

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

ANÁLISE CINESIOLÓGICA E BIOMECÂNICA DE
ATIVIDADES DE MANUSEIO DE CARGA

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Fisioterapia, área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

Aluna: Rosimeire Simprini Padula

Orientadora: Profa. Dra. Helenice Jane Cote Gil Coury

São Carlos
2006

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

P125ac

Padula, Rosimeire Simprini.

Análise cinesiológica e biomecânica de atividades de manuseio de carga / Rosimeire Simprini Padula. -- São Carlos : UFSCar, 2006.

90 p.

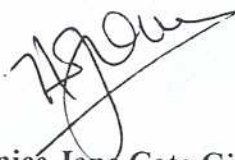
Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2006.

1. Fisioterapia preventiva. 2. Biomecânica. 3. Cinesilogia. 4. Eletrogoniometria. 5. Manuseio de carga. I. Título.

CDD: 615.82 (20^a)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA PARA DEFESA DE TESE DE DOUTORADO DE ROSIMEIRE SIMPRINI PADULA, APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, EM 25 DE ABRIL DE 2006.

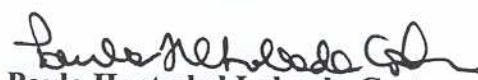
BANCA EXAMINADORA:



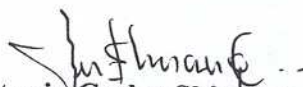
Helenice Jane Cote Gil Coury
UFSCar



Jorge Oishi
UFSCar



Paula Hentschel Lobo da Costa
UFSCar



Antonio Carlos Shimano
USP-Ribeirão Preto



Luis Carlos Paschoarelli
UNESP-Bauru

TUDO POSSO NAQUELE QUE ME FORTALECE

Filipenses 4:13

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Profa. Helenice que com seu profundo conhecimento me guiou na elaboração desse trabalho. Por seus ensinamentos, pelas oportunidades que tive, por sua compreensão e amizade.

Serei sempre grata a você.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais **Roberto e Maria Izabel** por terem me dado a vida e pelos ensinamentos de moral e ética.

Ao meu marido **Mario** pelo incentivo incessante a minha carreira, por agüentar meus momentos de ira, e por ter sempre uma palavra de carinho nos momentos de desânimo.

Ao meu filho **Túlio**, razão da minha vida, por compreender as ausências da mamãe e acima de tudo ser uma criança muito feliz.

À minha avó **Iracema** (*in memorian*) por ter acreditado em mim em todos os momentos, pelo amparo, amor e compreensão.

Aos meus super amigos do laboratório **Ana Beatriz, Rodrigo, Tatiana**, obrigada por tudo. É muito bom poder contar com vocês em todos os momentos.

Aos amigos que pude fazer graças à oportunidade de ter estudado no Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos: **Luis, Darnival, Ângela, Letícia, Iolanda**.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação pela acolhida carinhosa.

Aos professores **Ana Maria Barela e José Ângelo Barela** pela contribuição na elaboração da rotina para análise dos dados.

À todas as pessoas que participaram do estudo permitindo, assim, a realização desse trabalho.

À Deus por permitir que todas essas pessoas façam parte da minha vida, da minha história e das minhas conquistas.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1. INTRODUÇÃO - CONTEXTUALIZAÇÃO..... | 1 |
| 1.1 DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO I..... | 4 |
| 2. ESTUDO II - Movimentos sagitais do tronco durante atividades de carregamento de carga..... | 9 |
| 2.1 Introdução..... | 7 |
| 2.2 Métodos..... | 8 |
| 2.3 Resultados..... | 12 |
| 2.4 Discussão..... | 17 |
| 2.5 DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO II..... | 24 |
| 3. ESTUDO III - Tipos de preensão e movimentos do punho durante atividade de manuseio de carga..... | 26 |
| 3.1 Introdução..... | 27 |
| 3.2 Métodos..... | 29 |
| 3.3 Resultados..... | 32 |
| 3.4 Discussão..... | 25 |
| 3.5 Conclusão..... | 38 |
| 3.6 DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO III..... | 39 |
| 4. ESTUDO IV - Os movimentos antecipatórios do tronco que ocorrem durante atividades de carregamento para superfícies de diferentes alturas podem ser considerados reações protetoras ou riscos?..... | 40 |

| | |
|--|-----------|
| 4.1 Introdução..... | 41 |
| 4.2 Métodos..... | 43 |
| 4.3 Resultados..... | 48 |
| 4.4 Discussão..... | 52 |
| 4.5 Conclusão..... | 55 |
| | |
| 5. CONSIDERAÇÕES FINAIS - DESDOBRAMENTOS FUTUROS..... | 57 |
| 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 59 |
| ANEXOS..... | 67 |

LISTA DE TABELAS

Estudo II Tabela 1 – Dados antropométricos para os quatro grupos.....9

Estudo II Tabela 2 – Valores estatísticos para a *post hoc* Duncan para comparar as amplitudes entre superfícies baixa/alta.....13

Estudo II Tabela 3 – Diferenças identificadas pela *post hoc* Duncan entre grupos por movimento de manuseio.....14

Estudo IV Tabela 1. Valores médios e desvios-padrão do tempo gasto para a realização da tarefa nas diferentes condições experimentais (em segundos).....48

LISTA DE FÍGURAS

Estudo II Figure 1. Dimensões das superfícies e *layout* da condição experimental..11

Estudo II Figure 2 . Amplitudes (em graus) dos movimentos de flexão e extensão por manuseios e grupos. I – Superfície Intermediária; B – Superfície Baixa; A – Superfície Alta.....13

Estudo II Figure 3. Porcentagem de tempo gasto em cada movimento por grupo e por atividade de manuseio. EH= Estudante Homem; EM= Estudantes Mulheres; TA= Trabalhadores Assintomáticos; TS= Trabalhadores Sintomáticos.....16

Estudo III Figura 1. Ilustração das Preensões - 1A – Preensão látero-lateral; 1B – Preensão látero-inferior; 1C – Preensão látero-posterior.....32

Estudo III Figura 2. Tempo gasto nas faixas de movimentos de flexo-extensão do punho nas superfícies de manuseio Alta e Baixa para caixas com 5 kg e 10kg.....34

Estudo III Figura 3. Tempo gasto nas faixas de movimentos de desvio radial e ulnar do punho nas superfícies de manuseio Alta e Baixa para caixas com 5 kg e 10kg....34

Estudo IV Figura 1. Condições experimentais e media e desvio padrão da altura das superfícies alvo.....45

Estudo IV Figura 2. Valores de media e desvio padrão das amplitudes de flexão (+) e extensão (-) do tronco durante carregamento/manuseio de cargas de 7kg para indivíduos experientes (Exp. Em preto) e inexperientes (Inexp. Em cinza).....50

Estudo IV Figure 3. Valores de media e desvio padrão das amplitudes de flexão (+) e extensão (-) do tronco durante carregamento/manuseio de cargas de 15 kg para

indivíduos experientes (Exp. Em preto) e inexperientes (Inexp. Em preto cinza).....51

Estudo IV Figure 4. Valores de media e desvio padrão do tempo gasto nos ajustes posturais antecipatórios adotados quando do carregamento de carga para diferentes alturas de superfícies.....52

RESUMO

As atividades de manuseio de carga geram grandes sobrecargas ao sistema músculo-esquelético, aumentando com isso os riscos de lesões. O fato dessas atividades de manuseio serem consideradas de risco fez com que muitos estudos fossem realizados considerando situações de levantamento, abaixamento, puxar e empurrar cargas. Os resultados obtidos certamente permitiram muitas descobertas sobre as diferentes variáveis envolvidas e os fatores de risco dessas atividades. Contudo, são necessária outros estudos principalmente sobre os riscos gerados por atividades de carregamento de carga, já que a literatura científica aborda muito pouco essa temática. Assim, foram então realizados estudos sobre atividade de carregamento de carga que geraram 4 (quatro) artigos científicos. O objetivo do Estudo I foi comparar dois grupos de trabalhadores com e sem sintomas músculo-esqueléticos em membros superiores quando realizaram tarefas simuladas de manuseio, quanto aos movimentos do tronco e suporte da carga. A análise do movimento foi realizada por meio de um eletrogoniômetro flexível, o contato entre a carga e o tronco foi mensurado por meio de células de carga. Foram avaliados 9 trabalhadores assintomáticos e 10 sintomáticos. Para comparar os resultados entre sintomáticos e assintomáticos utilizou-se uma ANOVA. A maioria dos trabalhadores sintomáticos apoiou a carga no tronco enquanto que a maioria dos assintomáticos não. A amplitude de movimento de flexão lombar que ocorreram no grupo de trabalhadores sintomáticos foram bem maiores do que no grupo de assintomáticos ($p < 0,05$). O objetivo do segundo estudo foi descrever os movimentos do tronco em indivíduos sedentários e em trabalhadores com e sem sintomas músculo-esqueléticos. Participaram do estudo 38 indivíduos sendo divididos em 4 grupos, 9 homens estudantes, 10 mulheres estudantes, 10 trabalhadoras sintomáticas e 9 trabalhadoras assintomáticas. Os movimentos do tronco foram registrados por um eletrogoniômetro biaxial de tronco durante o carregamento de carga para diferentes alturas de superfícies. Uma análise de variância – ANOVA para medidas repetidas foi aplicada. Os resultados mostraram que a altura das superfícies para a qual a carga seria levada influenciou significativamente os movimentos do tronco ($p < 0,01$) e que mais tempo foi gasto em movimentos de flexão quando comparados à extensão do tronco ($p < 0,01$). O objetivo do terceiro estudo foi descrever os tipos de preensão empregados durante atividades de manuseio de cargas de 5 e 10Kgf entre superfícies de alturas diferentes e, quantificar os movimentos de flexão/extensão, desvio radial e ulnar do punho registrados por meio da eletrogoniometria. Participaram 10 voluntários do sexo masculino que manusearam uma caixa entre superfícies de diferentes alturas. A atividade foi filmada para identificar os tipos de preensão empregados durante a tarefa. Uma análise de univariância foi utilizada para avaliar diferenças significativas entre a antropometria das mãos dos voluntários, e entre os movimentos utilizados para o manuseio de cargas para diferentes alturas. Os resultados mostraram que as alturas das superfícies para as quais as cargas eram manuseadas influenciaram significativamente ($p = 0,000$) as amplitudes articulares, contudo não houve diferença significativa nos movimentos para as diferentes massas das cargas manuseadas ($p = 0,43$). O gasto tempo acima das faixas de amplitude consideradas recomendáveis foi expressivo para os movimentos de desvio radial quando os manuseios envolviam superfícies altas. O quarto estudo objetivou avaliar os movimentos antero-posteriores do tronco e o tempo gasto na realização da tarefa, por indivíduos experientes e

inexperientes, durante atividade de carregamento de cargas para diferentes superfícies alvo. Participaram do estudo 36 homens saudáveis, sendo 16 experientes e 20 inexperientes na realização da atividade de manuseio de carga. A atividade consistiu no transporte de caixa com massa de 7 e 15kg, partindo de uma superfície com altura fixa e depositavam a caixa em uma outra superfície de altura variável. Os movimentos da coluna tóraco-lombar foram registrados com um eletrogoniômetro flexível. Foram encontradas diferenças significativas no tempo gasto para realizar os manuseios entre grupos ($p < 0,008$) e entre cargas ($p < 0,000$). Contudo não houve diferença significativa ($p > 0,05$). As alturas das superfícies para as quais a caixa era deslocada influenciaram significativamente os movimentos do tronco ($p < 0,000$).

Palavras-chave: Manuseio, Carregamento de Carga, Movimentos do tronco, Distúrbios Músculo-esqueléticos, Preensão, Eletrogoniometria, Movimentos Antecipatórios.

ABSTRACT

Load handling activities impose great overloads on the musculoskeletal system, increasing the risk of injuries. The fact that these handling activities are considered risky had led to several studies regarding load lifting, lowering, pulling and pushing. The results obtained certainly allowed many findings about influence of different variables on risk factors of these activities. However, other studies are needed, especially about risks by load carrying activities, since the literature has not dealt extensively with this topic. Thus, studies have been carried out about load handling, leading to 4 scientific papers. Study one aimed at comparing two groups of workers, with and without musculoskeletal symptoms in the upper limbs when they performed simulated tasks of handling techniques as to trunk movements and load support. Movements analysis was quantified by a flexible electrogoniometer and contact between load and trunk, by load cells. Nine asymptomatic and 10 symptomatic industrial workers were evaluated. An ANOVA was performed to compare results between symptomatic and asymptomatic workers. Most of the symptomatic workers supported the load on their trunk, whilst most of the asymptomatic did not. Higher values of lumbar flexion occurred for the symptomatic workers ($p < 0,05$). The objective of the second study was to describe trunk movements in sedentary subjects, and in workers with and without musculoskeletal symptoms, when carrying loads in simulated tasks. The 38 subjects who participated in this study were divided into 4 groups, consisting of 9 male students, 10 female students, 10 female symptomatic industrial workers and 9 asymptomatic industrial workers. The trunk movements of all subjects were recorded by biaxial back electrogoniometer when carrying loads between surfaces of different heights. An analysis of variance for repeated measures were performed, which was followed by the Duncan post hoc test for comparison of anthropometrical data between subjects, amplitude of movement, and time spent in each movement per group and per experimental condition. The height of the surfaces to which the loads were carried to or from, significantly influenced the trunk positions during handling ($p < 0,01$), as if subjects were anticipating the target position whilst handling. Also more time was spent in flexion ($p < 0,01$) than in extension. These aspects increase the risks of possible injury in such activities. The objective of the third study was to describe the kinds of grip used during handling activities of 5Kgf and 10 Kgf loads between surfaces of different height and to quantify flexion/extension movements and wrist radial and ulnar deviations quantified by electrogoniometry. Ten male volunteers participated in this study handled a box between surfaces of different heights. The activities was performed to evaluate significant differences between the anthropometry of volunteers' hands and between movements used for load handling and different heights. The results showed that the surface heights to which the objects were handled significantly influenced ($p = 0,000$) joint amplitudes, nevertheless there wasn't any difference in the movements for different load masses handled ($p = 0,43$). Time over what is considered advisable was spent in radial deviation when handling involved high surfaces. The fourth study aimed at evaluating the anterior-posterior movements of the trunk and the time spent in task performance by experienced and inexperienced subjects during load handling activities to different target surfaces. The 36 subjects who participated in this study were healthy males, divided into groups of 16 and 20, experienced and inexperience respectively, in the performance of load handling activities. The activities consisted

of carrying the 7Kg and 15Kg boxes from a surface at a fixed height to another at a variable height. Lumbar –thoracic movements were quantified by a flexible electrogoniometer. Significant differences were found in the time spent to perform the handling between the groups ($p < 0,008$) and between the loads ($p < 0,000$). However, there was no significant difference in the trunk movements between the groups ($p > 0,005$) and the loads ($p > 0,005$). Surface heights to which the box was transported significantly influenced trunk movements ($p < 0,000$).

Keywords: Handling, Load carrying, Trunk movements, Musculoskeletal disorders, Grip, Electrogoniometer, Anticipatory movements.

1. INTRODUÇÃO - CONTEXTUALIZAÇÃO

As atividades de manuseio de carga têm figurado como a principal causa de dores na coluna, promovendo altos índices de distúrbios músculo-esqueléticos relacionados ao trabalho (CIRIELLO *et al.*, 1999). Contudo, as atividades de manuseio não sobrecarregam apenas a coluna vertebral, os membros superiores são igualmente exigidos para manter, transportar e levantar essas cargas. Straker (1999) considera que as atividades de manuseio promovem sobrecarga na coluna vertebral e membros superiores porque exigem mudanças na configuração postural e a utilização de força excessiva.

Os estudos sobre atividades de manuseio no Laboratório de Fisioterapia Preventiva e Ergonomia da Universidade Federal de São Carlos tiveram início com o estudo realizado por Reyes *et al.* (1999), que analisaram a influência das disfunções músculo-esquelética no manuseio de peso em operárias saudáveis e portadoras de disfunção músculo-esqueléticas em membros superiores em situações reais e posteriormente em situações simuladas. Em atividades simuladas, que reproduziram as situações naturais de forma mais controlada em laboratório, as operárias realizaram uma atividade de manuseio entre três alturas distintas, sendo utilizados para isso pesos de 1,0 e 5,0Kg. Foi observado por Reyes *et al.*(1999) que os trabalhadores sintomáticos ao manusear as cargas mais pesadas apoiavam-nas contra o corpo (abdômen), mudando com isso a configuração postural. Essa configuração gerava aumento na lordose lombar, e a projeção anterior do tronco. No entanto, alterações não ocorreriam com as operárias assintomáticas. Os autores relacionaram este evento com mecanismos compensatórios à dor e a redução da força muscular nos membros superiores para minimizar o déficit de força devido às disfunções.

Outro aspecto observado foi a progressão dos sintomas nas funcionárias sintomáticas. As queixas de dores, antes concentradas nos membros superiores, passaram a ocorrer também na coluna vertebral.

Existem vários estudos que relacionaram a diminuição da distância corpo-carga, como sendo fator redutor da sobrecarga na coluna vertebral (JAGER *et al.*, 2000), e outros que identificaram a utilização de estratégias de inclinação da carga para promover uma maior vantagem biomecânica (AUTHIER *et al.*, 1996; GAGNON, 1997). Contudo o apoio da carga no tronco é ainda uma condição inédita na literatura. Isso nos motivou a buscar um melhor entendimento das estratégias utilizadas para reduzir a sobrecarga nas estruturas do corpo durante as atividades de manuseio. Assim, Padula & Coury (2002) desenvolveram um dispositivo para mensurar o apoio de cargas no tronco, o qual possibilitou quantificar as forças e alterações que elas poderiam produzir na postura corporal. O dispositivo constou de uma caixa de aço de 5Kg, contendo uma célula de carga calibrada em sua face anterior para compressão até 30Kgf. A célula foi conectada a um indicador de leitura para o registro dos valores de força máxima (Kgf) exercido sobre a célula. Os resultados de calibragem da célula em função dos ângulos de inclinação da carga apontaram para uma alta linearidade e previsibilidade das medidas $r^2 = 0,993$. A confirmação da utilidade do dispositivo para mensurar os apoios no tronco ocorreu por meio do estudo realizado com trabalhadores sintomáticos e assintomáticos (Anexo 1). Este primeiro estudo permitiu uma análise mais sistemática do manuseio em pesquisas subseqüentes. Assim, tiveram início os estudos sobre manuseio de carga, gerando um total de 4 artigos científicos, três publicados em periódicos,

internacionais e nacional, e um quarto estudo, encaminhado também para um periódico internacional.

O primeiro estudo teve por objetivo comparar os movimentos do tronco e estratégias de suporte da carga para trabalhadores com e sem sintomas músculo-esqueléticos em membros superiores, que foi intitulado “MOVIMENTOS DO TRONCO E ESTRATÉGIAS DE SUPORTE DE CARGA EM TAREFA SIMULADA DE MANUSEIO POR TRABALHADORES COM E SEM SINTOMAS MUSCULO-ESQUELÉTICOS”. Este estudo foi publicado na Revista *Clinical Biomechanics* 2002; 17: 309-311.

1.1 DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO I

O Estudo I confirmou claramente a observação visual, de que os trabalhadores sintomáticos apoiaram a carga no tronco, enquanto que os assintomáticos não. A pressão exercida (reação) pelo abdômen/tronco do indivíduo contra a caixa foi em média de 3Kgf ($\pm 0,18$) durante o trajeto. Estes resultados corroboram os dados obtidos no estudo de Reyes *et al.* (1999) . Todavia, os resultados referentes às adaptações posturais dos operários durante a tarefa geraram protusão do abdômen, diferentemente do que observou-se no estudo realizado por Coury & Padula (2002), quando as funcionárias fletiam o tronco durante o transporte da carga.

Os movimentos do tronco são essenciais na determinação de sobrecarga na coluna vertebral, já que amplitudes excessivas de flexão do tronco aumentam a distância do braço de alavanca, aumentando assim o torque em flexão e as forças compressivas principalmente entre L5 e S1 (VACHERON *et al.*, 1999). O risco aumenta ainda mais quando as amplitudes de movimento de flexão do tronco são maiores que 15 graus (JÄGER *et al.*, 2000). O objetivo do Estudo II foi então o de descrever os movimentos do tronco em indivíduos sedentários, e em trabalhadores com e sem sintomas músculo-esqueléticos quando carregam cargas entre diferentes alturas de superfícies em tarefa simulada. Este estudo permitiu identificar um novo aspecto nas pesquisas sobre manuseio de carga, pois além de mostrar diferença nas estratégias de transporte da carga entre indivíduos sintomáticos e assintomáticos, evidenciou a utilização (pelos sujeitos de ambos os grupos) de movimentos de flexão anterior do tronco durante o transporte da carga para superfície baixa (com diferença significativa entre as amplitudes ($p < 0,05$)) e de movimentos de extensão quando do

manuseio para superfícies altas. Esses movimentos foram hipotetizados como uma “antecipação” ao movimento final do manuseio, já que ocorriam em flexão em direção à superfície baixa ($p < 0,05$), e ao contrário para superfícies altas.

Os resultados desse estudo foram publicados em artigo intitulado “MOVIMENTOS SAGITAIS DO TRONCO DURANTE ATIVIDADES DE CARREGAMENTO DE CARGA”, no *International Journal of Industrial Ergonomics* em 2003; 32:181-88 e será apresentado a seguir, como parte do corpo desta tese, por ter sido realizado durante o período de doutorado. O original deste estudo encontra-se em Anexo 2.

2. ESTUDO II

MOVIMENTOS SAGITAIS DO TRONCO DURANTE ATIVIDADES DE CARREGAMENTO DE CARGA

2.1 INTRODUÇÃO

Uma variedade de tarefas de manuseio, tais como levantamento, sustentação, carregamento, empurrar e puxar, tem sido associado com as disfunções músculo-esqueléticas relacionadas ao trabalho (BIGOS *et al.*, 1986). Ciriello *et al.* (1999) ao analisarem tarefas de relatórios industriais enviados de localidades de todos os EUA para seu centro de pesquisa de 1981 a 1993, identificaram que 15,7% das tarefas analisadas eram de carregamento. Levantamento e sustentação da carga foram as atividades mais frequentes, contabilizando 39,9% e 29,5%, respectivamente. Contudo, de acordo com estes autores, tarefas de carregamento, empurrar e puxar não podem ser analisados através de métodos convencionais, tal como a equação de NIOSH, que deixa uma lacuna considerável na análise de risco.

As atividades de carregamento têm sido associadas com os pobres desenhos do ambiente de trabalho (KONZ, 1999), que deveriam ser substituídos por puxar e empurrar sempre que possível. Carregar uma carga pode resultar em um alto gasto de energia. Diferentes técnicas de carregamento foram estudadas na década de 1980, o que permitiu que relevantes modelos de regressão predissessem o consumo de oxigênio (MORRISSEY & LION, 1984a, 1984b). Também, caminhar por longas distâncias pode ser perigoso, particularmente se a carga impedir a visão, se houver superfície irregular ou objetos no chão. Apesar disso, muitos trabalhos, tais como os dos carteiros e entregadores, ou o movimento de cargas em espaços confinados podem envolver algum grau de tarefas de carregamento no futuro. À medida que a produção industrial se move de sistemas manuais de produção para outros mais automatizados, a necessidade de distribuir os

produtos torna-se ainda mais importante. Portanto, o ato de carregar merece mais atenção.

O carregamento de cargas durante tarefas ocupacionais pode impor riscos extras à coluna vertebral, pois os movimentos do tronco parecem ser combinados com um movimento da coluna gerado pela massa do objeto. Os movimentos do tronco e a força empregada têm sido quantificadas em atividades de manuseio por meio de equações de predição e modelos multivariados (KUMAR, 1995; MARRAS, *et al.*, 1995; FATHALLAH *et al.*, 1998). Essas análises têm trazido um melhor entendimento dos níveis de exposição física associados com riscos de dores na coluna lombar, particularmente em situações envolvendo estresse, levantar, abaixar ou mover cargas. Contudo, muito poucos estudos são feitos para avaliar os movimentos do tronco durante a caminhada normal e nenhum estudo foi encontrado na literatura sobre movimento do tronco durante o carregamento de carga.

O objetivo deste estudo foi descrever os movimentos do tronco em indivíduos sedentários, e em trabalhadores com e sem sintomas músculo-esqueléticos quando carregam cargas entre diferentes alturas de superfícies em tarefa simulada.

2.2 METÓDO

Sujeitos: Trinta e oito sujeitos participaram deste estudo e foram divididos em 4 grupos: 9 Estudantes Homens saudáveis (EH), 10 Estudantes Mulheres saudáveis (EM); 10 mulheres Trabalhadoras industriais Assintomáticas (Trabalhadoras Assintomáticas: TA), e 9 mulheres Trabalhadoras industrial apresentando Sintomas músculo-esqueléticos relacionados ao trabalho (Trabalhadoras Sintomáticas =TS). A Tabela 1 mostra a média e

o desvio padrão da idade e altura para todos os grupos de sujeitos. Diferenças significativas foram identificadas para a altura no grupo de homens estudantes.

Tabela 1. Dados antropométricos dos quatro grupos.

| Grupos | | Idade (anos) | Peso (Kg) | Altura (cm) |
|---------------------|-----------|-----------------|--------------|----------------|
| | \bar{X} | 22,2 | 67,8 | 170,6* |
| Estudantes Homens | DP | 2,9 | 5,5 | 2,2 |
| | \bar{X} | 20 | 60,92 | 166,8 |
| Estudantes Mulheres | DP | 1,3 | 1,6 | 2,3 |
| | \bar{X} | 29.2 | 59.8 | 158.8 |
| Trabalhadoras | DP | 9.3 | 11.7 | 8.5 |
| Sintomáticos | | | | |
| | \bar{X} | 32.6 | 62.6 | 156.8 |
| Trabalhadoras | DP | 6.8 | 9.7 | 6.7 |
| Assintomáticos | | | | |

*p<0,005

Recrutamento dos Sujeitos – Sujeitos Assintomáticos: Todos os sujeitos foram entrevistados e avaliados por um fisioterapeuta da empresa. Avaliações posturais e físicas foram realizadas. Os critérios de inclusão dos participantes saudáveis foram: não apresentar história de tontura, alterações posturais e ou disfunções músculo-esqueléticas, e não ter encurtamento de ísquios tibiais. Os trabalhadores sadios foram recrutados a partir do mesmo ambiente ocupacional que os sintomáticos.

Trabalhadores Sintomáticos: Os critérios de inclusão dos trabalhadores sintomáticos foram: terem ficado afastados por mais de 15 dias pelo menos uma vez devido a problemas músculo-esqueléticos dos membros superiores; não ter história de tonturas ou alterações posturais; somente sintomas leves nos últimos sete dias e trabalhando regularmente durante a coleta de dados para este estudo. Todos os trabalhadores sintomáticos foram submetidos a uma avaliação física para caracterizar os sintomas, sinais clínicos e aspectos posturais. Informações sobre afastamentos foram obtidas por meio do registro médico do empregado na empresa.

Equipamento: Um Eletrogoniômetro (Biometrics, Gwent, UK) foi utilizado estando incluso: 1 DataLogger model DL1001, 1 sensor modelo XM 150B, conectado por cabos tipo C 1000, R 1100, e o *Software V.3X* (Biometrics).

Preparação dos Sujeitos: O sensor XM150B foi fixado na coluna dos sujeitos, quando vestiam roupa de banho. O terminal fixo do sensor foi aplicado em L5 e o sensor conectado ao Datalogger, e este fixado ao sujeito por meio de um cinturão. O eletrogoniômetro foi calibrado, e a frequência de amostragem de 1000/s.

Descrição da Tarefa: Os sujeitos foram instruídos a carregar uma caixa pesando 5Kg, com 180mm de altura e 300mm de largura, de e para três diferentes superfícies. A Figura 1 mostra as dimensões das superfícies e o *layout* geral da situação. As superfícies foram distribuídas em configuração triangular para criar uma condição de manuseio assimétrica. As superfícies baixa, intermediária e alta têm, respectivamente, 0,40; 0,70 e 1,20 m de

altura. O manuseio foi realizado de superfície intermediária para alta, e vice-versa; e de intermediária para baixa, e vice e versa. Cada seqüência da tarefa durou aproximadamente 6 minutos e foi repetida 3 vezes. Houve dois minutos de intervalo entre cada repetição da tarefa.

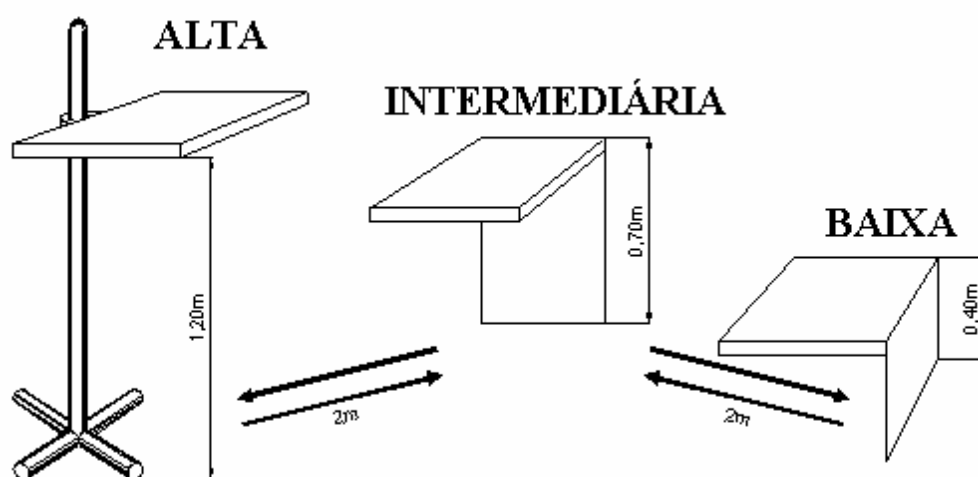


Figura 1. Dimensões das superfícies e *layout* da condição experimental.

Análise dos Dados: Os valores angulares mínimo, máximo e médio para cada movimento foram identificados e calculados pelo *software* V.3X (Biometrics). Para o cálculo do tempo gasto em cada movimento, o gráfico completo dos ângulos pelo tempo foi dividido por cursores verticais do *software*, e analisado de acordo com o que foi realizado durante a tarefa. Os dados foram transformados em arquivo ASCII, e transferidos para uma planilha para análises futuras.

Análise Estatística: Uma análise de variância two-way (2-way ANOVA) para medidas repetidas foi realizada, para comparar as amplitudes de flexão e extensão por manuseio.

Uma análise de Univariância (ANOVA) foi aplicada para comparar os dados antropométricos entre os sujeitos. A análise Multivariada ANOVA para medidas repetidas foi utilizada para avaliar as diferenças entre os movimentos para cada grupo de sujeitos, e diferença no tempo gasto nos movimentos de flexão e extensão para todas as condições. Uma análise *post hoc* de Duncan foi realizada para comparações múltiplas.

2.3 RESULTADOS

As amplitudes médias dos movimentos de flexão e extensão da coluna lombar durante os quatro carregamentos estão presentes na Figura 2 para os quatro grupos de sujeitos. Os movimentos foram significativamente influenciados pela altura das superfícies ($p < 0.01$) nas quais os sujeitos foram colocar a carga. Neste sentido, caminhando de ou para superfície baixa (B-I, I-B) os ângulos de flexão do tronco foram maiores, e quando a direção da caminhada era de ou para superfície alta (A-I, I-A) ocorriam maiores ângulos de extensão do tronco.

Os resultados do teste de variância ANOVA two-way para medidas repetidas, realizado para comparar as amplitudes de flexão e extensão entre superfícies baixas/altas para todos os sujeitos, revelaram diferenças significativas entre a altura das superfícies ($p < 0,01$), contudo não houve diferenças significativas nos manuseios de e para superfície alta. Os valores estatísticos da *post hoc* Duncan são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Valores estatísticos da pos análise Duncan para comparar as amplitudes entre os manuseios para os movimentos de flexão e extensão do tronco.

| | Flexão* | | Extensão** | |
|-----|---------|--------|------------|--------|
| | I-A | A-I | I-A | H-I |
| I-A | - | NS | - | NS |
| A-I | NS | - | NS | - |
| I-B | 0.0001 | 0.0001 | 0.0001 | 0.0015 |
| B-I | 0.0005 | 0.0009 | 0.0001 | 0.0013 |

* $p=0.0001$, $F=15.5412$.

** $p=0.0001$, $F=17.7158$

A Figura 2 mostra as diferenças nas amplitudes de movimento para os quatro grupos de sujeitos por deslocamento. As diferenças estatísticas entre os grupos de sujeitos em cada movimento (flexão e extensão) são apresentadas na Tabela 3.

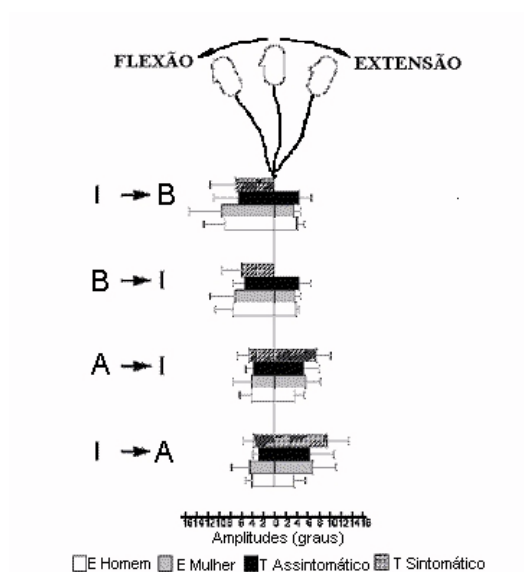


Figura 2. Amplitudes (em graus) de movimentos de flexão e extensão por manuseio e por grupo. I - Superfície Intermediária; B – Superfície Baixa; A - Superfície Alta.

O teste *post hoc* de Duncan, realizado após o teste Manova, mostrou que essas diferenças ($p < 0.05$) nos movimentos de flexão ocorreram entre o grupo de trabalhadores sintomáticos (TS) e entre os outros três grupos, e entre os trabalhadores sintomáticos (TS) e as mulheres estudantes (EM) e homens estudantes (EH) para o deslocamento de I-A. Para o manuseio de A-I, a diferença nos movimentos de flexão ocorreu somente entre trabalhadores sintomáticos e assintomáticos (Tabela 3). Diferenças significativas em flexão também ocorreram entre trabalhadores assintomáticos e homens ($p < 0.001$) e mulheres estudantes ($p < 0.001$), e entre trabalhadores sintomáticos e homens ($p < 0.005$) e mulheres estudantes ($p < 0.005$), para ambos manuseios de I-B e B-I.

Tabela 3. Diferenças identificadas pela pós-análise com o teste de Duncan entre grupos para os movimentos e manuseios.

| Flexão | | | | | | | | | |
|--------|------------|----|----|----|----|------------|----|----|----|
| | <i>I→A</i> | | | | TS | <i>A→I</i> | | | |
| | EH | EM | TA | TS | | EH | EM | TA | TS |
| EH | | | | | | | | | |
| EM | | | | | | | | | |
| TA | √ | √ | | | | | | | |
| TS | √ | √ | √ | | | | | √ | |

| | <i>I→B</i> | | | | <i>B→I</i> | | | |
|----|------------|----|----|----|------------|----|----|----|
| | EH | EM | TA | TS | EH | EM | TA | TS |
| EH | | | | | | | | |
| EM | | | | | | | | |
| TA | | √ | √ | | | √ | √ | |
| TS | | √ | √ | | | √ | √ | |

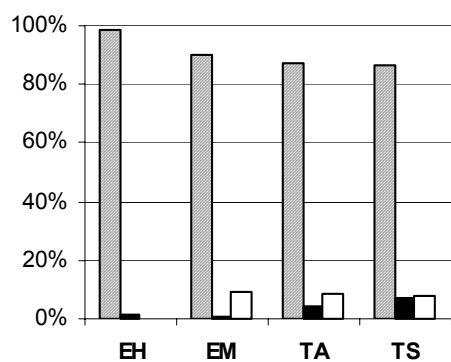
| Extensão | | | | |
|----------|------------|----|----|------------|
| | <i>I→A</i> | | | <i>A→I</i> |
| | EH | EM | TA | |
| EH | | | | |
| EM | | | | |
| TA | | | | |
| TS | | √ | √ | √ |

√ $p < 0.05$

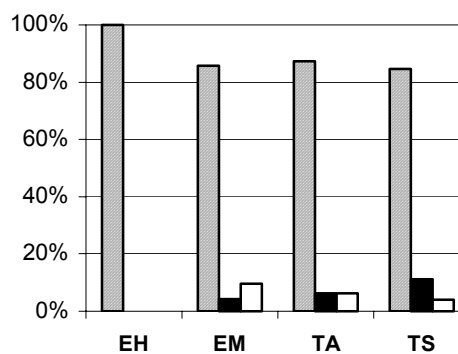
A *post hoc* de Duncan, para o movimento de extensão, foi somente aplicada para tarefas envolvendo superfícies altas, já que não ocorreu movimento de extensão para trabalhadores assintomáticos, quando iam de e para superfícies baixas. Os resultados desta análise mostraram diferenças significativas entre trabalhadores sintomáticos e os três outros grupos para o deslocamento de I-A; entre trabalhadores sintomáticos e homens estudantes no deslocamento para A-I (Tabela 3).

A Figura 3 mostra a porcentagem de tempo gasto em cada movimento por grupo e para os quatro manuseios. De acordo com estes resultados, a maioria do tempo gasto em flexão ocorreu quando os sujeitos caminhavam para ou da superfície baixa (Figura 3a e b). Quando caminhavam para ou da superfície alta o tempo gasto em flexão foi também predominante (Figura 3c), com exceção a trabalhadores mulheres quando caminhando da superfície alta a intermediária, quando o tempo gasto em extensão foi similar ou mais proeminente que o tempo gasto em flexão (Figura 3d).

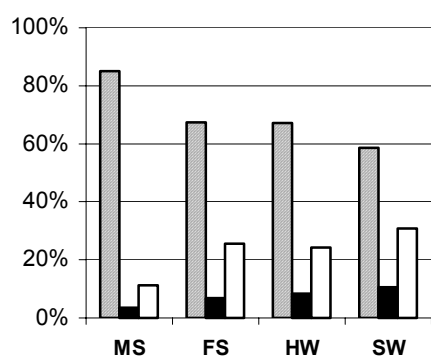
a) Superfície Baixa→Intermediária



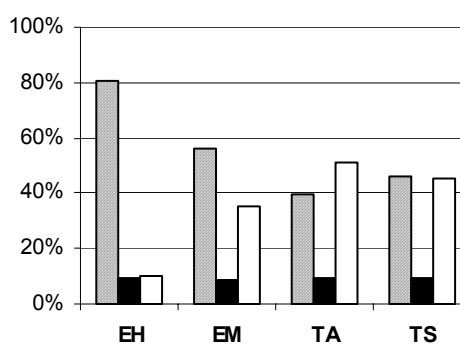
b) Superfície Intermediária→Baixa



c) Superfície Intermediária→Alta



d) Superfície Alta→Intermediária



 Flexão
  Neutro
  Extensão

Figura 3. Porcentagem de tempo gasto em cada movimento por grupo e por atividade de manuseio. EH= Estudantes Homens; EM= Estudantes Mulheres; TA= Trabalhadores Assintomáticos; TS= Trabalhadores Sintomáticos

A análise multivariada realizada para comparar o tempo gasto em ambas as posições (flexão e extensão) mostrou diferenças significativas entre movimento e gênero ($p=0.0015$). A *post hoc* de Duncan executada para comparação dos movimentos durante os manuseios de I-B / B-I, revelou diferenças significativas somente para mulheres durante os movimentos de extensão ($p=0.0051$). Contudo, o tempo gasto em flexão foi maior e similar para ambos os gêneros ($p=0.9687$).

Para os deslocamentos ocorridos entre as superfícies I-A / A-I uma diferença significativa ocorreu para o tempo gasto em ambas as posições para homens e mulheres ($p=0.0000$). A análise *post hoc* mostrou a ocorrência de diferença entre o gênero para os movimentos de flexão ($p=0.0000$) e extensão ($p=0.0006$) do tronco. A Figura 3 mostra um tempo relativamente maior gasto pelas mulheres do que o gasto pelos homens.

Finalmente, o tempo gasto em posição neutra (próximo do grau zero) foi curto na maioria dos deslocamentos, e somente ocorreram quando mudanças entre a flexão e extensão foram mais freqüentes, sugerindo que estas amplitudes mais neutras ocorreram durante a transição entre os movimentos de flexão e extensão.

2.4 DISCUSSÃO

A altura da superfície para qual a carga foi carregada influenciou significativamente a posição do tronco durante o manuseio. Assim, quando caminhavam para (ou de) superfícies altas, mais movimentos de extensão foram observados e quando caminhavam de ou para superfícies baixas, mais movimentos de flexão foram observados. Aparentemente os sujeitos

quando caminhavam anteciparam a postura final, aquela a ser adotada quando alcançassem a superfície alvo. Apesar disso, significativamente mais tempo foi gasto nas posições de flexão quando comparadas com as posições de extensão.

Parece razoável sugerir que a superfície alvo influencia a posição do tronco na transferência de objetos de uma superfície a outra. Nussbaum *et al.* (2000) analisaram a cinemática do tronco para comparar tarefas desenvolvidas manualmente e usando manipuladores, descobriram que os ângulos da coluna foram significativamente mais afetados pela altura e interações entre a altura e o método utilizado. No estudo de Nussbaum *et al.* (2000) embora movimentos dinâmicos fossem realizados, os sujeitos estavam próximos da superfície e nenhuma atividade de carregamento foi descrita. No presente estudo, os sujeitos não tinham interação direta com as superfícies. Assim, nesse caso, teriam a possibilidade de ser explicado por uma das seguintes condições: movimento normal e esperado durante a marcha; o peso da carga em frente ao corpo gerando um torque anterior e da inércia agindo no tronco; diferença entre grupos; ou se houve “antecipação do movimento” influenciado pela posição alvo do final do manuseio.

Durante a marcha humana normal algumas oscilações do tronco são esperadas, principalmente nas direções antero-posteriores e latero-laterais (CAPPOZZO, 1981). Sartor *et al.* (1999) realizaram a análise tridimensional do movimento do tronco para as sub fases do ciclo normal da marcha dos sujeitos. Considerando os movimentos ocorridos no plano sagital, as amplitudes de oscilação não foram maiores do que 2° . Os valores relativos ao sistema de coordenadas absolutas em análise laboratorial mostraram uma tendência similar, e dois pequenos picos de oscilação (amplitudes médias menores do que 1°) em extensão foram

identificados no final e no médio apoio e durante a fase de oscilação (fase de suporte simples). Movimentos para frente e para trás ocorreram em diferentes padrões durante o ciclo da marcha, sendo os movimentos de extensão mais prevalentes do que os de flexão.

THORSTENSSON *et al.* (1984) usando um sistema optico-eletrônico, para investigar os movimentos do tronco em diferentes velocidades de caminhada, identificaram um aumento superior a 5° , quando caminhavam, e um aumento de 6 para 13° quando corriam. A flexão foi prevalente quando comparada aos movimentos de extensão. Assim os resultados de Thorstensson *et al.* não concordam com os de Sartor *et al.*

É difícil comparar estes resultados com os do presente estudo, pois as situações funcionais foram diferentes e os segmentos da coluna avaliados também, assim como foram utilizados diferentes métodos de registro. Ambos os estudos desenvolvidos por Sartor *et al.* (1999) e Thorstensson *et al.* (1984), utilizaram um sistema óptico eletrônico, e registraram os movimentos de todo segmento do tronco (de C7 até a pélvis), já o presente estudo registrou somente a porção lombar da coluna usando um eletrogoniômetro. Contudo, menores amplitudes foram esperadas para o corrente estudo comparado aos outros resultados. Assim, registro de amplitudes maiores que 10 graus (em média) para a porção lombar durante manuseio de I-B, talvez deva ser considerada uma amplitude relativamente alta para a caminhada normal.

O peso do objeto manuseado em frente ao corpo é outro aspecto de influência, gerando um torque anterior agindo no plano sagital, o qual pode ter tracionado o tronco em direção contrária contribuindo para o aumento das amplitudes anteriores. De acordo com os resultados da análise de regressão logística realizada por Marras *et al.* (1995), o torque

determina a natureza da carga externa sobre o sistema musculoesquelético. Não somente o peso da carga, mas também o próprio tronco, quando em uma posição não neutra, contribui para o aumento do torque anterior, e, com o aumento do ângulo de flexão, mais carga é transferida para o disco intervertebral e resulta em mudanças anatômicas na configuração da coluna vertebral. (SHIRAZI-ADL & DROUIN, 1987). Quando na posição ereta, uma parte considerável da carga na coluna vertebral espinal é compartilhada por estruturas musculoesqueléticas passivas e ativas. Contudo, à medida que o tronco se flexiona, a coluna lombar fica plana e o disco intervertebral é obrigado a suportar a maior parte da sobrecarga.

Estudos sobre amplitudes seguras de movimentos do tronco consideram 20° (para o tronco) um risco em potencial, mesmo quando ocorrem menos que 1/3 do tempo (KEYSERLING *et al.*, 1992). Em estudos clássicos, Nachemson (1963) e Nachemson & Morris (1964), mediram a carga sobre o disco L3 em várias atividades, e relataram um aumento de cerca de 70% em carga na coluna quando passando da posição ereta para flexão anterior a 20° . O aumento foi de até 160% quando segurando 10Kg em cada mão a uma flexão de 20° .

Apesar do fato de as amplitudes relatadas aqui para o segmento lombar poderem ser consideradas relativamente pequenas, considerando exclusivamente variações seguras de amplitude, a flexão anterior foi sempre considerada com uma carga extra do objeto sendo manuseado durante as atividades de carregamento. O impacto dos pés sobre o solo durante a caminhada também pode explicar certa exposição e, se a carga carregada durante essas atividades fosse aumentada, sendo relativamente pequena (5 Kg) no presente estudo, é possível que as forças compressoras em L5/S1 fossem também substancialmente aumentadas,

uma vez que a relação entre o peso da carga carregada e forças compressoras na coluna está bem estabelecida na literatura (AYOUB e WOLDSTAD, 1999). Finalmente, a combinação de fatores foi identificada como um risco pela análise logística múltipla (MARRAS *et al.*, 1995), já que o risco pode potencializar outros ocorrendo concomitantemente.

Uma outra possibilidade para explicar as amplitudes relativamente altas ocorrendo durante tarefas de carregamento seria uma antecipação da postura alvo, aquela adotada quando os sujeitos alcançam a superfície na qual irá depositar a carga. Favorece essa possibilidade o fato de que a altura da superfície influenciou significativamente a amplitude de tronco. Por outro lado, significativamente mais tempo foi gasto em posições de flexão, mesmo durante a caminhada de superfícies intermediárias a altas, o que sugere que o movimento anterior de inércia gerado pelo peso da carga em frente ao corpo também desempenhou um papel nos resultados. Somente mais estudos, isto é, analisando a influência de deslocamentos mais longos ou diferentes pesos de cargas, ajudariam a elucidar a contribuição particular de cada variável. Porém, a combinação desses aspectos, mais que um só deles, explicaria melhor os presentes resultados. Além disso, quando combinados, esses aspectos parecem aumentar os riscos associados com o carregamento de cargas, e deveriam ser mais bem estudados.

As tarefas realizadas nesse estudo foram simples e repetidas durante o tempo. Apesar disso, a análise teria se beneficiado de uma abordagem aleatória de tarefas. Para lidar com esse aspecto uma análise baseada em medidas repetidas foi realizada.

Considerando os grupos de sujeitos participantes, diferenças ocorreram nas amplitudes entre grupos funcionais e entre gêneros. Durante o carregamento para e de superfícies as

medias de amplitudes de flexão apresentadas por ambos os grupos de trabalhadores tendiam a serem menores que as apresentadas por ambos os grupos de estudantes. A influência da prática ocupacional pode explicar ao menos parte desses resultados. Além disso, o tempo gasto em movimentos de extensão foi mais curto para homens que para mulheres. Diferenças significativas da altura entre os gêneros (Tabela 1), sendo os homens mais altos que as mulheres, podem explicar parte desses resultados, particularmente para o grupo de mulheres sintomáticas, que eram menores, e no qual os próprios sintomas podem também ter desempenhado um papel.

O objetivo de selecionar trabalhadores de meios ocupacionais similares levou ao recrutamento de um pequeno grupo de trabalhadores sintomáticos que pôde preencher todos os critérios de inclusão/exclusão. Como resultado desses critérios específicos, os trabalhadores, particularmente os sintomáticos, eram em menor número que os estudantes. Vale notar que o foco deste estudo não estava em tarefas de levantamento, que poderiam ser fortemente influenciadas pela altura da superfície (WATERS *et al.*, 1993), mas ao invés disso estava em tarefas de carregamento. Apesar disso, os resultados descritos para os carregamentos poderiam ter sido influenciados pela estatura dos trabalhadores, o que dá suporte à conclusão de que a altura das superfícies para as quais e das quais os sujeitos carregaram influenciou as posturas durante essa atividade. Além disso, a análise comparando os resultados de flexão e extensão para superfícies baixas e altas para todos os sujeitos revelou diferenças significativas no carregamento entre superfícies mesmo quando a interação em grupo foi controlada. Por outro lado, o tempo gasto em flexão foi grande e similar para ambos os gêneros ($p=0.9687$), o que sugere que além das diferenças em altura, sexo e

ambiente ocupacional, o torque anterior do tronco gerado pela carga, e conseqüentes riscos, estiveram presentes para todos os sujeitos. O desvio padrão relativamente alto na Figura 2 também mostra que a variabilidade individual intra-grupo esteve presente, particularmente para movimentos de flexão na caminhada para e de superfícies baixas, e para movimentos de extensão na caminhada para e de superfícies altas. Essas situações podem ter uma relação com a possível estratégia de antecipação já discutida. Esta hipótese é corroborada pelo fato de que resultados comparando estratégias para suportar parte do peso manipulado, conduzidos para a população de trabalhadores do presente estudo e descritas em outro estudo (GIL COURY e PADULA, 2002), identificaram tanto diferenças entre trabalhadores sintomáticos e assintomáticos como também variabilidade intra-grupo. Portanto, padrões individuais podem ter desempenhado um papel nesses estudos e deveriam ser investigados em estudos futuros.

2.5 DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO II

Assim, Padula & Gil Coury (2003) observaram que a altura da superfície para a qual a carga seria colocada influenciou os movimentos do tronco. Houve tendência a amplitudes maiores de flexão durante o trajeto quando o indivíduo deveria colocar a carga na superfície mais baixa, e um predomínio de movimentos de extensão quando este tinha como alvo a superfície mais alta. Isso acontecia durante o trajeto, isto é, antes do indivíduo chegar e parar em frente ao suporte, indicando uma tendência preparatória para o movimento final.

Entretanto, as distâncias percorridas pelos indivíduos eram pequenas. Assim, o desenho do Estudo II não permitiu a confirmação de algumas ocorrências, como por exemplo, a confirmação da presença de estratégias motoras antecipatórias para o tronco diante do estímulo visual que eram as alturas da superfície alvo. A confirmação destes resultados apenas poderia ter sido melhor evidenciada se a distância de carregamento tivesse sido maior do que os 2 metros utilizados. Isso porque, o aumento da distância do trajeto a ser percorrido permitiria ampliar o período de análise e conseqüentemente a identificação das mudanças na amplitude de movimento por meio da eletrogoniometria. Contudo, a questão da antecipação não constava do objetivo inicial do trabalho.

Detectou-se também a necessidade de integração dos resultados de força de preensão em relação às outras faces da caixa, para que fosse possível compreender como a variação da força influencia os movimentos do tronco. Isso porque a caixa confeccionada para o Estudo I apenas media as forças que incidiam em uma das faces anteriores da caixa.

Os estudos sobre manuseio possuem poucos relatos sobre os tipos de preensão utilizados durante o transporte de cargas, e quanta força é utilizada para segurar objetos tipo caixa. Os poucos estudos existentes sobre forças de preensão em objetos do tipo caixa foram realizados utilizando células de carga nas alças das caixas (STRAKER *et al.*, 1997). Contudo, esse tipo de caixa representa uma minoria entre as caixas utilizadas por trabalhadores em situações ocupacionais.

Drury *et al.* (1982) analisaram 2000 tarefas de manuseio em várias empresas americanas e constataram que a maioria das caixas manuseadas não possui alças e pesam em média 9Kg. Assim para integrar os resultados sobre as forças de preensão empregadas nas diferentes faces de uma caixa e o comportamento do tronco durante o manuseio, foram necessários novos estudos.

Devido a escassez de estudos sobre os tipos de preensão utilizados para manusear objetos tipo caixa, foi necessário identificar os locais de contato das mãos com a caixa para que fosse possível definir os locais de colocação das células de carga. Para isso, foi realizado o Estudo III, que objetivou descrever os diferentes tipos de preensão empregados durante as atividades de manuseio de cargas e quantificar bilateralmente os movimentos de flexo-extensão, desvio radial e ulnar do punho por meio da eletrogoniometria.

O Estudo III foi então intitulado “TIPOS DE PREENSÃO E MOVIMENTOS DO PUNHO DURANTE ATIVIDADE DE MANUSEIO DE CARGA” e foi publicado na *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2006; 10 (1), 29-34, conforme apresentado a seguir. A versão publicada deste estudo encontra-se no Anexo 3.

3. ESTUDO III

TIPOS DE PREENSÃO E MOVIMENTOS DO PUNHO DURANTE ATIVIDADE DE MANUSEIO DE CARGA

3.1 INTRODUÇÃO

O uso das mãos está presente num grande número de atividades realizadas pelo homem, desde aquelas relacionadas à vida diária, até as de ordem ocupacional e recreativa. Assim, além de ter uma importância no que se refere às atividades vitais de um indivíduo, o uso da mão pode ser considerado como um meio de integração social.

Vários estudos têm sido realizados para avaliar a incidência das disfunções músculo-esqueléticas relacionadas às atividades de manuseio (STRAKER, 1999; CIRIELLO, 1999). O que tem sido observado é que as atividades de manuseio afetam principalmente os membros superiores e tronco. No entanto, apesar de existirem muitos estudos avaliando a sobrecarga músculo-esquelética presente nas tarefas de manuseio de cargas e seu efeito para a coluna vertebral, muito pouco tem sido estudado sobre os efeitos dessa tarefa para o punho. Vários parecem ser os fatores que influenciam a ocorrência das lesões durante o manuseio, dentre os quais, o peso e o tipo da carga manuseada (STRAKER, 1999).

Iida (2005) relata que o formato da carga é uma condição que influi na preensão utilizada, pois objetos cujos formatos se aproximam da anatomia das mãos, proporcionam maior contato destas com o objeto permitindo maior firmeza de preensão. Nesse caso, uma quantidade menor de força é utilizada, facilitando assim, o manuseio. Enquanto que, um objeto maior necessita de mais força para mantê-lo e um número maior de segmentos corporais são recrutados para estabilizá-lo.

Outro fator importante para a preensão é a posição das mãos e punhos, pois a força gerada na preensão é maior quando a mão está em posição neutra ou em pequena extensão, e

é reduzida quando o punho está flexionado ou lateralizado. O desvio ulnar resulta em uma perda de 25% da força de preensão, e o desvio radial pode estar associado a uma perda de 20% da força (PUTZ-ANDERSON, 1988). As características individuais do sujeito também devem ser consideradas quando se analisa o tipo de preensão, pois o tamanho das mãos irá induzir o tipo de preensão a ser adotado, com isso variações na forma e dimensões da mão interferem na localização, direção e distribuição das forças envolvidas na preensão (Mc GORRY, 2001).

Os estudos da preensão são mais realizados para avaliar a eficácia do redesenho de ferramentas de trabalho, e para diminuir os riscos de lesão músculo-esquelética (PASCHOARELLI & GIL COURRY, 2004). Contudo, a preensão empregada para segurar objetos não se restringe apenas ao manuseio de ferramentas, outros objetos são manuseados diariamente, em contextos ocupacionais, tais como, caixas, cilindros, carrinhos, sendo considerados também atividade de grande risco para lesões do sistema músculo-esquelético (CAMPBELL *et al.*, 2000).

Considerando que o formato do objeto a ser manuseado pode ser determinante do tipo de preensão utilizada, e que estas tarefas de manuseio estão relacionadas ao aparecimento de lesões músculo-esqueléticas, é pertinente caracterizar as diferentes formas de preensão que ocorrem espontaneamente durante o manuseio de objeto do tipo caixa, e possíveis variáveis posturais associadas a esse manuseio. Esse conhecimento pode permitir o estabelecimento de medidas preventivas a serem adotadas em programas ergonômicos de controle de riscos para as lesões músculo-esqueléticas em situações ocupacionais.

Assim, este estudo objetivou descrever os diferentes tipos de preensão empregados durante atividade de manuseio (pegar, levantar e abaixar) de cargas de 5 e 10 Kg, e quantificar bilateralmente os movimentos de flexo-extensão, desvio radial e ulnar do punho presentes nos manuseios, os quais foram registrados por meio da eletrogoniometria.

3.2 MÉTODO

Sujeitos: Participaram deste estudo 10 voluntários, do sexo masculino, com idade média 23,3 anos ($\pm 3,16$) sem treinamento em atividades de manuseio. A estatura média dos indivíduos foi de 176,9 cm ($\pm 4,19$); e massa corporal média de 74,7 Kg ($\pm 7,11$). Foram considerados aptos a participar do estudo, os sujeitos que não apresentavam sintomas ou disfunções músculo-esqueléticas nos membros superiores.

Materiais e Equipamentos: Neste estudo foram utilizados: Uma Ficha para caracterização dos voluntários; 3 superfícies de metal de 92 cm de comprimento por 30 cm de largura, posicionadas em diferentes alturas a partir do solo, a saber: baixa (73 cm), intermediária (103 cm) e alta (133 cm); uma caixa de metal com tampa removível totalizando 5Kg; uma carga extra de metal com massa de 5 Kg; uma Filmadora Panasonic – modelo nº GR-AX808U and AA-V35U; um tripé – modelo 950 Tripod; uma balança antropométrica da marca WELMY; e materiais de suporte: fita adesiva simples e dupla face, fita de vídeo, fita métrica, disquetes, tesoura, cinto.

Eletrogoniômetro: Foi utilizado um conjunto de eletrogoniômetros (Biometrics, Gwent, UK) composto por 1 Data-Logger – modelo DL 1001, 2 goniômetros biaxiais – modelo XM 75, 2 cabos de conexão e um computador equipado com *software* Biometrics V3.X.

Procedimentos: Os sujeitos foram informados sobre os objetivos e procedimentos do estudo e, concordando em participar, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (Protocolo n.059/04).

Diante da aceitação para participação no estudo, os voluntários foram entrevistados, medidos e pesados e foram feitas as mensurações antropométricas das mãos, segundo critérios de Pheasant (1996). Os sujeitos foram familiarizados com a atividade antes das medidas serem realizadas, entretanto, nenhuma instrução específica sobre como realizar o manuseio, ou pegar a caixa foi fornecida.

Os procedimentos para a colocação do eletrogoniômetro foram realizados com os sujeitos na posição sentada, com os antebraços pronados sobre uma mesa e as mãos mantidas em posição neutra. Os goniômetros foram fixados, com fita adesiva dupla face, no dorso das mãos e antebraços, alinhados ao tendão extensor do 3º dedo e eixo maior do antebraço, conforme instruções do fabricante (BIOMETRICS LTDA, 1997). O equipamento foi então calibrado, convencionando que o canal (A) para a flexo (+)/extensão (-); e o canal (B) para o desvio radial (+) e ulnar do punho direito (-), e os outros dois canais C e D, respectivamente para os movimentos de flexo-extensão e desvio radial e ulnar do punho esquerdo. A taxa de aquisição dos dados foi estabelecida em 1000 amostras/segundo.

Descrição da tarefa: A tarefa realizada consistiu em pegar a caixa de uma superfície e colocá-la em outra de altura diferente, sendo que a carga sempre deveria partir da altura intermediária e retornar a ela. As superfícies ou alturas de manuseio foram denominadas de Intermediária, Alta, e Baixa. A caixa utilizada para o experimento permitia a alteração de seu peso pela introdução de carga interna, assim os sujeitos realizaram uma seqüência com a caixa pesando 5 Kgf e outra com 10 Kgf. Cada seqüência desenvolvida pelos voluntários foi randomizada e repetida duas vezes.

Análise dos Dados: Os tipos de preensão utilizados durante as atividades de manuseio foram registrados por meio da filmagem, segundo critérios de Watson (1998) e analisadas descritivamente, o que permitiu a identificação das diferentes categorias de preensão.

O movimento registrado pelo eletrogoniômetro foi analisado a partir de gráficos e dos valores das amplitudes em graus, em função do tempo em segundos. A análise possibilitou a identificação do percentual de tempo gasto dentro e fora das faixas de amplitudes pré-estabelecidas. Estas faixas foram escolhidas em função do que a literatura ergonômica (PASCHOARELLI & GIL COURRY, 2004) considera como faixas “seguras” de movimento, de forma a evitar desconfortos e sobrecarga ($\leq 15^\circ$ de flexão e extensão, $\leq 10^\circ$ de desvio radial, e $\leq 15^\circ$ de desvio ulnar).

Análise Estatística: Uma Análise Univariada - ANOVA foi utilizada para identificar a existência de diferenças significativas na antropometria das mãos dos voluntários. A ANOVA

para medidas repetidas foi aplicada para análise da diferenças entre os movimentos empregados para manusear as cargas entre as superfícies. Nesta última análise as duas repetições da seqüência de tarefas foram avaliadas. Para ambas as análises foram utilizados um nível de significância de $p \leq 0,05$.

3.3 RESULTADOS

As medidas antropométricas das mãos (comprimento das mãos, circunferência metacarpal, circunferência palmar) dos sujeitos foram analisadas e não mostraram diferenças significativas entre indivíduos ($p=0,724$), e entre as mãos direita e esquerda ($p=0,821$).

Os resultados das filmagens permitiram a identificação de três principais tipos de preensão durante a realização das tarefas, que foram classificadas em latero-lateral, latero-inferior, latero-posterior (Ver Figura1). Os sujeitos não alteravam o tipo de preensão empregado, do início ao término de cada atividade.

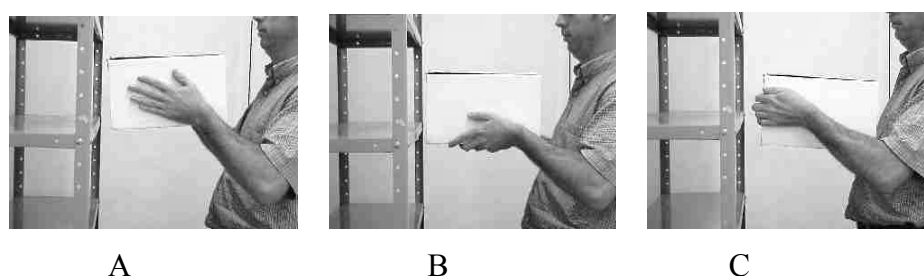


Figura 1: 1A – Preensão látero-lateral; 1B – Preensão látero-inferior; 1C – Preensão látero-posterior

A preensão latero-lateral foi definida como sendo aquela em que a mão permaneceu exclusivamente nas laterais da caixa (Figura 1-A).

A preensão latero-inferior foi aquela em que a totalidade (ou maior parte) da mão ficava na lateral da caixa e os 4 dedos (do 2º ao 5º) ou parte deles seguravam a parte inferior da caixa (Figura 1-B).

Na preensão latero-posterior os 4 dedos (do 2º ao 5º) ficavam na parte posterior da caixa, com a palma da mão na lateral da caixa e os dedos na face posterior da caixa (Figura 1-C). Pequenas variações foram observadas neste tipo de pega, sendo que às vezes a mão permaneceu deslocada para baixo (próximo ao canto inferior) ou para cima (no canto superior da caixa).

Em termos percentuais o tipo de preensão mais utilizado foi o latero-posterior (38% das ocorrências), seguido pela latero-inferior, (34%), e pela latero-lateral (28%). No que tange a massa da caixa, a preensão latero-lateral foi a mais utilizada quando ocorria manuseio da carga mais leve (5Kg). Já as preensões latero-inferiores e latero-posteriores foram mais empregadas com a caixa de 10Kg, sendo que essa tendência ocorreu em todas as alturas de manuseio.

Em média o tempo gasto em cada manuseio foi de 8,77 segundos ($\pm 1,69$). Esse tempo foi analisado em termos percentuais do tempo total da atividade. Os percentuais de tempo gastos pelos sujeitos nos movimentos de flexo/extensão podem ser vistos na Figura 2. Observa-se um predomínio de posturas mais neutras na faixa de $-15^\circ / 0^\circ / +15^\circ$ para os movimentos de flexo/extensão, embora maior tempo foi gasto em flexão nos manuseios envolvendo superfícies altas e maior tempo em extensão nos manuseios envolvendo superfícies baixas.

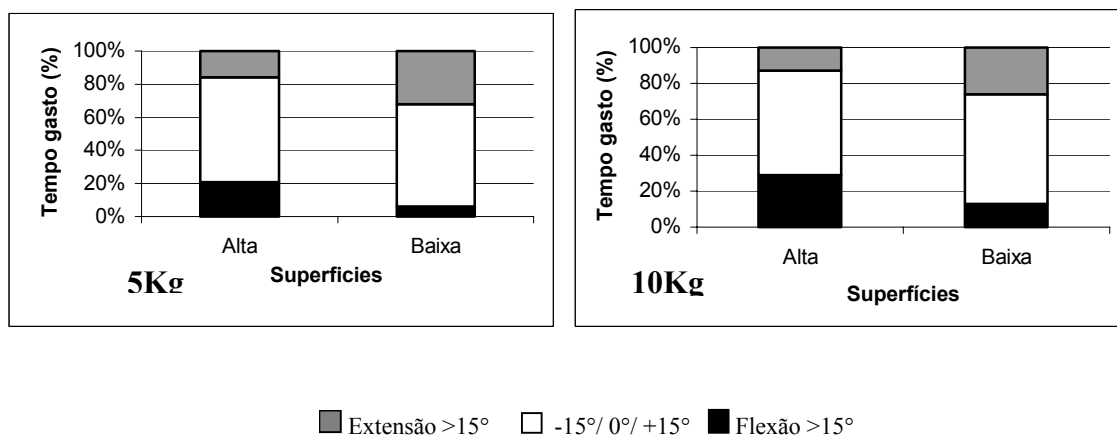


Figura 2: Tempo gasto nas faixas de movimentos de flexo-extensão do punho nas superfícies de manuseio Alta e Baixa para caixas com 5 Kg e 10Kg

As posturas neutras também predominaram para os desvios radial e ulnar (ver Figura 3) faixa de $-10^{\circ}/0^{\circ}/+15^{\circ}$. Entretanto, mais de 40% do tempo, acima de 1/3 do tempo da atividade foi gasto em desvio radial, com amplitudes superiores a 10 graus em manuseios envolvendo superfícies altas, e em torno de 30% do tempo nessas mesmas condições envolvendo superfície baixa.

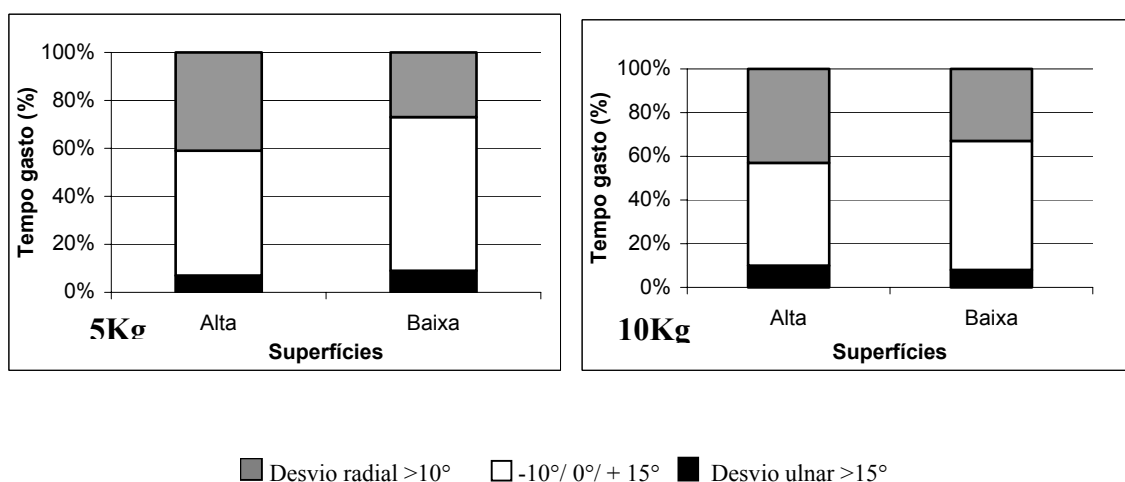


Figura 3: Tempo gasto nas faixas de movimentos de desvio radial e ulnar do punho nas superfícies de manuseio Alta e Baixa para caixas com 5 Kg e 10Kg.

A análise estatística permitiu identificar diferenças significativas ($p=0,000$) no percentual de tempo gasto nas amplitudes de movimento entre as diferentes alturas de manuseio, contudo não houve diferença significativa entre as cargas manuseadas ($p=0,43$).

3.4 DISCUSSÃO

Os resultados mostraram que não houve diferenças significativas na antropometria das mãos dos voluntários. Isto indica que diferenças observadas no acoplamento das mãos à caixa não foram influenciadas pela variabilidade individual nas medidas das mãos. Considerou-se pertinente avaliar esse aspecto já que este pode influenciar os tipos de pega e a forma de acoplamento do objeto manuseado (PASCHOARELLI & GIL COURY, 2000).

Os sujeitos optaram por preensões que permitem uma maior estabilidade na sustentação da carga, com predomínio das preensões latero-posteriores e latero-inferiores. O tipo de preensão escolhido, também permitiu a aproximação da carga ao corpo, diminuindo o braço de alavanca e favorecendo a força dos membros superiores. Já a preensão mais utilizada, face inferior da caixa (34%), pareceu decorrer da necessidade de suportar maior força peso gerada pelo aumento da massa da caixa de 5 para 10Kg.

Estudos realizados por Drury *et al.* (1982) e Drury (1985) envolvendo manuseio de caixa, mostraram que a posição mais comumente utilizada pelos trabalhadores para esse tipo de tarefa é similar ao que foi denominada nesse estudo de latero-posterior. Isso parecer

decorre do fato desta posição fornecer melhor posicionamento das mãos, o que conduz a uma maior estabilidade e melhor controle sobre a carga. Drury (1982) avaliou mais de 2000 tarefas de manuseio em diversas empresas e identificou a utilização de posições assimétricas das mãos em objetos tipo caixa, com um predomínio de pegas onde as mãos estão diagonalmente opostas nos cantos da caixa, posição considerada por ele ideal, pois minimiza as forças envolvidas na preensão.

Baril-Gingras & Lortie (1995), ao estudarem manuseios dinâmicos, encontraram durante a realização das atividades, muitos ajustes na preensão, provavelmente para que seja conseguida uma maior estabilidade na pega; no entanto, os sujeitos analisados no presente estudo mantiveram a mesma postura de preensão do início ao término de cada tarefa, talvez por se tratar de um experimento que envolveu uma atividade relativamente rápida e estática, em que alterações no tipo de preensão empregado eram desnecessárias.

A manutenção do punho em posição neutra é importante para a prevenção de lesões músculo-esqueléticas já que amplitudes extremas tensionam ligamentos e comprimem estruturas (KAPANDJI, 1990). O estudo realizado apontou uma tendência para a utilização de amplitudes neutras, esses resultados podem ter sido influenciados por fatores biomecânicos e da atividade, como a necessidade de ajustes de força e de amplitudes de movimentos, para as diferentes cargas, e o manuseio para diferentes alturas.

As amplitudes de movimento do punho, para os movimentos de desvio ulnar são duas a três vezes mais amplas do que do desvio radial. Além disso, quando as amplitudes de flexão ou extensão do punho são máximas, posição essa que os ligamentos do carpo se encontram alongados, os desvios do punho são mínimos. No entanto, os desvios são máximos se a flexão

for mínima ou inexistente, pois esta posição favorece o relaxamento dos ligamentos (KAPANDJI, 1990). Assim, as posturas mais neutras para flexo/extensão podem ter favorecido a permanência de cerca de 35% do tempo em desvio radial, acima da faixa de amplitude considerada segura (10°). De acordo com Ketola *et al.*(1996) a amplitude de segurança de 10 graus só é válida quando a postura é mantida durante menos de 1/3 do tempo do ciclo da atividade, pois acima dessa proporção à amplitude pode ser considerada de risco. Outra possível explicação para a maior porcentagem de tempo em desvio radial, seria o fato de que quando o movimento ocorria em direção a superfície alta, ou voltando desta superfície, o desvio radial era mais freqüente, talvez para ajustar o eixo da mão ao objeto.

Como os resultados mostraram que os tipos de preensões adotados tiveram relação com as diferentes cargas, seria esperado que as amplitudes dos movimentos realizados pelo punho também apresentassem diferenças significativas em relação às massas; no entanto, isso não foi observado. Deduz-se daí que, como este estudo se ateve apenas à análise dos movimentos do punho (flexão, extensão, desvios radial e ulnar) durante atividade de manuseio de carga (5 e 10 Kg), possivelmente outras articulações, como a do cotovelo e/ou ombro, sofreram ajustes compensatórios, adotando diferentes posições a fim de compensar a restrição que o formato do objeto propiciava.

Em estudos futuros será importante avaliar as posições articulares de outros segmentos do membro superior, além do punho, durante as atividades de manuseio e a atividade elétrica de grupos musculares envolvidos na atividade, para detectar outras possíveis condições presentes na preensão de objetos tipo caixa.

3.5 CONCLUSÃO

O estudo mostrou que a massa da caixa manuseada influenciou o tipo de pega adotada, entretanto, não influenciou as amplitudes do punho. As amplitudes de movimentos do punho consideradas seguras predominaram durante as tarefas avaliadas, porém, a altura da superfície, alta ou baixa, influenciou o movimento gerando amplitudes mais extremas. Ainda, uma porcentagem de tempo acima da faixa de amplitude recomendável foi gasta em movimentos de desvio radial quando o manuseio envolvia superfície alta. Assim, programas preventivos deveriam incluir recomendações sobre a estocagem de material a ser manuseado em alturas acessíveis para evitar movimentos mais extremos do punho.

3.6 DESDOBRAMENTOS A PARTIR DO ESTUDO III

O Estudo III permitiu identificarmos três tipos de preensão, com índices de ocorrências crescentes, denominados: latero-posterior, latero-inferior, latero-lateral, respectivamente. Possibilitou ainda observar a ocorrência de amplitudes de movimento do punho em faixas seguras tanto para a flexo/extensão, quanto para os desvios radial e ulnar. As alturas de manuseio influenciaram no tempo de permanência nos movimentos analisados diferentemente da massa da carga que não promoveu mudanças no movimento. Os locais de contato da mão com a carga e as pequenas mudanças de movimento geradas quando do manuseio da caixa, possibilitaram a definição dos locais de fixação das células de carga e a confecção do dispositivo para avaliar as forças de preensão.

Além desse aspecto, a avaliação dos movimentos do tronco, o aumento na distância de carregamento, a disponibilidade da caixa e a realização concomitante das análises tornaram possível dar continuidade aos nossos objetivos de conhecer como os indivíduos seguravam a caixa durante os manuseios e, um segundo aspecto ainda não elucidado se, de fato, ocorria a antecipação de movimentos de tronco influenciada pelas superfícies para as quais os objetos são transportados durante percurso mais longo. Para isso foi desenvolvido um quarto estudo intitulado “Os movimentos antecipatórios do tronco que ocorrem durante atividades de carregamento para superfícies de diferentes alturas podem ser considerados reações protetoras ou riscos?”.

Este estudo foi submetido ao periódico *Clinical Biomechanics*. A seguir apresentamos o artigo submetido. A carta de submissão encontra-se no Anexo 4.

4. ESTUDO IV

**OS MOVIMENTOS ANTECIPATÓRIOS DO TRONCO QUE OCORREM DURANTE
ATIVIDADES DE CARREGAMENTO PARA SUPERFÍCIES DE DIFERENTES
ALTURAS PODEM SER CONSIDERADOS REAÇÕES PROTETORAS OU RISCOS?**

4.1 INTRODUÇÃO

As atividades de manuseio de carga são consideradas geradoras de riscos biomecânicos ao sistema músculo-esquelético, principalmente em membros superiores e coluna vertebral (STRAKER, 1999). O manuseio de cargas envolve a sustentação, carregamento, puxar e empurrar objetos. O índice de ocorrência dessas atividades, para o levantamento e a sustentação da carga, na indústria é de 39.9% e 29.5% , respectivamente e 15.7% para atividades de carregamento (CIRIELLO *et al.*, 1999). Mais recentemente a natureza do trabalho parece estar em uma fase transitória. De acordo com Marras (2000) a tendência no mundo do trabalho é uma mudança de uma sociedade de manufatura para uma sociedade de distribuição. Neste contexto os bens produzidos precisam ser manipulados e enviados mais rapidamente, o que acarreta maiores cargas de trabalho sobre os trabalhadores.

Os fatores de risco envolvidos nas atividades de levantamento e sustentação da carga vêm sendo amplamente estudados, sendo que entre os aspectos avaliados estão: a influência das alturas, na colocação e retirada da carga, para a sobrecarga do tronco (DEMPSEY, 2003); o manuseio de cargas com diferentes massas, e as posturas corporais biomecanicamente desfavoráveis para o sistema músculo-esquelético (BUTLER & KOZEY, 2003). Outros estudos relevantes avaliam as estratégias motoras utilizadas por indivíduos experientes e inexperientes (GAGNON *et al.*, 1996; GAGNON, 2003). Contudo, existem poucos estudos que investigam os riscos biomecânicos envolvidos na atividade de carregamento. Alguns dos aspectos que mereciam ser melhor estudados são o efeito da massa do objeto carregado, a

experiência prévia em manuseios e das superfícies alvo, para as quais os objetos são carregados, nos movimentos do tronco.

Há muito se reconhece que utilizamos posturas de maneira exploratória para equilibrar a execução de movimentos precisos. Desde a década de 1960 foi demonstrado que músculos posturais, ou seja das pernas e do tronco, são previamente ativados (mais de 50 ms antes) em relação aos músculos primários do braço quando um adulto está ereto e eleva o braço (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995). Observou-se que os ajustes antecipatórios ocorrem para contrabalançar e compensar os efeitos perturbadores do movimento voluntário e para serem específicos para a tarefa realizada. Eles também predizem a direção que o movimento voluntário irá tomar (COMMISSARIS & TOUSSAINT, 1997) e tem sua amplitude ajustada ao tamanho da perturbação esperada.

Em um estudo anterior sobre carregamento de cargas para superfícies de alturas diferentes, Padula & Gil Coury (2003) identificaram influencia da altura sobre os movimentos do tronco durante as tarefas de carregamento analisadas, no sentido de que quando os indivíduos carregavam cargas para superfícies altas e baixas, o tronco adotou posições mais estendidas e fletidas, respectivamente, durante os carregamentos. Portanto, posturas foram previstas e antecipadas, embora não no sentido de contrabalançar o movimento primário, mas em sua própria direção. Porém, aquele foi apenas um estudo preliminar, a distância percorrida pelos sujeitos foi relativamente curta (2m) e os dados não foram analisados mais detalhadamente em relação aos ajustes antecipatórios registrados. Também, a duração das posturas de tronco adotadas foi maior do que os milésimos de segundo relatados nos estudos sobre ajustes antecipatórios.

No presente estudo, partimos da hipótese de que embora o movimento observado não possa ser considerado APAS (Ajustes Posturais Antecipatórios), parece apresentar algumas de suas características. Nesse caso devemos esperar que : (1) as posturas antecipadas sejam específicas para a tarefa desempenhada; (2) elas sejam ajustadas ao nível de dificuldade da tarefa.

O objetivo do presente estudo foi avaliar os movimentos ântero-posteriores do tronco e o tempo gasto por indivíduos experientes e inexperientes quando carregam cargas para superfícies de alturas diferentes.

4.2 MÉTODO

Seleção dos Sujeitos: Foram recrutados 36 voluntários do sexo masculino, sendo 16 experientes e 20 inexperientes na realização de atividades de manuseio de carga. A idade média dos voluntários foi de $23,12 \pm 4,12$ anos e $22,00 \pm 4,12$ anos, peso de $65,56 \pm 9,47$ e $70,13 \pm 8,38$ Kg, altura $168 \pm 0,03$ e $170 \pm 0,03$ cm e índice de massa corporal de $23,13 \pm 2,98$ e $24,32 \pm 2,75$ Kg/m², respectivamente para ambos os grupos.

Critérios de Inclusão e Exclusão: O grupo de voluntários experientes deveria ter 6 meses ou mais de experiência em manuseio de carga com ênfase em carregamentos; e o grupo de indivíduos inexperientes não ter experiência em manuseio de carga ou trabalhar com essa atividade. Ambos os grupos não poderiam apresentar sintomas ou disfunções músculo-esqueléticas, doenças gerais, limitações de amplitude de movimento, desvios posturais

aparentes, ou problemas de equilíbrio. Os indivíduos experientes trabalhavam em manuseio de caixas com massa média de 28Kg.

Os participantes assinaram um termo de consentimento e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética local (Proc. N. 059/04).

Equipamentos: Um Eletrogoniômetro Biometrics (Gwent –UK) foi utilizado para registrar as amplitudes do movimento ântero-posterior do tronco, (Sensor XM150B, 8 channel DataLink Unit modelo DLK800-M1733, *Software Data- Link PC 2.0* e um sinalizador de registros).

A caixa utilizada para transporte foi fabricada em aço, 300mm de comprimento e largura e 180mm de altura, com massa de 7Kg. À massa inicial da caixa foram acrescentadas outras cargas por meio de encaixe interno, permitindo a variação do peso. As massas utilizadas foram 7 e 15 Kg. Às faces anterior, lateral e inferior direita e esquerda foram fixadas células de carga para pressão de até 30Kgf que foram conectadas ao Data Link Subject Unit. Assim foi possível identificar os momentos em que o indivíduo iniciava e terminava o contato com a caixa.

Descrição da Tarefa: Os indivíduos realizaram atividade simulada de manuseio de carga de uma superfície de altura fixa (66,5cm) para outras de alturas variadas. O trajeto percorrido para o transporte da carga era de 4 metros em linha reta. As superfícies de depósito foram ajustadas em quatro alturas diferentes, sendo uma próxima ao chão (Baixa –B), com valor fixado em 21cm, e as demais de acordo com as medidas antropométricas dos voluntários em pé. As medidas consideradas foram: altura do joelho-chão (Baixa-Intermediária - BI), altura

do cotovelo à 90° do chão (Alta-Intermediária - AI) e altura dos ombros (Alta - A). O *layout* da atividade e os valores médios e desvios padrão dessas alturas, para o grupo de experientes e inexperientes são apresentados na Figura 1.

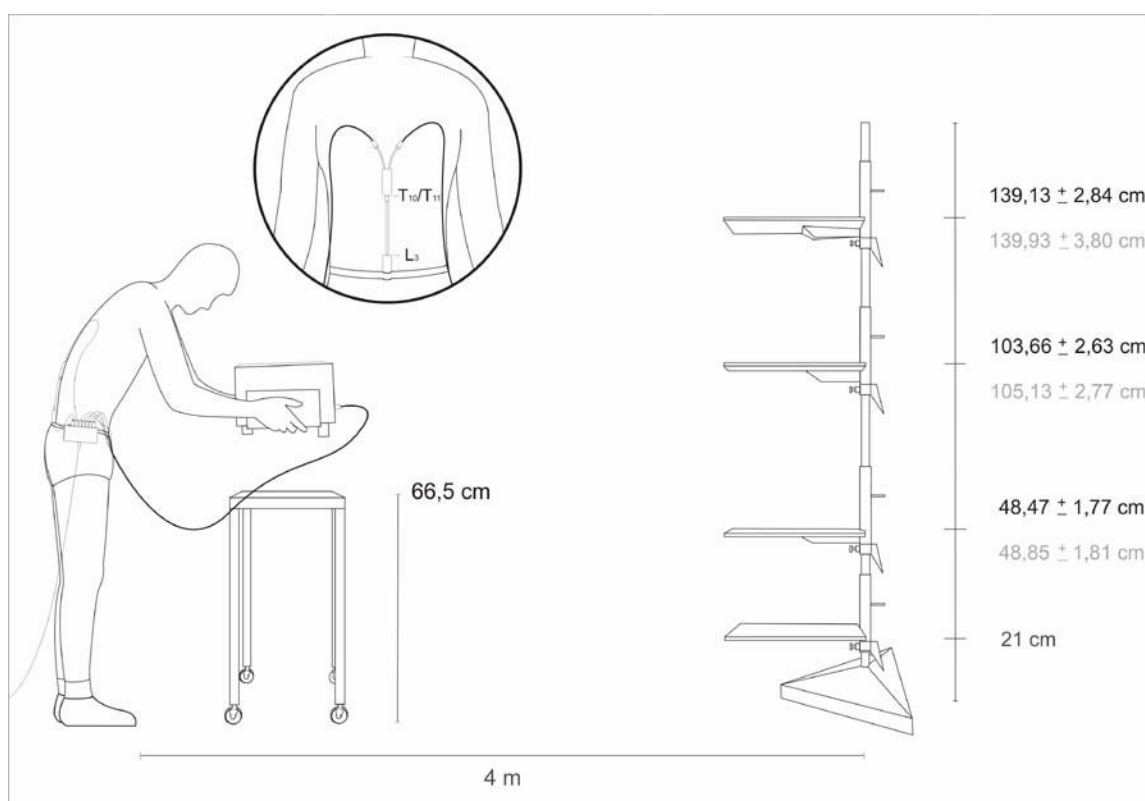


Figura 1. Condições experimentais e media e desvio padrão da altura das superfícies alvo.

Procedimento Experimental: Foi realizada uma avaliação postural e antropométrica, e uma entrevista. Os participantes foram familiarizados ao ambiente da coleta e orientados sobre a atividade, contudo não lhes foi informado sobre as massas das cargas a serem manuseadas. Os sujeitos vestiam roupa de banho, para possibilitar a colocação dos sensores do

eletrogoniômetro, fixados com fita dupla face sobre a coluna vertebral. A porção interna do terminal telescópico do eletrogoniômetro foi fixada em nível da terceira vértebra lombar, a mola levemente distendida atentando-se para a simetria com o eixo axial, e o terminal fixo acoplado em nível da décima primeira vértebra torácica. O equipamento foi calibrado em posição neutra: indivíduos em pé em posição relaxada e estável.

O indivíduo era instruído a pegar o objeto, o suporte de apoio eliminado, e a caminhar diretamente para a superfície (Baixa-B, Baixa-Intermediária – BI, Alta-Intermediária -AI, Alta-A) no qual deveria depositar a carga.

Após a familiarização, as seqüências envolvendo as quatro superfícies, e duas cargas (7Kg e 15Kg) foram randomizadas para todos os sujeitos.

Aquisição e Análise dos dados: A aquisição foi realizada durante toda a tarefa, com frequência de amostragem de 100Hz. Os arquivos foram salvos por meio do *software* DataLink PC (2.0) e em seguida convertidos em formato “ascii” para serem analisados.

A análise dos dados foi realizada por meio de rotinas programadas no *software* MatLab (6.5). Nos dados cinemáticos foi aplicado um filtro digital passa-baixa de segunda ordem do tipo *Butterworth*. A frequência de corte utilizada foi de 5Hz, identificada na análise residual desenvolvida de acordo com a proposta de Winter (1990). Os registros das células de carga foram utilizados para determinar o início (forças maiores que 0,3Kgf) e o final (forças menores que 0,3Kgf) do manuseio. O início e final da fase de carregamento foram estabelecidos por análise visual dos movimentos do tronco (ângulo x tempo) e por meio da

marcação eletrônica feita durante a coleta com o marcador de evento (Biometrics). A duração total do manuseio (em segundos) foi obtida, e a partir dela os dados foram normalizados em função do tempo, sendo o início correspondente a 0 e o final a 100% da tarefa. Foi então calculada a curva média e o desvio-padrão da amplitude de movimento antero-posterior do tronco, referentes a esse período, para cada condição experimental.

Após as análises do manuseio e da caminhada, uma terceira análise foi também realizada referente aos movimentos antecipatórios do tronco que ocorriam durante o trajeto de deslocamento da carga. Análises preliminares mostraram que a superfície alvo influenciava os movimentos do tronco já durante o percurso. Então, os movimentos antecipatórios de ajuste postural foram identificados por meio do janelamento do registro cinemático. A primeira janela foi criada a partir do início da fase de carregamento. O tamanho de janela utilizado foi de 0,30s (30 pontos) e 50% de sobreposição. A variação da amplitude do tronco para uma janela x foi considerada relevante quando a amplitude média dessa janela foi maior que o valor médio mais (para flexão do tronco no momento do depósito da carga) ou menos (para extensão do tronco no momento do depósito da carga) dois desvios-padrão computados para a janela $x-1$ (NOÉ, 2006). Ainda, para garantir que este ponto correspondia ao ajuste postural antecipatório e não apenas à oscilação natural do sujeito, o valor médio da janela x deveria ser maior ou menor ao valor médio janelas $x+1$ e $x+2$. Essas duas últimas janelas foram programadas com duração de 0,30 s (30 pontos) e sem sobreposição.

Os dados foram analisados por meio de estatística descritiva. Uma Análise de Univariância ANOVA-three way foi utilizada para verificar as possíveis diferenças existentes

entre grupos, cargas e alturas, para : (1) duração da tarefa em segundos (2) ajuste postural antecipatório.

4.3 RESULTADOS

Duração da tarefa

Os valores referentes à duração da tarefa estão apresentados na Tabela 1. Foram encontradas diferenças significativas entre grupos ($p < 0,008$) e entre cargas ($p < 0,000$).

Tabela 1. Valores médios e desvios-padrão do tempo gasto para a realização da tarefa nas diferentes condições experimentais (em segundos).

| | | <i>BAIXO</i> | <i>INTER. BAIXO</i> | <i>INTER. ALTA</i> | <i>ALTA</i> |
|-------------|---------------|--------------|---------------------|--------------------|-------------|
| 7Kg | Experientes | 7,44 ± 0,92 | 7,45 ± 1,05 | 7,35 ± 0,93 | 7,31 ± 0,91 |
| | Inexperientes | 7,56 ± 0,98 | 7,63 ± 1,14 | 7,84 ± 1,14 | 7,84 ± 1,09 |
| 15Kg | Experientes | 7,76 ± 1,31 | 7,78 ± 1,16 | 7,97 ± 1,13 | 8,32 ± 1,43 |
| | Inexperientes | 8,35 ± 1,41 | 8,14 ± 1,32 | 8,44 ± 1,22 | 8,73 ± 1,38 |

O tempo gasto para manusear 7 e 15 Kg foi diferente tanto para indivíduos experientes ($p < 0,000$) quanto para inexperientes ($p < 0,000$). A carga mais pesada foi carregada mais lentamente por ambos os grupos. Entre os grupos as diferenças existem apenas quando do manuseio da carga de 15Kg ($p < 0,033$).

Movimentos Antecipatórios

Os pontos indicando o início da fase antecipatória e o final da atividade de carregamento, assim como os valores de média e desvio padrão dos movimentos do tronco quando os indivíduos estão carregando a caixa com 7Kg e 15 Kg podem ser vistos nas Figuras 2 e 3, respectivamente.

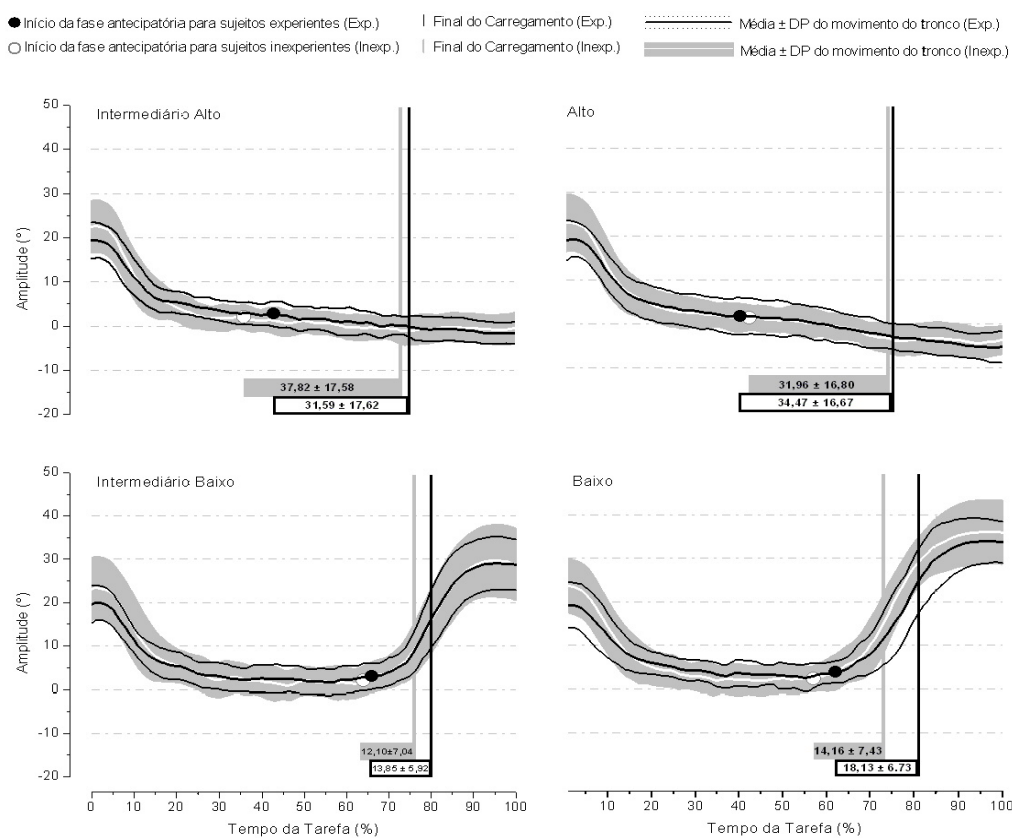


Figura 2. Valores de média e desvio padrão das amplitudes de flexão (+) e extensão (-) do tronco durante carregamento/manuseio de cargas de 7Kg para indivíduos experientes (Exp. Em preto) e inexperientes (Inexp. In cinza).

Ambas as Figuras 2 e 3 mostram que as superfícies para as quais os indivíduos carregaram a carga (superfícies alvo) influenciou os movimentos do tronco. Quando as cargas foram carregadas para superfície intermediária alta e alta a posição de extensão tronco foi adotada muito antes do que quando as cargas foram transportadas para superfícies intermediária baixa e baixa onde as posições de flexão do tronco ocorreram antes da fase de carregamento ter sido

concluída. Estes movimentos ocorreram para ambos os grupos (experientes e inexperientes) e para ambos os pesos (7Kg- Figura 2 e 15Kg – Figura 3).

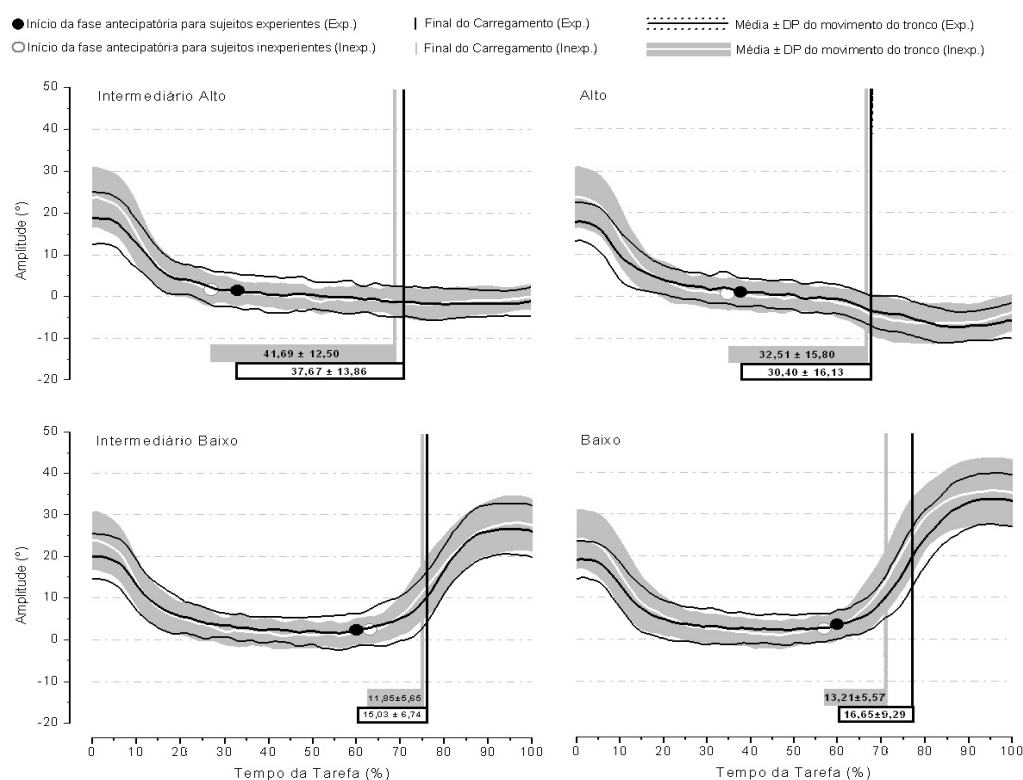


Figure 3. Valores de média e desvio padrão das amplitudes de flexão (+) e extensão (-) do tronco durante carregamento/manuseio de cargas de 15 Kg para indivíduos experientes (Exp. Em preto) e inexperientes (Inexp. Em cinza).

Os resultados estatísticos mostram que não houve diferenças significativas no tempo gasto em ajustes posturais antecipatórios entre grupos e cargas ($p > 0,05$). Contudo, diferenças significativas foram identificadas no tempo gasto quando os ajustes posturais antecipatórios ocorreram entre as superfícies alvo (Figura 4). Ajustes antecipatórios iniciaram antes quando

do carregamento da carga para superfícies alta ou intermediária alta comparado as superfícies baixas. Contudo, não houve diferença significativa entre as superfícies alta e intermediária alta, ou baixa e intermediária baixa.

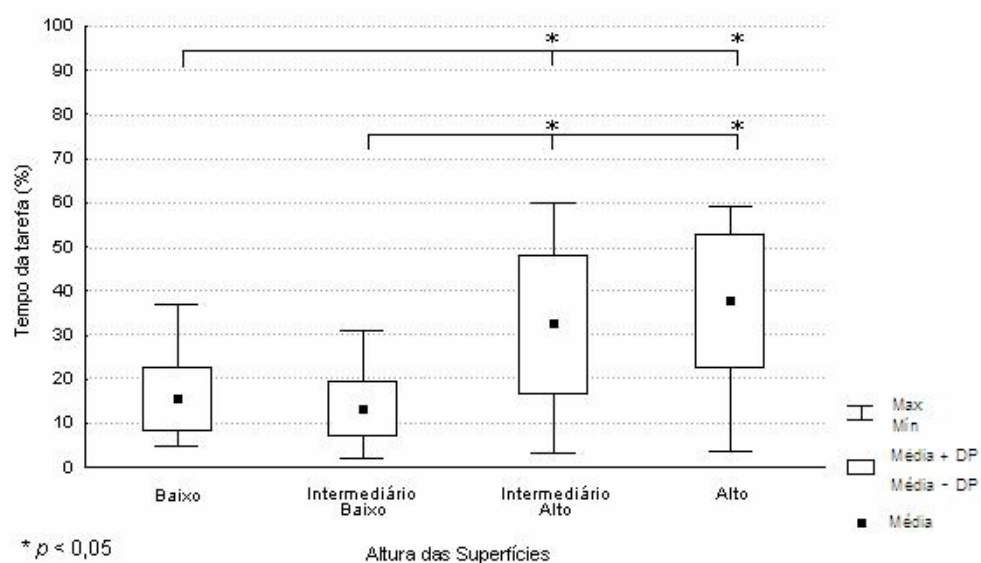


Figure 4. Valores de media e desvio padrão do tempo gasto nos ajustes posturais antecipatórios adotados quando do carregamento de carga para diferentes alturas de superfícies.

4.4 DISCUSSÃO

Os resultados demonstraram uma clara influencia da altura para a qual as cargas foram transportadas sobre os movimentos durante os carregamentos. Quando as cargas foram transportadas para superfícies baixas e altas, movimentos de flexão e extensão do tronco, respectivamente, foram significativos e ocorreram previamente à deposição da caixa. O tempo gasto em movimentos antecipatórios de extensão do tronco foi em media 2,4 vezes

mais longo do que o tempo gasto nas posturas antecipatórias de flexão durante o carregamento das cargas para superfícies altas e baixas, respectivamente. Portanto, confirmou-se a hipótese de que os movimentos antecipatórios seriam específicos e ajustados à dificuldade da tarefa.

Do ponto de vista biomecânico, os ajustes posturais antecipatórios são movimentos cujas força de inércia irão contrabalançar a força de inércia do movimento esperado ou primário, que tende a perturbar o equilíbrio postural (BOUISSET & ZATTARA, 1987). No presente estudo os movimentos antecipatórios não ocorreram para contrabalançar os movimentos esperados, mas na direção oposta, para antecipar seu início e facilitar sua ocorrência. Também, diferentemente de ajustes posturais antecipatórios os presentes movimentos não ocorreram em um contexto de perturbações inesperadas dos movimentos, cujas reações acontecem milésimos de segundos antes dos movimentos primários, mas sim em um contexto de movimentos voluntários. Portanto a comparação dos presentes movimentos com ajustes posturais antecipatórios parece inapropriada exceto pela semelhança entre algumas características de ambos: eles foram específicos para os movimentos primários e ajustados à amplitude do movimento esperado. Um outro aspecto interessante a se considerar é que os ajustes observados no presente estudo objetivaram facilitar a tarefa final, uma vez que sua ocorrência progressiva durante os carregamentos parecia prevenir movimentos bruscos durante a deposição das cargas no final das tarefas. Neste sentido eles pareciam estar programados e atuaram como os ajustes posturais antecipatórios interpretados por Commissaris *et al.* (2001), facilitando um desempenho ótimo de movimento corporal para a tarefa específica a ser desempenhada.

Apesar do papel facilitador das posturas antecipatórias de flexão e extensão durante os carregamentos, esses movimentos também representam posturas não neutras do tronco. O risco imposto à coluna quando posturas não neutras do tronco são adotadas foi há muito reconhecido (BERNARD, 1998). No presente estudo amplitudes médias de 25^o de flexão do tronco e 4^o de extensão foram registradas no final dos carregamentos, quando os indivíduos ainda estavam se movendo em direção a superfícies baixas e altas, respectivamente. Esses são valores-padrão quando são considerados limites de segurança (PUNNETT *et al.*, 1991; SWAY & KRZYCHOWICZ, 1996). O fato atenuante, aqui, é que essas amplitudes só ocorreram por poucos instantes e antes do final das tarefas. Portanto, assim como para os ajustes posturais antecipatórios, os movimentos antecipados neste estudo poderiam ter atuado mais positivamente que negativamente no desempenho biomecânico da tarefa final.

Em relação a diferenças de velocidade entre cargas transportadas, ambos os grupos foram mais lentos carregando 15Kg do que carregando 7Kg.. A necessidade de exercer força extra quando segurando a caixa mais pesada parece ter influenciado o tempo gasto durante as tarefas de carregamento. Nenhum estudo foi encontrado na literatura pertinente que investigasse o efeito do peso de carga manuseada sobre a velocidade do carregamento. Contudo, parece razoável esperar que à medida que o peso das cargas e conseqüente esforço para manusear/carregar cargas aumentam, a velocidade com que a tarefa é desempenhada diminui. Isso é geralmente válido para as atividades humanas. De acordo com Bell & Syrotuik (2004) a força muscular máxima pode ser gerada durante contrações isométricas, desde de que seja desempenhada em um ângulo articular vantajoso. Porém a força muscular diminui com o aumento na velocidade do encurtamento do músculo, pois a ativação da unidade

motora diminui com o aumento da velocidade dos movimentos isométricos. Portanto, um movimento envolvendo um alto grau de forças tem que ser desempenhado a uma velocidade relativamente mais baixa. Durante o carregamento de cargas diferentes movimentos corporais são envolvidos. Embora as forças para segurar a caixa estejam concentradas nos membros superiores, um esforço considerável dos membros inferiores também são solicitados durante o carregamento, possivelmente explicando a relação negativa entre a velocidade do deslocamento e a carga transportada

Embora diferentes estudos tenham relatado diferentes estratégias entre sujeitos experientes e inexperientes durante tarefas de levantar e abaixar (AUTHIER *et al.*, 1995; GAGNON, 2005), nenhuma diferença foi encontrada no presente estudo entre os grupos para os movimentos tronco no carregamento de cargas. Porém, deve-se considerar que diferentes exigências físicas estão envolvidas nessas tarefas. Quando tarefas de levantar e abaixar cargas são desempenhadas, os sujeitos tem que alcançar, segurar e depositar cargas em superfícies, geralmente as movendo verticalmente. E nesse caso os movimentos de membros superiores e tronco (flexão e extensão) estão geralmente ocorrendo contra a ação da gravidade. Mas, no carregamento de cargas nenhum movimento vertical é necessário, além da marcha e da manutenção da postura. De acordo com Authier *et al.* (1996), o grupo de experientes tende a reduzir a distância entre o corpo e a carga, não importa qual seja o peso das caixas manuseadas, enquanto que os inexperientes ajustam suas estratégias ao lidar com cargas mais pesadas. Essas estratégias dos experientes destinam-se a reduzir a carga imposta ao sistema músculo-esquelético devido a elevação do braço e movimentos de inércia gerados quando a caixa é mantida distante do corpo durante o manuseio. Porém, durante o carregamento a carga

tende a ser mantida junto ao corpo, em posições mais vantajosas. Isso explicaria ao menos em parte, a ausência de diferenças nas estratégias de movimento entre os dois grupos. Outro aspecto a considerar é que o treino foi específico para o manuseio de cargas, mas não necessariamente para o carregamento.

De acordo com Marras (2000) a natureza do trabalho está mudando de uma sociedade manufatureira para uma sociedade distribuidora. Embora equipamentos para levantar e tecnologia para ajudar nesses trabalhos estejam progressivamente mais disponíveis nas indústrias, o setor de serviços está crescendo rapidamente em países industrializados e países em processo de industrialização. Portanto, centros de distribuição e serviços de entrega representam novas exigências para os trabalhadores e envolvem uma quantidade expressiva de manuseio e carregamentos. Estudos sobre estratégias de carregamento podem fornecer diretrizes para atividades mais seguras.

4.5 CONCLUSÃO

As estratégias de movimento durante o carregamento de cargas não foram influenciadas pelas superfícies para as quais as cargas foram transportadas. Dependendo da altura das superfícies, altas ou baixas, mais tempo foi gasto nas posturas de tronco fletidas e estendidas, respectivamente. Embora a antecipação dos movimentos finais expusesse o tronco a posturas não neutras, suas amplitudes foram relativamente pequenas e ocorreram no sentido de facilitar as tarefas finais.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS - DESDOBRAMENTOS FUTUROS

Os resultados do Estudo IV confirmaram as hipóteses estabelecidas nos estudos anteriores. Dentre os principais resultados destaca-se a influência das alturas das superfícies alvos nos movimentos de tronco. Houve diferença entre os grupos para o tempo gasto para realizarem a atividade. No entanto, não houve diferenças nas estratégias antecipatórias utilizadas pelos indivíduos experientes em relação aos inexperientes, e nem com relação a massa da carga manuseada.

Os resultados referentes às forças de preensão empregadas durante o manuseio, e a massa da carga, alturas das superfícies e movimentos do tronco serão apresentados em um artigo ainda em fase de redação, embora alguns resultados preliminares já tenham sido alcançados (Anexo 5).

Com o processo contínuo de industrialização tende a haver um decréscimo no número de atividades que exigem transporte e manutenção de carga, pois estas são realizadas com o auxílio de empilhadeiras, pallets, pontes rolantes, rebocadores, etc. No entanto, as atividades de manuseio ainda são uma temática importante, pois as mercadorias produzidas precisam ser distribuídas e, conseqüentemente, manuseadas. Assim, muitos trabalhadores continuam expostos aos riscos dessas atividades, que se enquadram dentre as que geram maiores índices de afastamentos nas empresas e lesões na coluna lombar.

Estudos futuros precisam contemplar todos os aspectos dessa atividade de maneira a conseguir prever melhor os riscos, e desenvolver estratégias para realização do trabalho de maneira mais segura. Dentre as possibilidades identificadas, indicamos a necessidade de

compreender a relação entre posturas do tronco e atividade muscular e posturas de membros superiores. Destacamos também a importância de avaliar as forças de preensão empregadas e as amplitudes de movimentos do punho durante o carregamento e sustentação de caixas de diferentes massas e tamanhos.

Os estudos realizados com indivíduos experientes e inexperientes em atividades de carregamento para diferentes condições experimentais permitirão identificar as estratégias utilizadas por eles, o que facilitará a realização de treinamentos.

Finalmente, outros estudos necessitam ser realizados para avaliar o risco dos movimentos antecipatórios do tronco para a ocorrência de lesões músculoesqueléticas. Os estudos aqui relatados constituem parte de uma trajetória acadêmica, que terá prosseguimento com os estudos mencionados.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AUTHIER, M., GAGNON, M, LORTIE, M. Handling Techniques: The influence of weight and height for experts and novices. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* v.1, n.3, p.262-275, 1995.

AUTHIER, M.; LORTIE, M.;GAGNON, M. Manual handling techniques: comparing novices and experts. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.17, p. 419-429, 1996.

AYOUB, M.M.; WOLDSTAD J.C. Models in manual materials handling. Chap.15 In *Biomechanics in Ergonomics* (Ed. By S.Kumar). Taylor & Francis, p. 267-305, 1999.

BARIL-GINGRAS, G.; LORTIE, M. The handling of objects other than boxes: univariate analysis of handling techniques in a large transport company. *Ergonomics*,v.38, n.5, p. 905-20, 1995.

BELL G J AND SYROTUIK D G. Physiology and biochemistry of strength generation and factors limiting strength development in skeletal muscle. In *Muscle Strength*, Ed. by S Kumar, CRC Press, 2004.

BERNARD B. *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, 1998.

BIGOS, S.; SPEBGLER, D.M; MARTIN, N.A.; ZEH, J.; FISHER, L.; NACHEMSON, A. Back injuries in industry: A prospective study II: Injury factors. *Spine*, v.11, p.246-251, 1986.

BIOMETRICS LTDA. *Goniometer and torsionmeter operating manual*. Gwent, UK; 1997.

BORG, G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of Work, Environment, and Health*, v.16, p. 55–58, 1970.

BOUISSET, S., ZATTARA, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, v.20, n.8, p.735-742, 1987

BURTON, A. K.; TILLOTSON, K. M.; TROUP, J. D. G; Variation in lumbar sagittal mobility with low-back trouble. *Spine*, v.14, n.6, p. 584-590, 1989.

BUTLER, L.H., KOZEY J.W. The effect of load and posture on load simulations during a simulated lifting task in female workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*,v.31, p.331-341, 2003.

CAMPBELL, S.C.; NOLAN, P.F.; WHARTON, R.K.; TRAIN, A.W. Measurement of forces exerted in the manual handling of small cylindrical objects, *Clinical Biomechanics*, v.25, p.349-358, 2000.

CAPPOZZO A. Analysis of linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *J. Biomechanics*, v. 14, n.6, p.411-425, 1981.

CHAFFIN, D. B.; GALLAY, L. S.; WOOLLEY, C. B.; KUCIEMBA, S. R.; An evaluation of the effect of a training program on worker lifting postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.1, p.127-136, 1986.

CIRIELLO, V.M.; SNOOK, S.H.; HASHEMI, L.; COTNAM, J. Distributions of manual materials handling task parameters. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.23, n.4, p.379-388, 1999.

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

COURY, H.J.C.G; PADULA, R. Brief report: Trunk movements and load support strategy in simulated handling tasks carried out by workers with and without musculoskeletal symptoms. *Clinical Biomechanics*, v.17, p. 309 – 311, 2002.

COMMISSARIS, D.A.C.M., TOUSSAINT, H.M.,. Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole body lifting task with an object of known weight. *Human Movement Science*, v.16, p.407-431, 1997 .

COMMISSARIS, D.A.C.M., TOUSSAINT, H.M., HIRSCHFELD, H.,. Anticipatory postural adjustments in a bimanual, whole-body lifting task seem not only aimed at minimizing anterior–posterior centre of mass displacements. *Gait & Posture*, v.14, n.1, p.44-55, 2001.

DEMPSEY, P.G. A survey of lifting and lowering tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 31, p.11-16, 2003.

DRURY, C.G.; LAW, CH.; PAWENSKI, C.S. A Survey of Industrial Box Handling. *The Human Factors Society*, v.24, n.5, p. 553-565, 1982.

DRURY, C.G. The role of the hand in manual materials handling. *Ergonomics*, v. 28, n.1, p. 213-227, 1985.

FATHALLAH, F.A.; MARRAS, W.S.; PARNIANPOUR, M. The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. *Spine*, v. 23, n.9, p. 1035-1042, 1998.

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

GAGNON, M. The efficacy of training for three manual handling strategies based on the observation of expert and novice workers. *Clinical Biomechanics*, v.20, p. 569-580, 2003.

GAGNON, M. Ergonomic identification and biomechanical evaluation of worker` strategies and their validation in a training situation: Summary of research. *Clinical Biomechanics*, v.20, p.569-580, 2005.

GAGNON, M., PLAMONDON, A., GRAVEL, D., LARTIE, M.,. Knee Movement Strategies Differentiate Expert from Novice Workers in asymmetrical manual materials handling. *J. Biomechanics*, v. 29, n.11, p.1445-1453, 1996.

GIL COURY, H.J.C.; PADULA, R. S. Trunk Movements and load support strategy in simulated handling tasks carried out by workers with and without musculoskeletal symptoms. *Clinical Biomechanics*, v.17, p.309-311, 2002.

HEATHER, L.B., KOZEY, J.W. The effect of load and posture on load estimations during a simulated lifting task in female workers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.31, p.331-341, 2003.

IIDA, I. *Ergonomia Projeto e Produção – Revista e Ampliada*. São Paulo: 2.a edição, Edgard Blücher ;2005.

JÄGER, M.; JORDAN, C.; LUTTMANN, A.; LAURING, W. Evaluation and assessment of lumbar load during total shifts for occupational manual materials handling jobs within the Dortmund Lumbar Load Study – Dolly. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.25, p.553-571, 2000.

JENG, O-J; RADWIN, R. G.; RODRIGUEZ, A. A. Functional psychomotor deficits associated with carpal tunnel syndrome. *Ergonomics*, v.36, n.7, p.1055-1069, 1994.

KAPANDJI, I.A. *Fisiologia Articular, Volume I – Membro Superior*. São Paulo: Manole; 1990.

KETOLA, R.; VIKARI-JUNTURA, E.; TAKALA, E. Validation of a method to assess physical load on the upper extremity. In: *Advances in Occupational Ergonomics and Safety (2 Vol.)*, p.463-467, 1996.

KEYSERLING, M.; BROUWER, M.; SILVERSTEIN, B. A check list for evaluating ergonomics risk factors resulting from awkward postures of the legs, trunk and neck. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 9, p. 283-301, 1992.

KILBOM, A.; PERSSON, J. Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, v.30, n.2, p. 273-279, 1987.

KONZ, S. Posture. Chap.16 in Biomechanics in Ergonomics. Ed. By Shrawan Kumar. Taylor & Francis, p. 309-324, 1999.

KUMAR, S. Development of predictive equations for lifting strengths. Applied Ergonomics, v.26, n. 5, p. 327-341, 1995.

MARRAS, W. S. Occupational low back disorder causation and control. Ergonomics v.43, n.7, p. 880-902, 2000.

MARRAS, W.S.; LAVENDER, S.A; LEURGANS, S.E. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally related low back disorders: the effects of workplace factors, trunk position and trunk motion characteristics on risk of injury. Spine, n.18, p.617-628, 1993.

MARRAS, W.S.; LAVENDER, S.A.; LEURGANS, S.E.; FATHALLAH,F.A.; FERGUSON, S.A.; ALLREAD, W.G.; RAJULU, S.L. Biomechanical risk factors for occupational related low back disorders. Ergonomics, v. 38, n.2, p.377-410, 1995.

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

MITAL, A.; KUMAR, S. Human muscle strength definitions, measurement, and usage: Part I- Guidelines for the practitioner. In A. Mital, A. Kilbom, S. Kumar. Ergonomics Guidelines and Problem Solving. Oxford: Elsevier, p.103-122, 2000.

MORRISSEY, S.J; LION, Y.H. Metabolic costs of load carriage with different container sizes. Ergonomics, v.27, p.847-853, 1984a.

MORRISSEY, S.J; LION, Y.H. Predicting the metabolic costs of carrying loads in erect and stooped task posture, in Mital A. (Ed) Trends in Ergonomics/Human Factors I, Amsterdam, Elsevier, p. 179-184, 1984b.

NACHEMSON, A.L., The influence of spinal movement on the lumbar intra discal pressure and on the tensile stresses in the annulus fibrosus. *Acta Orthopedic Scandinavian*, v.33, 183, 1963.

NACHEMSON, A.L.; MORRIS, J.M. In vivo measurements of intradiskal pressure, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 46A, 1077, 1964.

NOÉ, F. Modifications of anticipatory postural adjustments in a rock climbing task: The effect of supporting wall inclination. *Journal of Electromyography and Kinesiology. In Press*, 2006.

NUSSBAUM, M.A.; CHAFFIN, D.B.; STUMP, B.S.; BAKER, G.; FOULKE J. Motion time, hand forces, and trunk kinematics when using material handling manipulators in short-distance transfers of moderate mass objects. *Applied Ergonomics*, v.31, n.3, p. 227-237, 2000.

NUSSBAUM M.A. AND, LANG A. Relationships between static load acceptability, ratings of perceived exertion, and biomechanical demands. *International Journal of Industrial Ergonomics*,v.35, p.547-557, 2005.

PADULA, R.S.; GIL COURY, H.J.C. Planejamento e construção de um dispositivo para quantificar o apoio de cargas no tronco em manuseios simulados. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. v.6, n.1, 2002.

PADULA, R.S.; GIL COURY, H.J.C. Sagittal trunk movements during load carrying activities: a pilot study. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.32. p. 181-188, 2003.

PADULA, R.S., SOUZA V.C., GIL COURY, H.J.C. Tipos de preensão e movimentos do punho durante atividade de manuseio de carga. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.10, n.1, p.29-34, 2006.

PASCHOARELLI, L.C.; GIL COURY, H.J.C. Aspectos Ergonômicos e de Usabilidade no Design de Pegas e Empunhaduras. *Estudos em Design*, v.8, n.1, p. 79 – 12, 2000.

PASCHOARELLI, L.C.; GIL COURY, H. J. C. Amplitudes angulares seguras para avaliação de movimentos da extremidade do membro superior durante atividades: Uma Revisão. Anais do XIII Congresso Brasileiro de Ergonomia. CD-Room, 8p, Fortaleza: 2004.

PICHÉ A. Workplace management of the injured worker. In: D. Ranney. Chronic Musculoskeletal injuries in the workplace. Philadelphia: W B Saunders Company, p.231-244, 1997.

PHEASANT, S. Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work. London: Taylor & Francis; 1996.

PUNNETT L., FINE L. J., KEYSERLING W M., HERRIN G D., CHAFFIN D. B. Back disorders and non-neutral trunk postures of automobile assembly workers. Scand. J. Work Environ. Health, v.17, p. 337-346, 1991.

PUTZ-ANDERSON, V. Cumulative trauma disorders. A manual for musculoskeletal diseases of the upper limbs. London, Editora Taylor & Francis; 1988.

REYES, L.C.V., COURY, H.J.C.G., OISHI, J., REBELLATO, J.R. Movements performed by healthy and workers suffering from work-related musculoskeletal disorders in simulated handling tasks. Revista Brasileira de Fisioterapia, v.4, n.1, p.33-38, 1999.

SANDE, L.; COURY, H. G.; OISHI, J.; KUMAR, S. Effect of musculoskeletal disorders on prehension strength. Applied Ergonomics, v.32, n.6, p.609-616, 2001.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M.H.. Motor Control: Theory and practical applications. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995 .

SWAY, K., KRZYCHOWICZ, G. ERGON: computer-aided working posture analysis system for workplace designers. Int. J. Ind. Ergon, v. 18, p.15-26, 1996.

SARTOR, C.; ALDERINK, G.; GREENWALD, H.; ELDERS, L. Critical kinematic events occurring in the trunk during walking. *Human Movement Science*. v.18, p.669-679, 1999.

SHRIRAZI-ADL, A.; DROUIN, G. Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. *Journal of Biomechanics*, v. 20, p.601-613, 1987.

STRAKER, L.M. An overview of manual handling injury statistics in western Australia. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 24, n.4, p.357-365, 1999.

THORSTENSSON, A.; NILSSON, J.; CARLSON, H.; ZOMLEFER, R. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 121, p. 9-22, 1984.

VACHERON, J.J., Poumarat, G., Chandezon, R., Vanneuville, G. Changes of contour of the spine caused by load carrying. *Surgical Radiologic Anatomy*, v. 21, p.109-113, 1999.

WANG M-JJ, CHUNG H-C, CHEN H-C. The effect of handle angle on MAWL, wrist posture, RPE, and heart rate. *Human Factors*, v.42, n.4, p.553-565, 2000.

WATERS, T.R; PUTZ-ANDERSSON, V.; GRAIG, A.; FINE, L.J. Revised NIOSH Equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, v. 36, n.7, p.749-776, 1993.

WATSON, A.W.S. Procedure for production of high quality photographs suitable for the recording and evaluation of posture. *Revista de Fisioterapia Universidade de São Paulo*, v. 5, n.1, p. 20-26, 1998.

WESTLING G, JOHANSSON RS. Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research*, v.53, p.277-284, 1994.

WINTER, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*, Second Edition Wiley Interscience, New York, 1990.

ANEXO 1 : Publicação do Estudo I na Revista *Clinical Biomechanics*

Brief report

Trunk movements and load support strategy in simulated handling tasks carried out by workers with and without musculoskeletal symptoms

Helenice Gil Coury *, Rosimeire Padula

Department of Physical Therapy (Departamento de Fisioterapia), Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luis, Km 235, CP 676, 13565-905 São Carlos, SP, Brazil

Received 18 September 2001; accepted 8 March 2002

Abstract

Objective. To compare two groups of worker with and without upper limb musculoskeletal symptoms when simulating handling tasks, regarding trunk movements and load support.

Design. Simultaneous lumbar movements and load support were quantified by a flexible electrogoniometer and load cell, respectively.

Background. Workers can adopt different motor strategies to perform similar tasks, possibly resulting in different physical demands. No previous studies on different movement patterns as a possible strategy for coping with physical demands by injured workers are available.

Methods. 9 asymptomatic and 10 symptomatic industrial workers, carried a device for measuring contact between load and trunk during simulated tasks. An ANOVA was performed to compare results between symptomatic and asymptomatic workers.

Results. Most of the symptomatic workers supported the load on their trunk, whilst most of the asymptomatic workers did not. Higher values of lumbar flexion occurred for the symptomatic workers ($P < 0.05$).

Conclusions. Apparently, differences in movement and load support were adopted by injured workers as a possible strategy to share upper limb overload with other body regions.

Relevance

Workers suffering from work-related musculoskeletal disorders may adopt different motor strategies to cope with their job physical demands. An effort should be made to reallocate injured workers if major cost is to be avoided. © 2002 Elsevier Science Ltd. All rights reserved.

Keywords: Trunk flexion; Handling; Work-related musculoskeletal disorders; Electrogoniometer

1. Introduction

Workers tend to adopt different working postures for carrying out their jobs. Aspects of the work, such as tasks, furniture and tools, can affect postures. However, even in similar conditions, workers may adopt different postures. These different motor patterns may impose different levels of physical demand, with consequent workload and musculoskeletal symptoms [1]. On the other hand, the pain itself may alter the movement pattern. The relation between pain and movement re-

striction was discussed by Burton et al. [2], when studying the relation between low back troubles and lumbar mobility.

It has been recognized that disorders affect the sensory and motor [3] capabilities and might cause a decrease of up to 43% in muscular strength [4]. However, it seems sensible to propose the hypothesis that workers already suffering from work related musculoskeletal disorders (WRMDs), who continue to be exposed to painful working situations, may transfer part of their functional movements, and potential risks, from a painful body area to a pain-free one, as a coping strategy.

Therefore, the objective of this study was to compare two groups of workers, with and without upper limb musculoskeletal symptoms, with respect to their trunk

* Corresponding author.

E-mail address: helenice@power.ufscar.br (H. Gil Coury).

Table 1

The load transferred to the trunk from the total load during the four sequences of handlings (in kgf)

| Groups | N (T) D | Handlings | | | |
|------------------------------|---------|-----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| | | I ⇒ H | H ⇒ I | I ⇒ L | L ⇒ I |
| Asymptomatic mean SD (range) | 3 (1) 1 | 0.48 0.04 (0.43–0.51) | – | – | – |
| Symptomatic mean SD (range) | 8 (3) 4 | 3.25 1.6 (1.21–5.44) | 3.05 1.6 (1.61–5.46) | 3.15 0.9 (1.51–4.47) | 3.49 1.2 (1.84–4.93) |

I = intermediate surface, H = high surface, L = low surface, SD = standard deviation, N = number of subjects presenting contact between load and trunk, T = number of trials in which subject(s) presented contact, D = number of displacements in which contact occurred.

Table 2

The mean (SD) of the amplitude of trunk motions during the four sequences of handlings (in degrees)

| Handlings | Flexion* | | Extension** | |
|-----------|--------------|-------------|--------------|-------------|
| | Asymptomatic | Symptomatic | Asymptomatic | Symptomatic |
| I ⇒ H ⇒ I | 1.94 (1.44) | 3.85 (2.38) | 2.34 (1.87) | 2.39 (2.30) |
| I ⇒ L ⇒ I | 5.72 (3.75) | 7.29 (4.57) | 0.39 (0.57) | 0.37 (0.75) |

I = intermediate surface, H = high surface, L = low surface.

* ANOVA/post hoc analysis ($P < 0.05$).

** ANOVA NS.

The approximation of the load and the extent of support from the trunk, seem to have occurred in an attempt to alleviate the load on the painful upper limbs, during the experimental task. The trunk flexion may have occurred to allow for a supporting role of the trunk, by bringing the centers of masses of the load and the trunk closer to each other, reducing moment arm.

Studies aimed at controlling risks recommend keeping the load as close as possible to the body during handling [6]. This recommendation is based on the fact that mechanical disadvantage increases task difficulty.

According to an extensive review on strength capability by Mital and Kumar [7], body posture and reach distance interact with each other, affecting strength output. Therefore, the combination of some forward flexion with closeness to the body may have occurred as a sharing strategy for reducing the physical demand on the affected upper limbs. However, by doing this, the vertebral configuration changed, in order to allow for the contact between load and trunk, transferring part of the overload to the spine. Interestingly up to 70% of the workers suffering from upper limb symptoms also developed lumbar symptoms after some time. The mean duration time for the upper limb and back pain were, respectively, 36 and 14 months and, for all symptomatic workers, the onset of the upper limb symptoms occurred before that of the back symptoms. As the tasks performed by all workers remained the same, the 'sharing overload strategy' may have played a role in causing symptoms to the spine as well.

A similar transfer mechanism of the functional movements from one body region to another was observed when injured workers used splints at work. However, according to Piché [8], this should only be considered satisfactory when the splint does not require transferring the load from one joint to another.

Finally, the results from the present study emphasize the need for prevention. Workers suffering from WRMDs may adopt new motor strategies in order to cope with their physical demands, which may even increase the risks. Thus, symptomatic workers should be carefully reallocated to jobs with low physical demands.

Acknowledgements

This work was supported by FAPESP (Proc.N.99/12147-7) and CNPq (Proc.N. 523127/96-0).

References

- [1] Kilbom A, Persson J. Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders. *Ergonomics* 1987;30(2):273–9.
- [2] Burton AK, Tillotson KM, Troup JDG. Variation in lumbar sagittal mobility with low-back trouble. *Spine* 1989;14(6):584–90.
- [3] Jeng O-J, Radwin RG, Rodriguez AA. Functional psychomotor deficits associated with carpal tunnel syndrome. *Ergonomics* 1994;36(7):1055–69.
- [4] Sande L, Coury HG, Oishi J, Kumar S. Effect of musculoskeletal disorders on prehension strength. *Appl Ergonomics* 2001;32(6):609–16.
- [5] Padula RS, Coury HJCG. Design and evaluation of a device for recording load support in simulated handlings. *Brazilian J Phys Therapy* 2002;6(1):25–9 [in Portuguese].
- [6] Chaffin DB, Galloway LS, Woolley CB, Kuciamba SR. An evaluation of the effect of a training program on worker lifting postures. *Int J Indust Ergonomics* 1986;1:127–36.
- [7] Mital A, Kumar S. Human muscle strength definitions, measurement, and usage: Part I: Guidelines for the practitioner. In: Mital A, Kilbom A, Kumar S, editors. *Ergonomics guidelines and problem solving*. Oxford: Elsevier; 2000. p. 103–22.
- [8] Piché A. Workplace management of the injured worker. In: Ranney D, editor. *Chronic Musculoskeletal injuries in the workplace*. Philadelphia: W B Saunders Company; 1997. p. 231–44.

ANEXO 2 : Publicação do Estudo II no *International Journal of Industrial Ergonomics*



ELSEVIER

International Journal of Industrial Ergonomics 32 (2003) 181–188

International Journal of

**Industrial
Ergonomics**

www.elsevier.com/locate/ergon

Sagittal trunk movements during load carrying activities: a pilot study

Rosimeire Simprine Padula, Helenice Jane Cote Gil Coury*

*Department of Physical Therapy, Federal University of Sao Carlos, Via Washington Luiz, Km 235, CP 676,
Sao Carlos 13565-905, Brazil*

Received 2 May 2002; received in revised form 6 November 2002; accepted 7 April 2003

Abstract

The objective of this study was to describe trunk movements in sedentary subjects, and in workers with and without musculoskeletal symptoms, when carrying loads in simulated tasks. The 38 subjects who participated in this study were divided into 4 groups, consisting of 9 male students, 10 female students, 10 female symptomatic industrial workers and 9 asymptomatic industrial workers. The trunk movements of all subjects were recorded by a biaxial back electrogoniometer when carrying loads between surfaces of different heights. An analysis of variance for repeated measures were performed, which was followed by the Duncan post hoc test for comparison of anthropometrical data between subjects, amplitude of movement, and time spent in each movement per group and per experimental condition. The height of the surfaces to which the loads were carried to or from, significantly influenced the trunk positions during handling ($p < 0.01$), as if subjects were anticipating the target position whilst handling. Also, more time was spent in flexion ($p < 0.01$) than in extension. These aspects increase the risks of possible injury in such activities.

Relevance to industry

The carrying of loads is a hazardous activity and still occurs in many industrial jobs. When carrying loads, the trunk tends to remain in flexion. The surfaces to or from which the loads are handled, significantly influenced the trunk position. These factors may represent extra risk and should be managed appropriately.

© 2003 Elsevier Science B.V. All rights reserved.

Keywords: Load carrying; Trunk movements; Electrogoniometer; Musculoskeletal disorders

1. Introduction

A variety of manual handling tasks, such as lifting, lowering, carrying, pushing and pulling, have been associated with work-related musculos-

keletal disorders (Bigos et al., 1986). Ciriello et al. (1999), analyzing tasks from industrial reports sent from locations throughout the USA to their Research Center from 1981 to 1993, identified 15.7% carrying tasks among the tasks analyzed. Lifting and lowering tasks were the more frequent ones, accounting for 39.9% and 29.5%, respectively. However, according to these authors, carrying tasks, pushing and pulling cannot be analyzed by traditional approaches, such as the

*Corresponding author. Tel.: +55-16-260-8111x8754;
fax: +55-16-161-2081.

E-mail address: helenice@power.ufscar.br
(H.J.C.G. Coury).

NIOSH Equation, which leaves a considerable gap in the risk analysis.

Carrying has been associated with poor job design (Konz, 1999), which should be replaced by pushing or pulling whenever possible. Carrying a load may also result in high energy costs. Different carrying techniques were studied in the 1980s, which allowed for relevant regression models to predict oxygen consumption (Morrissey and Liou, 1984a, b). Also, walking long distances can be dangerous, particularly if the load impairs vision, or if there are uneven surfaces or objects on the floor. Despite this, many jobs, such as that of postman and deliveryman, or moving loads in confined spaces will still involve some degree of carrying tasks in the future. As industrial production moves from more manual systems of production into more automated ones, the need for distributing the goods becomes even more crucial. Therefore, the significance of carrying has increased.

Carrying loads during occupational tasks may be hazardous to the spine, as trunk motions seem to be combined with an anterior moment on the spine produced by the weight of the object handled. The trunk motion and strength has been quantified in occupational manual material handling (MMH) by predictive equations and multivariate models (Kumar, 1995; Marras et al., 1995; Fathallah et al., 1998). These analyses have brought understanding to the levels of physical exposure associated with risk of low back pain. However, very few studies are available regarding trunk movements during normal walking, and none were found in the literature available on trunk motion when carrying a load.

Thus the objective of this study was to describe trunk movements in sedentary individuals, and in workers with and without musculoskeletal symptoms when carrying loads between surfaces of different heights in simulated tasks.

2. Method

2.1. Subjects

Thirty-eight subjects took part in this study and were divided into 4 groups: 9 healthy male

Table 1
Anthropometrical data for the four groups of subject

| Groups | | Age (yr) | Weight (kg) | Height (cm) |
|----------------------|------|-------------|----------------|----------------|
| Male student | Mean | 22.2 | 67.8 | 170.6* |
| | SD | 2.9 | 5.5 | 2.2 |
| Female student | Mean | 20 | 60.92 | 166.8 |
| | SD | 1.3 | 1.6 | 2.3 |
| Symptomatic workers | Mean | 29.2 | 59.8 | 158.8 |
| | SD | 9.3 | 11.7 | 8.5 |
| Asymptomatic workers | Mean | 32.6 | 62.6 | 156.8 |
| | SD | 6.8 | 9.7 | 6.7 |

* $p < 0.005$.

students (MS), 10 healthy female students (FS); 10 asymptomatic female industrial workers (asymptomatic workers: AW), and 9 female industrial workers presenting work-related musculoskeletal symptoms (symptomatic workers = SW). Table 1 shows the mean and standard deviations for age, weight and height for all groups of subjects. Significant differences were identified for height in the male student group.

2.2. Subject recruitment—*asymptomatic subjects*

All subjects were interviewed and evaluated by a physiotherapist. Physical and postural evaluations were carried out. The inclusion criteria for healthy participants were: no history of dizziness, musculoskeletal or postural alterations, and no tight hamstrings. The healthy workers were recruited from the same occupational background as the symptomatic ones.

2.3. *Symptomatic workers*

The inclusion criteria for the symptomatic workers were: having been on sick-leave for more than 15 days at least once as result of upper limb or back musculoskeletal problems; no history of dizziness or postural alterations; only mild symptoms in the past 7 days and working regularly during the data collection. All symptomatic workers were subjected to a physical evaluation to characterize the symptoms, clinical signs and postural aspects. Information on sick leave was

obtained from the medical records of the company.

2.4. Equipment

An Electrogoniometer (Biometrics, Gwent, UK) was used which included: 1 DataLogger model DL1001, 1 twin axial sensor model XM 150B, connecting leads type C 1000, R 1100, and the Software V.3X (Biometrics).

2.5. Subject preparation

The XM150B sensor was attached to the spine of the subjects who were wearing swim suits. The fixed endblock of the sensor was applied to the fifth lumbar vertebra and the sensor connected to the Datalogger, which was fixed to the subjects' waist by a belt. The electrogoniometer was then calibrated, and the data were collected at 1 KHz.

2.6. Task description

The subjects were instructed to carry a box weighing 5 kg, 180 mm in height and 300 mm in width, from and to three different surfaces. Fig. 1 shows the dimensions of the surfaces and the general lay-out of the experimental set-up. The surfaces were arranged in triangular configurations to create symmetrical conditions for handling. The low, intermediate and high surfaces were 40, 70 and 120 cm in height, respectively. The load handling was carried out from the intermediate to

the high surface, and vice-versa; and from the intermediate to the low surface, and vice-versa. Each set of tasks lasted approximately 6 min and each was repeated 3 times. There was a 2 min interval between each set of tasks.

2.7. Data analysis

The minimum, maximum and mean angular values for each movement were identified and calculated by the software V.3X (Biometrics). For the calculations of time spent in each movement, the complete graph of angle \times time was divided by the vertical cursors of the software, and analyzed according to the tasks being recorded. These data were then transformed into ASCII files, and transferred to spreadsheet programs for further analysis.

2.8. Statistical analysis

A two-way Analysis of Variance (2-way ANOVA) with repeated measures was performed, to compare the flexion and extension amplitudes per handling. A one-way ANOVA was run to compare anthropometrical data between subjects. A multivariate ANOVA with repeated measures was carried out to evaluate the differences between movements in each group of subjects, and differences in time spent in flexion and extension movement under all conditions. A Duncan post hoc analysis was carried out for multiple comparisons.

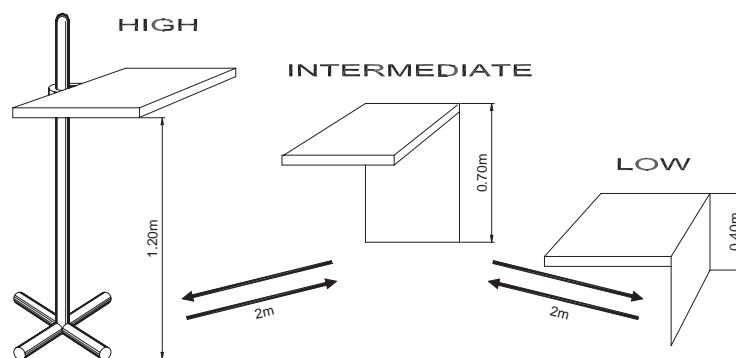


Fig. 1. Dimensions of the surfaces and lay-out of the experimental conditions.

3. Results

The mean amplitudes of the flexion and extension movements of the lumbar spine during the four carryings are presented in Fig. 2 for all four groups. The movements were significantly influenced by the height of the surfaces ($p < 0.01$) to which the subjects went. In this sense, walking either from or to low surfaces (L–I, I–L) led to higher angles of trunk flexion, whilst walking to or from high surfaces (H–I, I–H) tended to lead to higher angles of trunk extension.

Results from the two-way ANOVA with repeated measure, carried out to compare amplitudes of flexion and extension between low/high surfaces for all subjects revealed significant differences between the height of the surfaces

($p < 0.001$), but not between handlings to and from the same surface (H). Statistical values for the Duncan post hoc analysis are presented in Table 2.

Fig. 2 shows the differences in amplitude of movement for the four groups of subject per displacement. Statistical differences between groups of subject within each movement (flexion and extension) are presented in Table 3. The Duncan post hoc analysis, run after the Manova test, showed that these differences ($p < 0.05$) in flexion movement occurred between the symptomatic worker group (SW) and the other three groups, and between asymptomatic workers (AW) and the female (FS) and male students (MS) for the displacement I–H. For the handling H–I, the difference in flexion movements occurred only between the symptomatic and asymptomatic workers (Table 3). Significant differences in flexion also occurred between asymptomatic workers and male ($p < 0.001$) and female ($p < 0.001$) students, and between the symptomatic workers and male ($p < 0.005$) and female ($p < 0.005$) students, for both handlings I–L and L–I.

The Duncan post hoc analysis for the extension movements was only run for the tasks involving high surfaces since no extension movement occurred for the asymptomatic workers, when carrying from and to low surfaces. The results from this analysis showed significant differences between the symptomatic workers and the three other groups for the displacement I–H; between the symptomatic workers and the male students for H–I displacement (Table 3).

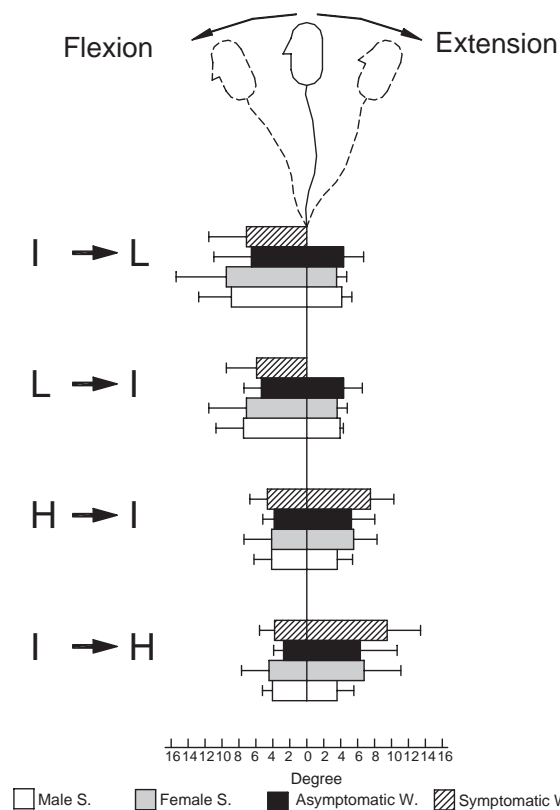


Fig. 2. Amplitudes (in degree) of the flexion and extension movements per handling and per groups. I—Intermediate surface; L—Low surface; H—High surface.

Table 2

Statistical values from Duncan post hoc analysis for the comparison of amplitudes between handlings for flexion and extension movements

| | Flexion* | | Extension** | |
|-----|----------|--------|-------------|--------|
| | I-H | H-I | I-H | H-I |
| I-H | — | NS | — | NS |
| H-I | NS | — | NS | — |
| I-L | 0.0001 | 0.0001 | 0.0001 | 0.0015 |
| L-I | 0.0005 | 0.0009 | 0.0001 | 0.0013 |

* $p = 0.0001$, $F = 15.5412$.

** $p = 0.0001$, $F = 17.7158$.

Table 3
Differences identified by the Duncan post hoc analysis between groups per handling movement

| Flexion | I→H | | | | H→I | | | |
|-----------|-----|----|----|----|-----|----|----|----|
| | MS | FS | AW | SW | MS | FS | AW | SW |
| MS | | | | | | | | |
| FS | | | | | | | | |
| AW | ✓ | ✓ | | | | | | |
| SW | ✓ | ✓ | ✓ | | | | | ✓ |
| | I→L | | | | L→I | | | |
| MS | | | | | | | | |
| FS | | | | | | | | |
| AW | ✓ | ✓ | | | ✓ | ✓ | | |
| SW | ✓ | ✓ | | | ✓ | ✓ | | |
| Extension | I→H | | | | H→I | | | |
| MS | | | | | | | | |
| FS | | | | | | | | |
| AW | | | | | | | | |
| SW | ✓ | ✓ | ✓ | | ✓ | | | |

✓ $p < 0.05$.

Fig. 3 shows the percentage of time spent in each movement per group and for the four handlings. According to these results, the majority of the time was spent in flexion when walking either to or from low surfaces (Figs. 3a and b). When walking to or from high surfaces the time spent in flexion was also predominant (Fig. 3c), with the exception of the female workers walking from high to intermediate surfaces, when the time spent in extension was similar or more prominent to that spent in flexion (Fig. 3d).

A Multivariate Analysis carried out to compare the time spent in both positions (flexion and extension) showed significant differences between movement and gender ($p < 0.005$). The Duncan post hoc analysis performed for comparing movements during the handling I–L/L–I, revealed significant differences only for women during extension movements ($p < 0.01$). However, the time spent in flexion was high and similar for both genders with no statistical significance.

For displacements occurring between I–H/H–I surfaces, a significant difference occurred for time spent in both positions for males and females

($p < 0.0001$). The post hoc analysis showed that differences between gender occurred for the flexion ($p < 0.0001$) and extension ($p < 0.001$) movements. Fig. 3 shows that relatively more time was spent by women in extension than by men.

Finally, the time spent in the neutral position (nearly zero degree) was short for the majority of the displacements, and only occurred when changes between flexion and extension were more frequent, suggesting that these were neutral position that occurred during transition between flexion and extension movements.

4. Discussion

The height of the surface to which the load was carried to or from, significantly influenced the trunk position during handling ($p < 0.01$). Thus, when walking to (or from) high surfaces, more extension movements were observed, but when walking from or to low surfaces more trunk flexion was observed. It appeared that the subjects, when walking, were anticipating the final posture, the one to be adopted when reaching the target surface. In spite of that, significantly more time was spent in flexion positions as compared to extension positions.

It is reasonable to suggest that the target surface influences the trunk position when transferring objects from one to the other. Nussbaum et al. (2000) analyzing trunk kinematics, when comparing tasks performed manually and using manipulators, found that torso angles were significantly affected by height and there were interactions between the height and the method. In the Nussbaum et al.'s study, the subjects were close to the surfaces, and no carrying activities were described. In the current study the subjects had no direct interaction with the surfaces. Thus, in this case, the trunk movements could possibly be explained by one of the following: normal movements expected during gait; the weight of the load in front of the body generated an anterior moment of inertia acting on the trunk; differences between groups, or; there was "movement anticipation", influenced by the target position at the end of the handling.

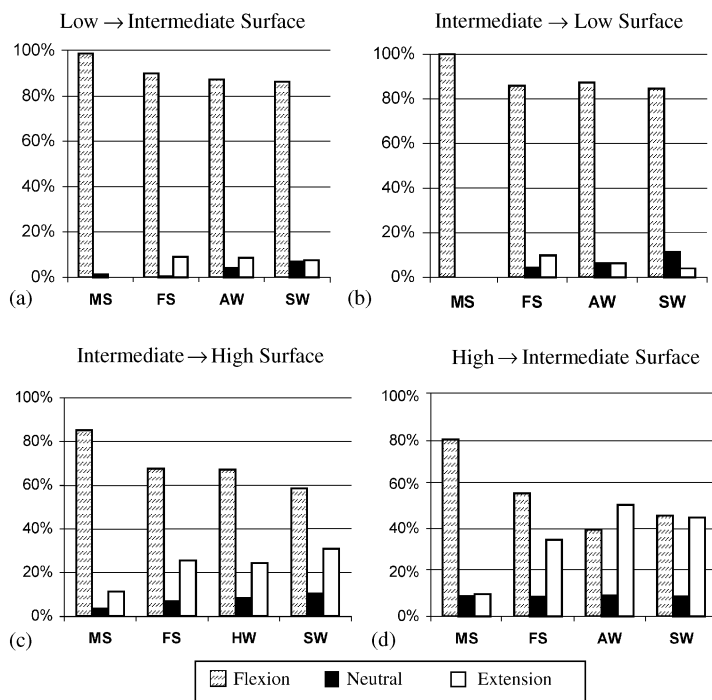


Fig. 3. Percentage of time spent in each movement per group and per handling activity. MS=Male Student; FS=Female Student; AW=Asymptomatic Worker; SW=Symptomatic Worker. (a) Low → Intermediate Surface; (b) Intermediate → Low Surface; (c) Intermediate → High Surface; (d) High → Intermediate Surface.

During the normal human gait some trunk oscillation is expected, mainly in the anterior–posterior and lateral–lateral directions (Cappozzo, 1981). Sartor et al. (1999) analyzed three-dimensional trunk kinematics relative to the sub-phases of the gait cycle in normal subjects. Regarding the movements occurring in the sagittal plane, oscillation amplitudes were no greater than 2° . The values relative to the global laboratory coordinate system showed a similar trend, and two small peak oscillations (mean amplitudes of less than 1°) in extension were identified at the end of mid-stance and during mid-swing phases. Forward and backward movements occurred in different patterns during the gait cycle, with the extension movement being more prevalent than flexion.

Thorstensson et al. (1984), also using an optoelectronic system, investigated trunk movements at different walking speeds, and identified a small increase of up to 5° , when walking, and an increase from 6 to about 13° with speed. Flexion

was prevalent compared to extension movements. Thus the results of Thorstensson et al. do not agree with those of Sartor et al. (1999).

It is difficult to compare these results with the current ones since they were dealing with different functional activity and different segments of the spine, as well as using different recording methods. Whilst the studies from Sartor et al. (1999) and Thorstensson et al. (1984) used optoelectronic systems and recorded the whole trunk movement (from C7 to pelvis level), the present study recorded only the lumbar portion of the spine and used an electrogoniometer. However, smaller amplitudes were expected in the current study compared to their results. Thus, reporting up to 10° degrees of flexion (on average) for the lumbar portion during I–L handling, might be considered a relatively high amplitude for normal walking.

The weight of the object carried is another difference which influences the spinal motion since it generates anterior moment acting in the sagittal

plane. This may have pulled the trunk in a clockwise direction, contributing to higher anterior amplitudes. According to the results from logistic regressions by Marras et al. (1995), the moment determines the nature of the external load impinging on the musculoskeletal system. Not only the weight of the load but also the trunk itself contributes to the increase in this anterior moment. As the flexion angle increases, more load is transferred to the intervertebral disc as a result of mechanical changes in the spine configuration (Shrirazi-Adl and Drouin, 1987).

Despite the fact that the amplitudes reported here for the lumbar segment were relatively small, considering exclusively safe ranges of amplitude, the anterior flexion was always combined with an extra load from the object being handled during the carrying activities. The impact of the feet on the floor during walking may also account for some exposure.

Another explanation of relatively high amplitudes of spinal motion occurring during carrying tasks would be an anticipation of the *target posture*. The height of the surface significantly influenced the trunk motion amplitude ($p < 0.001$). On the other hand, significantly more time was spent in flexion positions, even when walking from intermediate to high surfaces, which suggests that the anterior moment of inertia generated by the weight of the load in front of the body, also played a role in the results. Only further studies, i.e., analyzing the influence of longer distances or varied loads, would help to clarify the particular contribution of each variable. However, rather than one, the combination of these aspects would better explain the present results. Also, when combined, these aspects seem to increase the risks associated with carrying loads, and should be better studied.

Considering the participant groups of subjects, differences occurred in the amplitudes between functional groups (students \times workers), between symptomatic and asymptomatic workers, but not between genders (female and male students), despite males being significantly taller than the others (Table 1). When carrying to and from surfaces the flexion mean amplitudes presented by both groups of workers were smaller than those

presented by both groups of students. Influence from occupational practice and possible training may explain at least part of these results. Significant differences in height between groups may also explain part of these results, as besides presenting symptoms, the symptomatic group was also the smallest.

The relatively high standard deviation in Fig. 2 also shows that individual variability intra-groups was present, particularly for flexion movements when walking to and from low surfaces, and for extension movements when walking to and from high surfaces. These situations may have a relation with the possible anticipation strategy already discussed. This hypothesis is corroborated by the fact that results comparing strategies for supporting part of the weight handled, conducted for the worker population of the present study and described elsewhere (Coury and Padula, 2002), identified both differences between symptomatic and asymptomatic workers, but also intra-group variability. Therefore, individual patterns may also have played a role in these results and should be investigated in future studies.

Despite being very simple and repeated during the time, the sequence of tasks would have benefited from a randomization procedure. In order to deal with this issue, and minimize the effect, an analysis based on repeated measurements was performed. This analysis showed that there were no significant differences between tasks involving one particular surface (high) in two different sequences (H–I and I–H), indicating that movements recorded for each task were independent from each other (Table 2). That might probably be explained by the fact that, the tasks were short and involved relatively light job, with no influence from one to the other. However, a lack of randomization in this study is conceded as a limitation.

Acknowledgements

This work was supported by FAPESP (Proc. No. 99/12147-7) and CNPq (Proc. N. AI. 550487/2002-6).

References

- Bigos, S., Spengler, D.M., Martin, N.A., Zeh, J., Fisher, L., Nachemson, A., 1986. Back injuries in industry: A prospective study II: Injury factors. *Spine* 11, 246–251.
- Cappozzo, A., 1981. Analysis of linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *Journal of Biomechanics* 14 (6), 411–425.
- Ciriello, V.M., Snook, S.H., Hashemi, Cotnam, J., 1999. Distributions of manual materials handling task parameters. *International Journal of Industrial Ergonomics* 24 (4), 379–388.
- Coury, H.J.C.G., Padula, R., 2002. Brief report: Trunk movements and load support strategy in simulated handling tasks carried out by workers with and without musculoskeletal symptoms. *Clinical Biomechanics* 17, 309–311.
- Fathallah, F.A., Marras, W.S., Parnianpour, M., 1998. The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. *Spine* 23 (9), 1035–1042.
- Konz, S., 1999. Posture. *Biomechanics in Ergonomics*. In: Shrawan Kumar (Ed.), Taylor & Francis, London, pp. 309–324 (Chapter 16).
- Kumar, S., 1995. Development of predictive equations for lifting strengths. *Applied Ergonomics* 26 (5), 327–341.
- Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Fathallah, F.A., Ferguson, S.A., Allread, W.G., Rajulu, S.L., 1995. Biomechanical risk factors for occupational related low back disorders. *Ergonomics* 38 (2), 377–410.
- Morrissey, S.J., Liou, Y.H., 1984a. Metabolic costs of load carriage with different container sizes. *Ergonomics* 27, 847–853.
- Morrissey, S.J., Liou, Y.H., 1984b. Predicting the metabolic costs of carrying loads in erect and stooped task posture. In: Mital, A. (Ed.), *Trends in Ergonomics/Human Factors I*. Elsevier, Amsterdam, pp. 179–184.
- Nussbaum, M.A., Chaffin, D.B., Stump, B.S., Baker, G., Foulke, J., 2000. Motion time, hand forces, and trunk kinematics when using material handling manipulators in short-distance transfers of moderate mass objects. *Applied Ergonomics* 31 (3), 227–237.
- Sartor, C., Alderink, G., Greenwald, H., Elders, L., 1999. Critical kinematic events occurring in the trunk during walking. *Human Movement Science* 18, 669–679.
- Shrirazi-Adl, A., Drouin, G., 1987. Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. *Journal of Biomechanics* 20, 601–613.
- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., Zomlefer, R., 1984. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica* 121, 9–22.

ANEXO 3 : Publicação do Estudo III na *Revista Brasileira de Fisioterapia*

TIPOS DE PREENSÃO E MOVIMENTOS DO PUNHO DURANTE ATIVIDADE DE MANUSEIO DE CARGA

PADULA RS^{1,2}, SOUZA VC¹, GIL COURY HJC¹

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

² Curso de Fisioterapia, Universidade São Francisco, Bragança Paulista, SP

Correspondência para: Rosimeire Simprini Padula, Av. Atibaia, 235, Apto 4, Atibaia Jardim, CEP 12942-170, Atibaia, SP, e-mail: padula@iris.ufscar.br

Recebido: 16/09/2004 – Aceito: 02/02/2005

RESUMO

Introdução: O tipo de tarefa realizada determina o tipo de preensão utilizada, a força aplicada, bem como as posturas adotadas para sua execução. Diferentes posturas e preensões envolvidas nessas tarefas apresentam maiores ou menores riscos de lesões musculoesqueléticas. **Objetivo:** Descrever os tipos de preensão empregados durante atividades de manuseio de cargas de 5 e 10kg entre superfícies de alturas diferentes e, quantificar os movimentos de flexão/extensão, desvio radial e ulnar do punho registrados por meio da eletrogoniometria. **Método:** 10 voluntários masculinos manusearam caixa entre superfícies de alturas diferentes. Os tipos de preensão utilizados foram filmados. Diferentes categorias de preensão utilizadas durante essa tarefa foram identificadas. As amplitudes de movimentos e a porcentagem de tempo gasto dentro e fora das faixas de amplitudes pré-estabelecidas (15° de flexão e extensão, 10° de desvio radial, e 15° desvio ulnar) foram determinadas. Uma análise de univariância foi utilizada para avaliar diferenças significativas entre a antropometria das mãos dos voluntários, e entre os movimentos utilizados para o manuseio de cargas e alturas diferentes. **Resultados e Conclusões:** Os resultados mostraram que as alturas das superfícies para as quais os objetos eram manuseados influenciaram significativamente ($p=0,000$) as amplitudes articulares, contudo não houve diferença nos movimentos para as diferentes massas das cargas manuseadas ($p=0,43$). Tempo acima do considerado recomendável foi gasto em desvio radial quando os manuseios envolviam superfícies altas. Recomendações sobre local adequado para o acondicionamento de material a ser manuseado deveriam constar nos programas de treinamento visando a prevenção de lesões musculoesqueléticas.

Palavras-chave: preensão, manuseio de carga, disfunções musculoesqueléticas, eletrogoniometria.

ABSTRACT

Types of Grip and Wrist Movements During Load Handling Activities

Background: The type of task performed determines the type of grip utilized, the force applied and the postures adopted for carrying out the task. The different postures and grips involved in these tasks present higher or lower risks of musculoskeletal injuries. **Objective:** To describe the types of grip utilized when transferring 5 and 10 kg loads between surfaces at different heights, and to quantify the flexion/extension movements and the radial and ulnar deviations presented by the wrist, by means of recordings on an electrogoniometer. **Method:** Ten male volunteers transferred a box between surfaces at different heights. The types of grip utilized were videotaped. Different categories of grip utilized during this task were identified. The movement amplitudes and the percentages of time spent within and outside of preestablished amplitude ranges (0-15° flexion/extension, 0-10° radial deviation and 0-10° ulnar deviation) were determined. Univariate analysis was utilized to evaluate any significant differences between the volunteers' hand dimensions and between the movements utilized for load-handling relating to different heights. **Results and Conclusions:** The results showed that the heights of the surfaces to which the objects were transferred significantly influenced the joint movement amplitudes ($p=0.000$). However, there was no difference between movements for the different loads handled ($p=0.43$). A time greater than what is considered recommendable was spent on radial deviation when the handling activity involved high surfaces. Recommendations on appropriate locations for packing materials that are to be handled should be included in training programs aimed at preventing musculoskeletal injuries.

Key words: grip, load handling, musculoskeletal disorders, electrogoniometry.

Diante da aceitação para participação no estudo, os voluntários foram entrevistados, medidos e pesados e foram feitas as mensurações antropométricas das mãos, segundo critérios de Pheasant⁸. Os sujeitos foram familiarizados com a atividade antes das medidas serem realizadas, entretanto, nenhuma instrução específica sobre como realizar o manuseio, ou pegar a caixa, foi fornecida.

Os procedimentos para a colocação do eletrogoniômetro foram realizados com os sujeitos na posição sentada, com os antebraços pronados sobre uma mesa e as mãos mantidas em posição neutra. Os goniômetros foram fixados, com fita adesiva dupla face, no dorso das mãos e antebraços, alinhados ao tendão extensor do 3º dedo e eixo maior do antebraço, conforme instruções do fabricante⁹. O equipamento foi então calibrado, convencionando que o canal (A) para a flexo (+)/extensão (-); e o canal (B) para o desvio radial (+) e ulnar do punho direito (-), e os outros dois canais C e D, respectivamente para os movimentos de flexo-extensão e desvio radial e ulnar do punho esquerdo. A taxa de aquisição dos dados foi estabelecida em 1000 amostras/segundo.

Descrição da tarefa

A tarefa realizada consistiu em pegar a caixa de uma superfície e colocá-la em outra de altura diferente, sendo que a carga sempre deveria partir da altura intermediária e retornar a ela. As superfícies ou alturas de manuseio foram denominadas de Intermediária, Alta, e Baixa. A caixa utilizada para o experimento permitia a alteração de seu peso pela

O movimento registrado pelo eletrogoniômetro foi analisado a partir de gráficos e dos valores das amplitudes em graus, em função do tempo em segundos. A análise possibilitou a identificação do percentual de tempo gasto dentro e fora das faixas de amplitudes pré-estabelecidas. Estas faixas foram escolhidas em função do que a literatura ergonômica⁶ considera como faixas “seguras” de movimento, de forma a evitar desconfortos e sobrecarga ($\leq 15^\circ$ de flexão e extensão, $\leq 10^\circ$ de desvio radial, e $\leq 15^\circ$ de desvio ulnar).

Análise Estatística

Uma Análise Univariada - ANOVA foi utilizada para identificar a existência de diferenças significativas na antropometria das mãos dos voluntários. A ANOVA para medidas repetidas foi aplicada para análise da diferenças entre os movimentos empregados para manusear as cargas entre as superfícies. Nesta última análise as duas repetições da seqüência de tarefas foram avaliadas. Para ambas as análises foi utilizado um nível de significância de $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

As medidas antropométricas das mãos (comprimento das mãos, circunferência metacarpal, circunferência palmar) dos sujeitos foram analisadas, e não mostraram diferenças significativas entre indivíduos ($p=0,724$), e entre as mãos direita e esquerda ($p=0,821$).

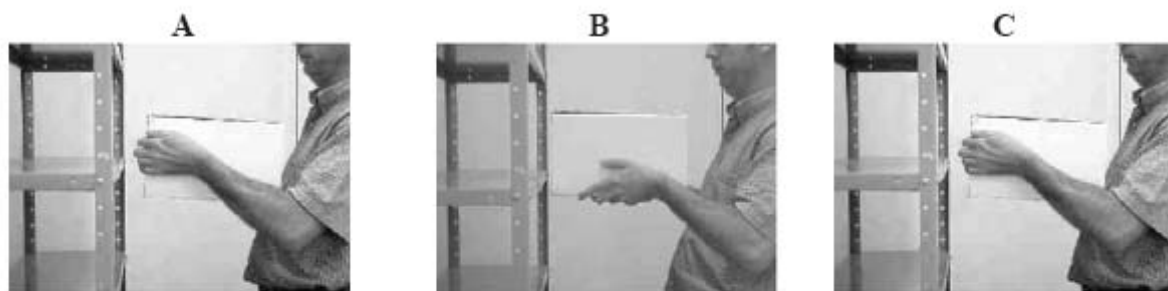


Figura 1. Ilustração das preensões: 1A – Preensão látero-lateral; 1B – Preensão látero-inferior; 1C – Preensão látero-posterior.

introdução de carga interna, assim os sujeitos realizaram uma seqüência com a caixa pesando 5 kg e outra com 10 kg. Cada seqüência desenvolvida pelos voluntários foi randomizada e repetida duas vezes.

Análise dos Dados

Os tipos de preensão utilizados durante as atividades de manuseio foram registrados por meio da filmagem, segundo critérios de WATSON¹⁰, e analisadas descritivamente, o que permitiu a identificação das diferentes categorias de preensão.

Os resultados das filmagens permitiram a identificação de três principais tipos de preensão durante a realização das tarefas, que foram classificadas em látero-lateral, látero-inferior, látero-posterior (Ver Figura1). Os sujeitos não alteravam o tipo de preensão empregado, do início ao término de cada atividade.

A preensão látero-lateral foi definida como sendo aquela em que a mão permaneceu exclusivamente nas laterais da caixa (Figura 1-A).

A preensão látero-inferior foi aquela em que a totalidade (ou maior parte) da mão ficava na lateral da caixa e os 4 dedos

(do 2º ao 5º) ou parte deles seguravam a parte inferior da caixa (Figura 1-B).

Na preensão látero-posterior os 4 dedos (do 2º ao 5º) ficavam na parte posterior da caixa, com a palma da mão na lateral da caixa e os dedos na face posterior da caixa (Figura 1- C). Pequenas variações foram observadas neste tipo de pega, sendo que às vezes a mão permaneceu deslocada para baixo (próximo ao canto inferior) ou para cima (no canto superior da caixa).

Em termos percentuais o tipo de preensão mais utilizado foi o látero-posterior (38% das ocorrências), seguida pela látero-inferior, (34%), e pela látero-lateral (28%). No que tange a massa da caixa, a preensão látero-lateral foi a mais utilizada quando ocorria manuseio da carga mais leve (5kg). Já as preensões látero-inferiores e látero-posteriores foram mais empregadas com a caixa de 10kg, sendo que essa tendência ocorreu em todas as alturas de manuseio.

Em média o tempo gasto em cada manuseio foi de 8,77 segundos ($\pm 1,69$). Esse tempo foi analisado em termos

percentuais do tempo total. Os percentuais de tempo gastos pelos sujeitos nos movimentos de flexo/extensão podem ser vistos na Figura 2. Observa-se um predomínio de posturas mais neutras na faixa de $-15^\circ/0^\circ/+15^\circ$ para os movimentos de flexo/extensão, embora maior tempo foi gasto em flexão nos manuseios envolvendo superfícies altas e maior tempo em extensão nos manuseios envolvendo superfícies baixas.

As posturas neutras também predominaram para os desvios radial e ulnar ver Figura 3, faixa de $-10^\circ/0^\circ/+15^\circ$. Entretanto, mais de 40% do tempo, acima de 1/3 do tempo da atividade foi gasto em desvio radial, com amplitudes superiores a 10 graus em manuseios envolvendo superfícies altas, e em torno de 30% do tempo nessas mesmas condições envolvendo superfície baixa.

A análise estatística permitiu identificar diferenças significativas ($p=0,000$) no percentual de tempo gasto nas amplitudes de movimento entre as diferentes alturas de manuseio, contudo não houve diferença significativa entre as cargas manuseadas ($p=0,43$).

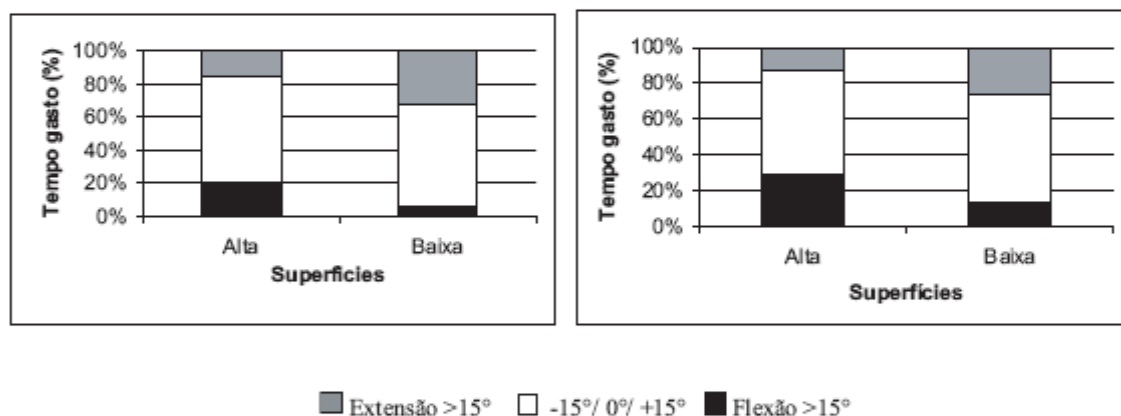


Figura 2. Tempo gasto nas faixas de movimentos de flexo-extensão do punho nas superfícies de manuseio Alta e Baixa para caixas com 5 kg e 10kg.

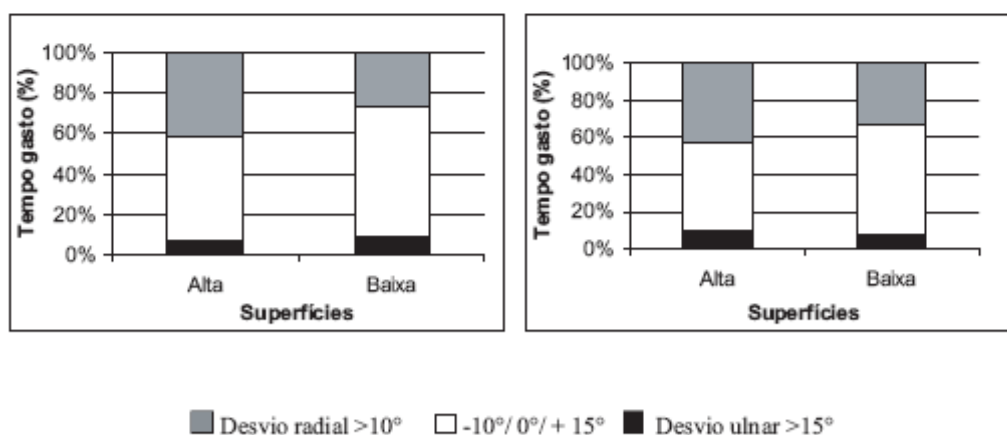


Figura 3. Tempo gasto nas faixas de movimentos de desvio radial e ulnar do punho nas superfícies de manuseio Alta e Baixa para caixas com 5 kg e 10kg.

DISCUSSÃO

Os resultados mostraram que não houve diferenças significativas na antropometria das mãos dos voluntários. Isto indica que diferenças observadas no acoplamento das mãos à caixa não foram influenciadas pela variabilidade individual nas medidas das mãos. Considerou-se pertinente avaliar esse aspecto já que este pode influenciar os tipos de pega e a forma de acoplamento do objeto manuseado¹¹.

Os sujeitos optaram por preensões que permitem uma maior estabilidade na sustentação da carga, com predomínio das preensões látero-posteriores e látero-inferiores. O tipo de preensão escolhido, também permitiu a aproximação da carga ao corpo, diminuindo o braço de alavanca e favorecendo a força. Já a preensão mais utilizada, face inferior da caixa (34%), pareceu decorrer da necessidade de suportar maior força peso gerada pelo aumento da massa da caixa de 5 para 10kg.

Estudos realizados por Drury et al.^{12,13}, envolvendo manuseio de caixa, mostraram que a posição mais comumente utilizada pelos trabalhadores para esse tipo de tarefa é similar ao que foi denominada nesse estudo de látero-posterior. Isso parecer decorre do fato desta posição fornecer melhor posicionamento das mãos, o que conduz a uma maior estabilidade e melhor controle sobre a carga. Drury¹² avaliou mais de 2000 tarefas de manuseio em diversas empresas e identificou a utilização de posições assimétricas das mãos em objetos tipo caixa, com um predomínio de pegas onde as mãos estão diagonalmente opostas nos cantos da caixa, posição considerada por ele ideal, pois minimiza as forças envolvidas na preensão.

Baril-Gingras e Lortie¹⁴, ao estudarem manuseios dinâmicos, encontraram durante a realização das atividades, muitos ajustes na preensão, provavelmente para que seja conseguida uma maior estabilidade na pega; no entanto, os sujeitos analisados no presente estudo mantiveram a mesma postura de preensão do início ao término de cada tarefa, talvez por se tratar de um experimento que envolveu uma atividade relativamente rápida e estática, em que alterações no tipo de preensão empregado eram desnecessárias.

A manutenção do punho em posição neutra é importante para a prevenção de lesões musculoesqueléticas já que amplitudes extremas tensionam ligamentos e comprimem estruturas¹⁵. O estudo realizado apontou uma tendência para a utilização de amplitudes neutras, esses resultados podem ter sido influenciados por fatores biomecânicos e da atividade, como a necessidade de ajustes de força e de amplitudes de movimentos, para as diferentes cargas, e o manuseio para diferentes alturas.

As amplitudes de movimento do punho, para os movimentos de desvio ulnar são duas a três vezes mais amplas do que do desvio radial. Além disso, quando as amplitudes de flexão ou extensão do punho são máximas, posição essa

que os ligamentos do carpo se encontram alongados, os desvios do punho são mínimos. No entanto, os desvios são máximos se a flexão for mínima ou inexistente, pois esta posição favorece o relaxamento dos ligamentos¹⁵. Assim, as posturas mais neutras para flexo/extensão podem ter favorecido a permanência de cerca de 35% do tempo em desvio radial, acima da faixa de amplitude considerada segura (10°). De acordo com Ketola et al.¹⁶ a amplitude de segurança de 10° só é válida quando a postura é mantida durante menos de 1/3 do tempo do ciclo da atividade, pois acima dessa proporção à amplitude pode ser considerada de risco. Outra possível explicação para a maior porcentagem de tempo em desvio radial, seria o fato de que quando o movimento ocorria em direção a superfície alta, ou voltando desta superfície, o desvio radial era mais freqüente, talvez para ajustar o eixo da mão ao objeto.

Como os resultados mostraram que os tipos de preensões adotados tiveram relação com as diferentes cargas, seria esperado que as amplitudes dos movimentos realizados pelo punho também apresentassem diferenças significativas em relação às massas; no entanto, isso não foi observado. Deduz-se daí que, como este estudo se ateve apenas à análise dos movimentos do punho (flexão, extensão, desvios radial e ulnar) durante atividade de manuseio de carga (5 e 10 Kg), possivelmente outras articulações, como a do cotovelo e/ou ombro, sofreram ajustes compensatórios, adotando diferentes posições a fim de compensar a restrição que o formato do objeto propiciava.

Em estudos futuros será importante avaliar as posições articulares de outros segmentos do membro superior, além do punho, durante as atividades de manuseio, e a atividade elétrica de grupos musculares envolvidos na atividade, para detectar outras possíveis condições presentes na preensão de objetos tipo caixa.

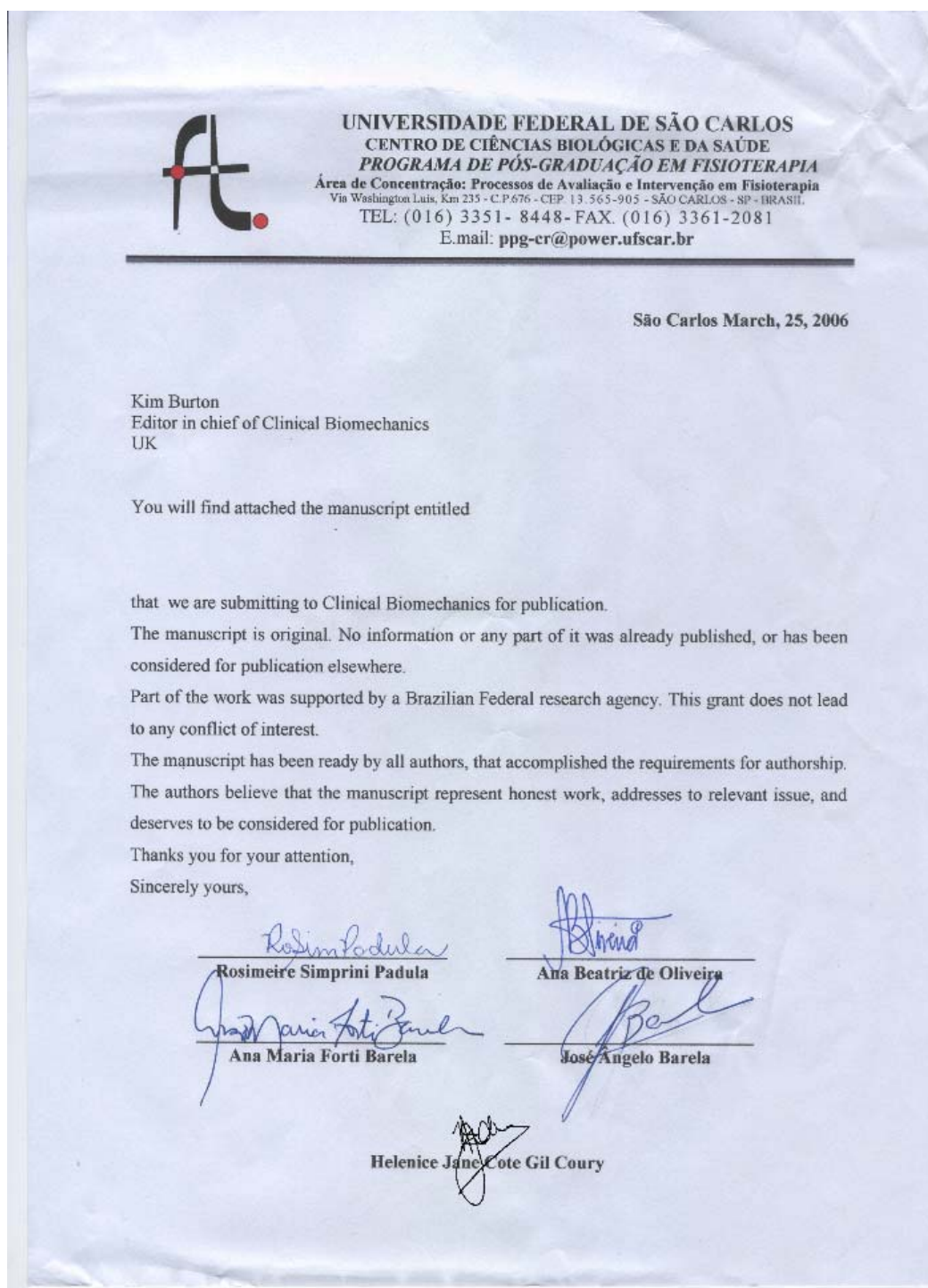
CONCLUSÃO

O estudo mostrou que a massa da caixa manuseada influenciou o tipo de pega adotada, entretanto, não influenciou as amplitudes do punho. As amplitudes de movimentos do punho consideradas seguras predominaram durante as tarefas avaliadas, porém, a altura da superfície, alta ou baixa, influenciou o movimento gerando amplitudes mais extremas. Ainda, uma porcentagem de tempo acima da faixa de amplitude recomendável foi gasta em movimentos de desvio radial quando o manuseio envolvia superfície alta. Assim, programas preventivos deveriam incluir recomendações sobre a estocagem de material a ser manuseado em alturas acessíveis para evitar movimentos mais extremos do punho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Straker LM. An overview of manual handling injury statistics in western Australia. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1999; 24 (4): 357-8.
2. Ciriello VM, Snook SH, Hashemi L, Cotnam J. Distributions of manual materials handling task parameters. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1999; 23 (4): 379-9.
3. Iida I. *Ergonomia Projeto e Produção*. São Paulo: Edgard Blücher ; 1992.
4. Putz-Anderson V. *Cumulative trauma disorders: a manual for musculoskeletal diseases of the upper limbs*. London: Editora Taylor & Francis; 1988.
5. Mc Gorry RW. A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use. *Applied Ergonomics* 2001; 32: 271-8.
6. Paschoarelli LC, Gil Coury HJC. Amplitudes angulares seguras para avaliação de movimentos da extremidade do membro superior durante atividades: uma revisão. In: XIII Congresso Brasileiro de Ergonomia [CD ROM]. Anais... Fortaleza; 1997. 1 CD-ROM.
7. Campbell SC, Nolan PF, Wharton RK, Train AW. Measurement of forces exerted in the manual handling of small cylindrical objects, *Clinical Biomechanics* 2000; (25): 349-9.
8. Pheasant S. *Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work*. London: Taylor & Francis; 1996.
9. Biometrics Ltda. *Goniometer and torsionmeter operating manual*. Gwent, UK; 1997.
10. Watson AWS. Procedure for production of high quality photographs suitable for the recording and evaluation of posture. *Revista de Fisioterapia Universidade de São Paulo* 1998; 5 (1): 20-6.
11. Paschoarelli LC, Gil Coury HJC. Aspectos Ergonômicos e de Usabilidade no Design de Pegas e Empunhaduras. *Estudos em Design* 2000; 8 (1): 79-12.
12. Drury CG, Law CH, Pawenski CS. A Survey of Industrial Box Handling: *The Human Factors Society* 1982; 24 (5): 553-12.
13. Drury CG. The role of the hand in manual materials handling. *Ergonomics* 1985; 28(1): 213-14.
14. Baril-Gingras G, Lortie M. The handling of objects other than boxes: univariate analysis of handling techniques in a large transport company. *Ergonomics* 1995; 38(5): 905-20.
15. Kapandji IA. *Fisiologia Articular, Volume I: Membro Superior*. São Paulo: Manole; 1990.
16. Ketola R, Viikari-Juntura E, Takala E. Validation of a method to assess physical load on the upper extremity. In: *Advances in Occupational Ergonomics and Safety* 1996. 2 vol, p. 463-4.

ANEXO 4 : Carta de Submissão do artigo “Are the anticipatory trunk movements occurring during carrying activities to different height surfaces protective or risky?” ao periódico *Clinical Biomechanics*.



ANEXO 5: Desdobramento – Artigo apresentado no Congresso Internacional de Ergonomia – Holanda, 2006.

Comparison of Performance between Experienced and Inexperienced Individuals in Load Handling Activities

R.S. Padula^{a b}; A.B. de Oliveira^b; R.L. Carregaro^b; L. C. da C. B. Silva^b; H. J. C. Gil Coury^b

^a San Francisco University, Brazil - Department of Physical Therapy.

^b Federal University of São Carlos, Brazil - Department of Physical Therapy.

Abstract

The aim of the present study was quantify the forces applied on right and left faces of an instrumented box, and to evaluate the perceived exertion by experienced and inexperienced subjects when handling different loads. Thirty-eight healthy males participated of this study, of which twenty were inexperienced and eighteen experienced in manual handling activities. A box equipped with load cells was used to simulate a carrying activity. The box weight was modified with additional loads of 4 kg incorporated to initial mass of the box (7kg). The task consisted of carrying the box throughout a 4 meters straight line. At the end of each handling the subjects evaluated the perceived exertion by means of the Borg's RPE scale. The mean force applied on the box during the carrying was achieved and resultant forces (right and left) were calculated. An ANOVA Three-Way was used to compare resultant force between side, group and loads. The Kruskal-Wallis non-parametric variance test was applied to compare the perceived exertion between groups and between loads. There was significant difference for resultant force between side and load ($p < 0.05$) and for interaction between side and group ($p < 0.05$). The experienced subjects applied higher forces on right side than inexperienced on right and left side. There was no significant difference for the exertion perception between groups ($p > 0.05$), but it was significant between loads. The experienced subjects differed from the inexperienced only in force exertion combined to laterality. This fact probably is related to box tilt realized for experts during manual material handling.

Keywords: Laboratory, Manual Materials Handling, Biomechanics, Risk Assessment Method for MSD.

1. Introduction

Manual Material Handling (MMH) activities represent risk to the musculoskeletal system [1]. Several ergonomic approaches have been used to develop MMH guidelines, with the three most common based on biomechanical, physiological, and psychophysical. The two primary psychophysical methods in the context of MMH are ratings of perceived exertion (RPE) and maximum acceptable weights of lift (MAWL). Those methods allow detecting, either explicitly or implicitly, integration stimuli that result from biomechanical and physiological loads in order to provide a subjective evaluation of physical stresses [2].

Furthermore, these methods attempt to measure perception, which cannot otherwise be directly obtained, and also they allow for quantitative task analysis and guidelines. With respect to the last application, authors and users differ widely in their interpretations. Some have been explicit that psychophysical methods, particularly when used to develop limits for lifting tasks, yield levels of physical activity that can be considered safe [3].

Another condition observed in MMH is that these activities affect mostly the upper limbs and trunk.

Although many studies evaluated the musculoskeletal overload during manual handling tasks and their effect on the spine, a few studied the effects of these tasks on the wrist. Many factors appear to influence the occurrence of injuries during handling, amongst which, the weight and type of load handled [1], but few studies of grip force during handling with different weights and the relationship with psychophysical methods (perceived exertion) are available.

2. Objective

The objective of this study was to quantify the forces applied on right and left faces of an instrumented box, and to evaluate the perceived exertion by experienced and inexperienced subjects when handling different loads.

3. Method

3.1 *Subject*: Thirty-eight healthy males participated of this study, all right-handed. Twenty volunteers were inexperienced and eighteen subjects had more than six months of experience in manual handling activities. The mean age, weight and height of the inexperienced and experienced group are presented at Table 1.

Table 1: Mean \pm Standard Deviation for age, weight and height of experienced (*Exp.*) and inexperienced (*Inexp.*) group.

| Group | Age (years) | Weight (kg) | Height (cm) |
|---------------|-----------------|------------------|-------------|
| <i>Exp.</i> | 23.12 \pm 4.5 | 65.56 \pm 9.4 | 170 \pm 3 |
| <i>Inexp.</i> | 22.4 \pm 4.12 | 70.13 \pm 8.38 | 168 \pm 3 |

3.2 *Materials*: An instrumented box with dimensions of 300 x 300 x 180 mm and total mass 7 kg was used. Two extra loads (4 kg each) were inserted into the box, totalizing 11 and 15 kg. To evaluate the grip force during handling, the box was instrumented with 5 load cells fixed in its anterior, lateral and inferior faces (right and left). The cells were connected to an acquisition system (Data Link, Biometrics, UK).

3.3 *Procedures*: The task consisted of carrying the box throughout a 4 meters straight line, and each load was carried four times. The sequence of handlings with different loads (7, 11 and 15kg) was randomized. At the end of each handling the subjects evaluated the perceived exertion by means of the Borg's RPE scale [4].

3.4 *Data Analysis*: The mean forces applied on the box during the carrying was evaluated by a MatLab[®] routine, which was programmed to calculate a vectorial sum of lateral and inferior faces of the box. Then right and left resultant forces were used to compare groups (experienced and inexperienced) during the carrying of different loads. Resultant force was compared to laterality, experience and load by an analysis of variance (ANOVA Three-Way). The Kruskal-Wallis non-parametric variance test was applied to compare the perceived exertion between groups and between loads.

4. Results

Significant differences were found between side (left and right) and load (7, 10 and 15 kg) – $p < 0.05$. The grip forces applied to the box increased progressively with the increase of the loads handled for both groups ($p < 0.05$) – see Figure 1. Furthermore, both experienced and inexperienced subjects applied higher forces on the right side when compared to the left side ($p < 0.05$).

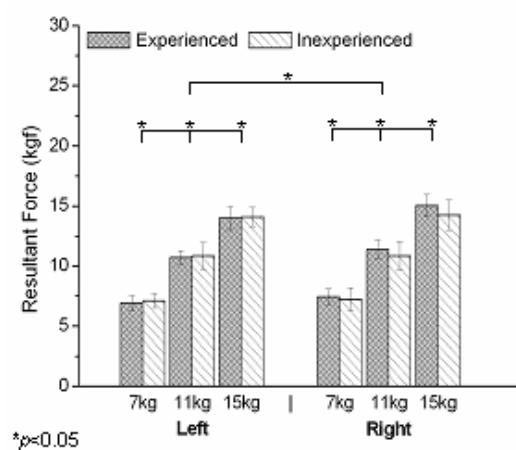


Figure 1: Mean values and standard deviation of resultant force (kgf) applied on left and right side of the box during manual handling of 7, 11 and 15kg for experienced and inexperienced group.

There was no significant difference for resultant force between experienced and inexperienced subjects ($p > 0.05$). However, the interaction between side and group was significant ($p < 0.05$). Experienced subjects applied significant higher forces on the right side than inexperienced did on left and right side (Figure 2).

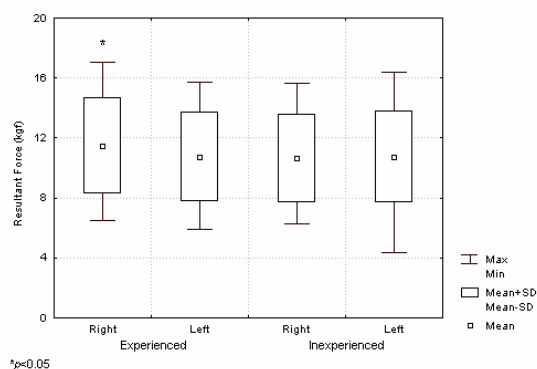


Figure 2: Mean, maximum and minimum value, and standard deviation of resultant force for side (left and right) and group (experienced and inexperienced).

The perceived exertion by the inexperienced subjects was higher than perceived exertion by the experienced group when handling the three loads (Figure 3), however,

this difference was not significant ($p>0.05$). Furthermore, the variability of experienced subjects was higher than inexperienced. Significant difference to perceived exertion was observed for all loads ($p<0.05$). The higher the load handled, the higher the perceived exertion (Figure 3).

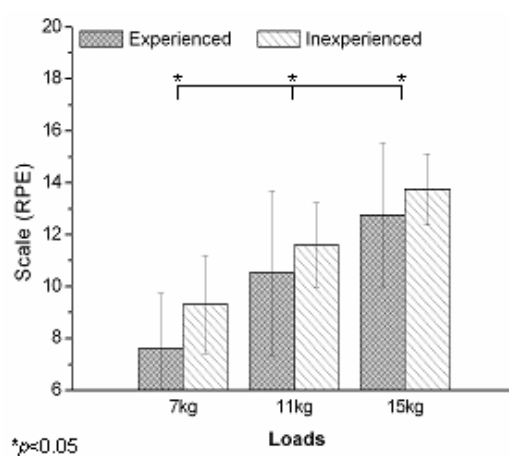


Figure 3: Mean values and standard deviation of perceived exertion (Scale – RPE) for experience and inexperienced group and manual handling of 7, 11 and 15kg.

5. Discussion

Higher forces registered for the right side show a possible influence of the subject's manual dominance. The influence of dominance on the force generated during grip is well described at the scientific literature [5]. Wang *et al.* [6] observed that right-handed subjects present a better grip posture control, fact that can favor the development of higher forces.

The load increment provided an increase of the grip force for both sides, showing a clear influence of the weight generated by these increments.

The significant interaction between the handled load and laterality presented the adoption of a carrying strategy. Although the box position during carrying was not directly evaluated, the high values of grip force applied on right side by experienced indicate a possible tilt box in dominant side direction. Authier *et al.* [7] have observed

that the experts adopt different combinations of box tilt and hand grips during MMH activities. The authors reported that experts generally tilt the box sideways or toward the body. This tendency was observed in the present study. Gagnon [8] showed that the absence of box tilt is a characteristic of inexperienced workers, as it was founded in this study.

Perceived exertion results pointed out to a significant difference in relation to handled loads. The biomechanical loads could affect acceptability, but it is not clear how, or if there is consistency across individuals and tasks (postures). Joint demands can be and are perceived, but again there appears to be inconsistency and likely sources other than moment loads that affect perceptions. The RPE has been shown to be highly related to these global physiological measures, although the relationship of these physiological variables to tissue loads or other biomechanical variables associated with injury is questionable. It is suggested that there is a complex relationship between levels of perceived muscular effort and biomechanical measures [9].

In this study the exertion perception were not influenced by experience. This may be partially explained by the greater variability of experienced subjects. This variability could be related to the characteristics of load handled by the subjects in their daily routine (from 20 to 60 kg, mean of 28 kg).

6. Conclusion

Differences in resultant force between sides may be explained by right manual dominance of subjects. Proportional increase of grip force in response to load increments was found. There was no significant difference between groups for perceived exertion, although experienced subjects had a higher variability. The significant interaction between the handled load and laterality may be related to an adoption of a carrying strategy.

Acknowledgements

This work was supported by FAPESP (05/53804-3 and 04/07207-0) and CNPq (300335-05-09).

References

- [1] Straker, L.M. An overview of manual handling injury statistics in western Australia. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1999, 23:357-364.
- [2] Nussbaum M.A. and, Lang A. Relationships between static load acceptability, ratings of perceived exertion, and biomechanical demands. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2005, 35:547-557.
- [3] Ciriello, V.M., Snook, S.H., Hashemi, L., Cotnam, J. Distributions of manual materials handling task parameters. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1999, 24:379–388.
- [4] Borg, G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of Work, Environment, and Health* 1970, 16:55–58
- [5] Westling G, Johansson RS. Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research* 1984, 53:277-284.
- [6] Wang M-JJ, Chung H-C, Chen H-C. The effect of handle angle on MAWL, wrist posture, RPE, and heart rate. *Human Factors* 2000, 42(4):553-565.
- [7] Authier M., Gagnon, M. Handling Techniques: The Influence of weight and height for experts and novices. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 1995, 1 (3):262-275.
- [8] Gagnon M. Box tilt and knee motions in manual lifting: two differential factors in expert and novice workers. *Clinical Biomechanics* 1997, 12 (7/8):419-428.
- [9] Heather, L.B., Kozey, J.W. The effect of load and posture on load estimations during a simulated lifting task in female workers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2003, 31:331-341.