 (±8,7)	6,4 (±8,4) ^{1/7,2/7,3/7,4/7,5/7}
	E 14,6 (±9,3) ^{1/7}	16,3 (±7,8) ^{2/7}	15,4 (±8,3) ^{3/7}	11,3 (±8,1) ^{4/7}	16,0 (±7,5) ^{5/7}	11,4 (±7,1) ^{6/7}	11,4 (±7,1) ^{6/7}	4,6 (±7,4) ^{1/7,2/7,3/7,4/7,5/7,6/7}
SF-TM	P90 flex cotovelo (+)	D 79,3 (±10,0) ^{1/5}	78,1 (±10,8)	78,6 (±11,0)	82,0 (±9,1) ^{4/5,4/6,4/7}	71,2 (±9,8) ^{1/5,4/5}	73,1 (±9,3) ^{4/6}	72,2 (±9,2) ^{4/7}
	E 72,4 (±11,5)	71,6 (±10,7)	72,0 (±10,5)	74,6 (±10,9) ^{4/5}	65,7 (±10,2) ^{4/5}	66,8 (±10,4)	66,8 (±10,4)	67,7 (±9,9)
P10 extensão punho (-)	D -21,8 (±7,7) ^{1/4,1/7}	-20,0 (±8,2) ^{2/4,2/7}	-22,2 (±8,1) ^{3/7}	-27,2 (±7,8) ^{1/4,2,4,4/5}	-20,2 (±9,4) ^{4/5,5/7}	-20,2 (±9,4) ^{4/5,5/7}	-25,3 (±6,9)	-30,3 (±8,6) ^{1/7,2/7,3/7,5/7}
	E -19,2 (±7,0) ^{1/4,1/6,1/7}	-21,3 (±9,5) ^{2/4,2/7}	-22,2 (±7,4) ^{3/7}	-25,8 (±7,2) ^{1/4,2,4,4/5}	-19,2 (±8,9) ^{4/5,5/7}	-19,2 (±8,9) ^{4/5,5/7}	-23,3 (±7,1) ^{1/6,6/7}	-28,9 (±7,6) ^{1/7,2/7,3/7,4/7,5/7,6/7}
P90 desv ulnar punho (+)	D 15,9 (±8,8) ^{1/7}	14,0 (±12,9) ^{2/7}	14,9 (±12,3) ^{3/7}	12,5 (±8,6) ^{4/7}	13,5 (±11,2) ^{5/7}	11,8 (±10,3) ^{6/7}	11,8 (±10,3) ^{6/7}	4,7 (±9,0) ^{1/7,2/7,3/7,4/7,5/7,6/7}
	E 16,2 (±9,2) ^{1/7}	13,0 (±12,1) ^{2/7}	13,1 (±10,6) ^{3/7}	10,8 (±11,2) ^{4/7}	12,2 (±12,9) ^{5/7}	10,6 (±8,3) ^{6/7}	10,6 (±8,3) ^{6/7}	4,3 (±6,7) ^{1/7,2/7,3/7,4/7,5/7,6/7}
SF-A	P90 flex cotovelo (+)	D 80,1 (±12,3)	79,0 (±12,4)	79,3 (±11,0)	80,9 (±10,9)	72,6 (±11,5)	75,1 (±11,5)	74,7 (±10,7)
	E 73,8 (±11,4)	72,3 (±11,0)	73,5 (±10,5)	74,9 (±10,6) ^{4/5}	66,0 (±10,5) ^{4/5}	67,6 (±10,7)	67,6 (±10,7)	68,1 (±10,2)
P10 extensão punho (-)	D -22,5 (±8,0) ^{1/2,1/4,1/7}	-31,0 (±11,3) ^{1/2}	-30,0 (±12,2)	-30,6 (±10,1) ^{1/4}	-27,0 (±9,3)	-27,0 (±9,3)	-27,5 (±9,4)	-30,6 (±7,9) ^{1/7}
	E -21,1 (±6,8) ^{1/2,1/3,1/4,1/7}	-28,6 (±11,9) ^{1/2}	-29,4 (±9,8) ^{1/3}	-30,6 (±7,8) ^{1/4}	-25,6 (±10,4)	-25,6 (±10,4)	-25,6 (±7,5)	-29,5 (±6,1) ^{1/7}
P90 desv ulnar punho (+)	D 17,6 (±9,2)	12,0 (±10,7)	13,8 (±10,2)	13,9 (±9,5)	15,8 (±9,8)	17,6 (±8,7)	17,6 (±8,7)	15,5 (±8,3)
	E 18,1 (±8,4)	10,5 (±13,9)	13,4 (±13,4)	11,4 (±13,4)	16,2 (±9,9)	16,9 (±8,8)	16,9 (±8,8)	14,2 (±11,4)

Tabela 4. Médias e desvios-padrão (\pm DP) da escala subjetiva de agradabilidade para cada uma das caixas avaliadas (1 a 7) em cada uma das alturas de manuseio (SF-SC, SF-TM, SF-A). Os números sobrescritos mostram as diferenças estatisticamente significativas entre as respectivas caixas ($P \leq 0,05$). SF-SC: manuseio entre o suporte fixo e o chão; SF-TM: manuseio entre o suporte fixo e o suporte ajustado na altura do trocanter maior do fêmur; SF-A: manuseio entre o suporte fixo e o suporte ajustado na altura do acrómio direito.

		Escala Subjetiva de Agradabilidade		
		SF-SC	SF-TM	SF-A
	(1)	6,0 (\pm 2,0)	5,5 (\pm 1,8)	4,0 (\pm 2,2) ^{1/4}
	(2)	5,4 (\pm 2,0)	6,1 (\pm 2,2)	4,5 (\pm 2,0)
	(3)	5,5 (\pm 2,0)	6,5 (\pm 2,1)	5,4 (\pm 2,1)
	(4)	5,3 (\pm 2,2)	6,4 (\pm 2,3)	5,8 (\pm 2,4) ^{1/4,4/5}
	(5)	5,2 (\pm 1,9)	5,2 (\pm 2,0)	4,1 (\pm 2,0) ^{4/5}
	(6)	6,1 (\pm 1,9)	5,7 (\pm 2,3)	4,6 (\pm 2,1)
	(7)	5,9 (\pm 2,1)	5,8 (\pm 2,6)	5,0 (\pm 2,1)

custas de algum prejuízo para outra quando o membro superior, como um todo, precisa acomodar o alcance de manuseio mediante empunhaduras e superfícies de apoio diferentes.

Os resultados eletromiográficos do músculo bíceps braquial mostraram que a caixa comercial determinou os menores valores de EGM para todas as alturas avaliadas. A caixa comercial também foi a melhor condição avaliada para os músculos extensores do punho no manuseio entre as condições SF-SC e SF-TM. O manuseio do protótipo B.1 entre as superfícies SF-A resultou nos menores valores de atividade elétrica dos extensores do punho. Com relação à porção descendente do músculo trapézio, o protótipo C.3 determinou a melhor condição de manuseio avaliada entre as superfícies SF-SC e SF-TM. O protótipo B.3 foi a melhor caixa avaliada para

os manuseios entre SF-A. Antony e Keir²⁷ avaliaram a ativação dos músculos dos ombros durante movimentos isométricos e de preensão e verificaram um aumento da atividade elétrica do bíceps e trapézio em 2% e 6%, respectivamente, quando movimentos de preensão eram realizados. Os autores afirmaram que mudanças nos padrões de ativação muscular repercutem na sobrecarga interna dos músculos, o que exerce um papel fundamental na prevenção e tratamento das desordens musculoesqueléticas.

No que tange à elevação dos braços, o protótipo C.3 promoveu as menores amplitudes de movimento para todas as alturas de manuseio testadas. Uma possível explicação para esse resultado é o fato de que o posicionamento inferior das alças permite maior aproximação da carga ao corpo, diminuindo assim o alcance dos braços até as superfícies de apoio.

Os resultados relativos aos movimentos de elevação dos braços corroboram os resultados da atividade elétrica do músculo trapézio no sentido de que, quanto menor o afastamento dos braços, menor a atividade muscular. Nielsen et al.²⁸, ao avaliarem a atividade elétrica do músculo trapézio e dos eretores da espinha, verificaram que há uma mudança de sobrecarga da região da coluna para os ombros quando o manuseio é realizado de superfícies muito baixas (chão) para alturas próximas ao nível dos ombros. Os autores recomendaram que as caixas fossem manuseadas entre as alturas de 72,5 a 126,8 cm acima do solo. As maiores amplitudes de EMG do trapézio registradas durante o manuseio da caixa C ocorrem quando as articulações desenvolvem posturas extremas de movimento, o que dificulta a geração de torque (relação comprimento/tensão do músculo). Nessas posturas extremas, pode ocorrer o recrutamento adicional de unidades motoras e/ou aumento da frequência de disparo das unidades motoras já ativadas²⁹, o que explica o aumento da EMG dos músculos avaliados.

Durante os registros eletrogoniométricos de flexão dos cotovelos, o protótipo B.3 apresentou as amplitudes de maior vantagem biomecânica (80 a 120°)³⁰ em todas as alturas de manuseio avaliadas. Esse fato já era esperado, pois a posição superior das alças favorece o posicionamento de flexão dos cotovelos.

Com relação à extensão do punho, o manuseio da caixa comercial (A) apresentou amplitudes mais próximas à neutra entre as condições SF-SC e SF-A. Para o manuseio entre as superfícies SF-TM, o protótipo C.1 foi o que resultou em amplitudes mais próximas à neutra. Desvios do punho da posição neutra provocam o aumento da pressão no túnel do carpo e diminuem o braço de alavanca dos músculos intrínsecos do punho³¹. Os movimentos de força e amplitudes extremas do punho devem ser evitados,

pois estão associados ao aumento da sobrecarga e à ocorrência de distúrbios musculoesqueléticos³².

O manuseio do protótipo C.3 promoveu as amplitudes mais próximas à posição neutra entre as condições SF-SC e SF-TM. Já para o manuseio entre as superfícies SF-A, o protótipo B.1 apresentou os melhores resultados relativos aos movimentos de desvio. Tais resultados estão de acordo com os obtidos por estudos prévios^{11,12}, que recomendaram inclinações de alças entre 30 e 45° com relação à horizontal.

Quando registros quantitativos diretos são obtidos em avaliações de movimento, um dos questionamentos que surgem é referente ao quanto as diferenças estatísticas observadas entre as condições (caixas) repercutem nas amplitudes de movimento do ponto de vista clínico ou preventivo. No presente estudo, foram considerados 10% da amplitude de movimento (valor máximo de amplitude – valor mínimo de amplitude) média registrada para cada articulação, como uma medida relevante para se considerar a diferença entre cada uma das caixas avaliadas³³. Dentro desse parâmetro, pode-se afirmar que as diferenças estatisticamente significativas, encontradas entre as caixas avaliadas para os movimentos de elevação dos braços, flexão dos cotovelos, extensão e desvio ulnar dos punhos, são clinicamente relevantes. As amplitudes de movimento médias registradas para cada articulação foram de 50° de elevação dos braços (diferença de 5° entre as condições), 56° para os cotovelos (diferença de 6° entre as condições), 38° para extensão do punho (diferença de 4° entre as condições) e 31° para desvio ulnar do punho (diferença de 3° entre as condições).

A preferência pelas diferentes pegas variou em função da altura da superfície do manuseio. Os protótipos com pegas altas tenderam a ser mais bem avaliados em manuseios entre superfícies intermediárias, enquanto pegas altas tenderam a ser mais bem avaliadas em manuseios envolvendo a superfície do chão. Os resultados da avaliação da agradabilidade estão de acordo com os movimentos de flexão dos cotovelos, sendo que, para ambas as variáveis, a melhor condição avaliada foi o manuseio do protótipo B.3.

Interessante observar que menores amplitudes de flexão do cotovelo (maior sobrecarga) ocorreram em situações de maiores amplitudes de desvio ulnar (maior sobrecarga) para o protótipo C.1, aparentemente em estratégias de sinergia para acomodar o manuseio desse protótipo em diferentes alturas. Embora a caixa comercial (A) também tenha a pega em posição alta e reta, similarmente ao protótipo C.1, isso não ocorreu, possivelmente porque, nela, a empunhadura com a mão fechada, possível devido

ao orifício na caixa, permitiu uma melhor sinergia entre músculos agonistas e antagonistas do punho.

Outra situação de sinergia parece ter ocorrido entre o melhor posicionamento do ombro no manuseio do protótipo C.3 (pega alta e reta), que promoveu baixos níveis de atividade muscular do trapézio e posturas mais neutras de desvio ulnar, mas com prejuízo do movimento de extensão do punho.

De maneira geral, pode-se dizer que as caixas B.3 e C.3 reúnem maior número de aspectos positivos, quando comparados aos negativos, no que diz respeito à atividade elétrica muscular, posturas adotadas e avaliação de agradabilidade durante a atividade. O protótipo B.3 seria o mais indicado para manuseios abaixo da altura da cintura, e o protótipo C.3, o mais indicado para manuseios acima do nível da cintura. Em ambos os protótipos, a inclinação de 30° está presente. A inclusão de programas de treinamento para orientar usuários a realizarem os ajustes necessários na caixa, de maneira adequada, em função das alturas utilizadas, é altamente recomendável.

Para validação e contínuo aprimoramento dos novos protótipos, seria necessário que estudos futuros incluíssem a participação de trabalhadores experientes em tarefas de manuseio em ambientes reais. Embora a participação de inexperientes tenha atendido ao requisito de homogeneização da amostra, isso pode ferir a validade externa dos resultados para trabalhadores. Estudos futuros poderiam também avaliar outras articulações, associadamente aos membros superiores, para avaliar de forma mais global a sobrecarga no sistema musculoesquelético. Um aspecto positivo do presente estudo foi que as medidas diretas foram coletadas de maneira simultânea e sincronizada, o que deveria ser assegurado em futuros estudos. Seria igualmente interessante que a coleta do sinal elétrico dos músculos antagonistas dos movimentos dos membros superiores fosse também efetuada em estudos futuros, a fim de verificar possível estabilização articular durante o manuseio. Além disso, são necessários estudos prospectivos a fim de verificar se os ajustes dos novos desenhos das empunhaduras resultam na redução de sintomas musculoesqueléticos dentre usuários reais.

● Agradecimentos

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq Proc. N. 142408/2009-3 e Proc. 301772/2010-0), pelo apoio financeiro.

● Referências

1. Lin CJ, Wang SJ, Chen HJ. A field evaluation method for assessing whole body biomechanical joint stress in manual lifting tasks. *Ind Health*. 2006;44(4):604-12. PMID:17085922.
2. Ciriello VM. The effects of container size, frequency and extended horizontal reach on maximum acceptable weights of lifting for female industrial workers. *Appl Ergon*. 2007;38(1):1-5. PMID:16616883. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2006.02.001>
3. Splittstoesser RE, Yang G, Knapik GG, Trippany DR, Hoyle JA, Lahoti P, et al. Spinal loading during manual materials handling in a kneeling posture. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007;17(1):25-34. PMID:16517181. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.12.003>
4. Padula RS, Souza VC, Gil Coury HJC. Tipos de preensão e movimentos do punho durante atividade de manuseio de carga. *Rev Bras Fisioter*. 2006;10(1):29-34. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552006000100004>
5. Dempsey PG, Hashemi L. Analysis of workers' compensation claims associated with manual material handling. *Ergonomics*. 1999;42(1):183-95. PMID:9973880.
6. Lortie M, Baril-Gingras G. Box handling in the loading and unloading of vans. *Int J Occup Saf Ergon*. 1998;4(1):3-18. PMID:10602604.
7. Jung HS, Jung HS. A survey of the optimal handle position for boxes with different sizes and manual handling positions. *Appl Ergon*. 2010;41(1):115-22. PMID:19589498. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2009.06.004>
8. Drury CG. Handles for manual materials handling. *Appl Ergon*. 1980;11(1):35-42. PMID:15676373. [http://dx.doi.org/10.1016/0003-6870\(80\)90120-9](http://dx.doi.org/10.1016/0003-6870(80)90120-9)
9. Ciriello VM, Snook SH, Hughes GH. Further studies of psychophysically determined maximum acceptable weights and forces. *Hum Factors*. 1993;35(1):175-86. PMID:8509102. <http://dx.doi.org/10.1177/001872089303500110>
10. Drury CG, Deeb JM, Hartman B, Woolley S, Drury CE, Gallagher S. Symmetric and asymmetric manual materials handling Part 1: physiology and psychophysics. *Ergonomics*. 1989;32(5):467-89. PMID:2767042, DOI: 10.1080/00140138908966118
11. Chung H-C, Wang M-J. The effects of container design and stair climbing on maximal acceptable lift weight, wrist posture, psychophysical, and physiological responses in wafer-handling tasks. *Appl Ergon*. 2001;32(6):593-8. PMID:11703045. [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-6870\(01\)00039-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-6870(01)00039-4)
12. Wang M-J, 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. PMID:11324850. <http://dx.doi.org/10.1518/001872000779698079>
13. Åkesson I, Balogh I, Hansson G-Å. Physical workload in neck, shoulders and wrists/hands in dental hygienists during a work-day. *Appl Ergon*. 2012;43(4):803-11. PMID:22208356. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2011.12.001>
14. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE. Séries estatísticas & históricas. 2009. Brazil. [cited 2012 Mar 07]. Available from: <http://seriesestatisticas.ibge.gov.br/series.aspx?vcodigo=PD292&sv=19&t=grupos-deidade>.
15. Oliveira AB, Silva LC, Coury HJ. How do low/high height and weight variation affect upper limb movements during manual material handling of industrial boxes? *Rev Bras Fisioter*. 2011;15(6):494-502. PMID:21877063. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552011005000029>
16. Paschoarelli LC, Oliveira AB, Gil Coury HJC. Assessment of the ergonomic design of diagnostic ultrasound transducers through wrist movements and subjective evaluation. *Int J Ind Ergon*. 2008;38(11-12):999-1006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2008.01.013>
17. Silva LC, Oliveira AB, Silva DC, Paschoarelli LC, Coury HJCG. Evaluation of reusable cardboard box designs: Biomechanical and perceptual aspects. *Int J Ind Ergon*. 2013;43:154-160. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2012.12.001>
18. Stål M, Hansson GÅ, Ulrich M. Upper extremity muscular load during machine milking. *Int J Ind Ergon*. 2000;26(1):9-17. [http://dx.doi.org/10.1016/S0169-8141\(99\)00059-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0169-8141(99)00059-1)
19. Freriks B, Hermens HJ. SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development; 1999. [CD-room].
20. Mathiassen SE, Winkel J, Hägg GM. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies – A review. *J Electromyogr Kinesiol*. 1995;5(4):197-261. PMID:20719652. [http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411\(94\)00014-X](http://dx.doi.org/10.1016/1050-6411(94)00014-X)
21. Akesson I, Hansson G-A, Balogh I, Moritz U, Skerfving S. Quantifying work load in neck, shoulders and wrists in female dentists. *Int Arch Occup Environ Health*. 1997;69(6):461-74. PMID:9215934.
22. Hansson GA, Asterland P, Holmer N-G, Skerfving S. Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Med Biol Eng Comput*. 2001;39(4):405-13. PMID:11523728. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02345361>
23. Hansson GA, Arvidsson I, Ohlsson K, Nordander C, Mathiassen SE, Skerfving S, et al. Precision of measurements of physical workload during standardised manual handling. Part II: Inclinometry of head, upper back, neck and upper arms. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(2):125-36. PMID:16102977. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.06.009>
24. Biometrics. Goniometer and torsionmeter operating manual. Gwent; 2007.
25. Sjøgaard K, Laursen B, Jensen Br, Sjøgaard G. Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods. *Clin Biomech*. 2001;16(10):866-79. PMID:11733124.
26. Chen H-C, Chang C-M, Liu Y-P, Chen C-Y. Ergonomic risk factors for the Wrists of hairdressers. *Appl Ergon*. 2010;41(1):98-105. PMID:19497556. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2009.05.001>

27. Antony NT, Keir PJ. Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(2):191-8. PMID:19473855.
28. Nielsen PK, Andersen L, Jørgensen K. The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Appl Ergon.* 1998;29(6):445-50. PMID:9796790. [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-6870\(98\)00005-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-6870(98)00005-2)
29. Merletti R, Parker PA. *Electromyography: physiology engineering and noninvasive applications.* New Jersey: John Wiley & Sons Inc. Hoboken; 2004.
30. Murray WM, Delp SL, Buchanan TS. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech.* 1995;28(5):513-25. PMID:7775488.
31. Wells R, Keir P. Work and Activity-related Musculoskeletal Disorders of the Upper Extremity In: Kumar S, editor. *Biomechanics in Ergonomics.* London: Ed by S Kumar Taylor & Francis; 1999.
32. Sande LP, Coury HJCG, Oishi J, Kumar S. Effect of musculoskeletal disorders on prehension strength. *Appl Ergon.* 2001;32(6):609-16. PMID:11703047.
33. American Medical Association - AMA. *Guides to evaluation of permanent impairment.* Chicago: AMA; 2005.

Correspondence

Helenice Jane Cote Gil Coury
Universidade Federal de São Carlos
Departamento de Fisioterapia
Rod. Washington Luiz, Km 235
CEP 13565-905, São Carlos, SP, Brasil
e-mail: helenice@ufscar.br