

**UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

**Análise do sinal eletromiográfico e da força de preensão manual na
atividade de deslocamento de um veículo de transporte de carga.**

Áurea Maria de Ponte

2008

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

ÁUREA MARIA DE PONTE

**ANÁLISE DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO E
DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL NA
ATIVIDADE DE DESLOCAMENTO DE UM
VEÍCULO DE TRANSPORTE DE CARGA.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. Área de concentração: Intervenção fisioterapêutica. Linha de pesquisa: Dosimetria e convalidação de recursos fisioterapêuticos.

Orientador: Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

**PIRACICABA
2008**

Ficha Catalográfica

Ponte, Áurea

Análise do sinal eletromiográfico e da força de preensão manual na atividade de deslocamento de um veículo de transporte de carga. Piracicaba, 2008.

73p.

Orientador: Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Metodista de Piracicaba.

1. Eletromiografia. 2. Força de preensão manual. 3. Transporte de carga. I. Guirro, Rinaldo Roberto de Jesus. II. Universidade Metodista de Piracicaba, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. III. Título

Os membros da Banca Examinadora da Defesa de Dissertação de Mestrado de **ÁUREA MARIA DE PONTE** apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, em Sessão Pública realizada em 29 de abril, consideraram o(a) candidato(a) aprovado(a).

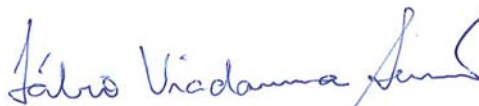
BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirio - UNIMEP



Profª. Drª. Maria Imaculada de Lima Montebelo - UNIMEP



Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão - UFSCar

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais, Valdir e Helena, por todos os ensinamentos de vida que me passaram e pelo apoio na busca pelo meu aprimoramento profissional.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a todas as pessoas que compartilharam este período de minha vida e que das mais variadas maneiras me ajudaram, citando em especial:

A Deus

Por me dar forças e sempre me guiar pelos melhores caminhos.

Meus pais Valdir e Helena

A quem devo a vida e minha formação moral. Obrigada por tudo que fizeram por mim.

Aos meus irmãos Junior e Vinicius

Que sempre me incentivaram nessa conquista.

Ao Prof. Giovani Peroni

Por me encorajar a pratica da ergonomia, minha gratidão.

Ao Prof. e Orientador Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

Meu reconhecimento e gratidão pela PACIÊNCIA, COMPREENSÃO e disponibilidade que foram de suma importância para concretização desse trabalho.

A Prof^a. Delaine Rodrigues Bigaton

Que sempre esteve disposta a me ajudar. Pelos conhecimentos transmitidos, muito obrigada.

A Prof^a Maria Imaculada Lima Montebelo

Que sempre esteve disposta a me ajudar na análise estatísticas desse trabalho.

As amigas Karina e Janaina

Com todo carinho venho agradecer, o tempo que se dedicaram em me ajudar.

A Empresa Ergoquali Ergonomia e Fisioterapia Preventiva.

Pela compreensão na minha ausência no trabalho.

Aos voluntários que participaram deste trabalho, muito obrigada pela disponibilidade e paciência.

Agradeço também a todos os amigos do curso de Pós-Graduação em Fisioterapia, especialmente àqueles que estiveram mais próximos com os quais passei a maior parte do tempo, entre eles: Ana Cristina, Roberta, Priscila, Fábio, Luciano, João Paulo, Clívia, Márcia, Vandeni , Érika, João e Andrea.

E por fim, aqueles que, mesmo não citados aqui, sabem que de forma direta ou indireta tiveram participação para que esta pesquisa se efetivasse.

RESUMO

Pouco se conhece sobre as respostas neuromusculares solicitadas durante a execução de tarefas de empurrar e puxar cargas. O objetivo foi analisar a atividade eletromiográfica dos músculos da cintura escapular e do membro superior e a força de preensão manual durante o deslocamento de um veículo de transporte de cargas. Participaram do estudo 18 voluntários sadios ($21,5 \pm 2,77$ anos), destros, do gênero masculino. Os eletrodos foram posicionados no músculo trapézio fibras superiores, bíceps braquial, tríceps braquial, extensores e flexores do punho e dedos. A manopla original do veículo foi substituída por dois sistemas de preensão manual, acoplados às células de carga (MM-50 - Kratos[®]), os quais permitiram mensurar a força de preensão manual com variação da posição dos punhos entre neutra com antebraço pronado (PN-AP) e em desvio ulnar com antebraço em posição neutra (PDU-AN). Os sinais gerados pelas células de cargas durante o manuseio do veículo foi captado simultaneamente ao sinal eletromiográfico, por um sistema de aquisição de dados EMG-1000 (Lynx[®] Tecnologia Eletrônica). O processamento dos sinais foi realizado em rotina específica implementada no software Matlab[®] 6.5 para análise da raiz quadrada da média (RMS) e frequência mediana (FM). A análise estatística constou dos testes *T Student*, *Wilcoxon* e *Friedman* ($p < 0,05$). Os resultados demonstraram que a força máxima de preensão manual, foi maior ($p < 0,05$) para a posição PN-AP ($25,63 \pm 6,1$ Kgf) quando comparada a PDU-AN ($20,91 \pm 3,8$ Kgf). Durante a contração isométrica máxima, o RMS dos músculos flexores e extensores do punho e dedos apresentaram maior atividade eletromiográfica ($p < 0,05$) para a posição PN-AP (intra-músculos) e para os músculos extensores (inter-músculos), sendo que a FM não apresentou variações. Com relação à força de preensão manual durante o deslocamento do veículo, houve diminuição ($p < 0,05$) da força de preensão manual nas duas últimas fases do percurso. Já a análise inter-posição (PDU-AN x PN-AP) para os mesmos intervalos de tempo, houve diminuição ($p < 0,05$) na fase de aceleração do membro superior direito na posição PN-AP. Na comparação inter-membro (direito ou esquerdo) no respectivo intervalo e posição não houve diferença significativa. Quanto à alteração do RMS dos músculos trapézio superior, bíceps braquial, tríceps braquial, flexores e extensores de punho e dedos houve variação da atividade mioelétrica nos diferentes posicionamentos articulares ($p < 0,05$). A análise da FM na posição PN-AP também demonstrou diferença para todos os músculos avaliados ($p < 0,05$). Conclui-se que tanto a atividade eletromiográfica quanto a força de preensão manual são afetadas durante as fases do deslocamento de um veículo de carga em um circuito elíptico.

Palavras Chave: Preensão manual, empurrar, veículo, eletromiografia de superfície.

ABSTRACT

Little is known about the answers neuromuscular requested during the execution of tasks of pushing and pulling loads. The objective was to analyze the electromyographic activity of the muscles of the waist scapular and the upper member and strength of handgrip displacement of a vehicle for transport of load. Participants were 18 students, healthy (21.5 ± 2.77 years). The electrodes were placed in the muscle upper trapezius, biceps, triceps, the flexor and extensor wrist and fingers. The original handle the vehicle has been replaced by two systems of handgrip, coupled to the load cell (MM-50 - Kratos[®]), which allowed measure the strength of handgrip changing of the position of fists between neutral with forearm pronation (PN - AP) or ulnar deviation with forearm in a neutral position (PDU-AN). The signals generated by cells loads during handling of the vehicle was captured while the electromyographic signal for a system of data acquisition EMG-1000 (Lynx[®] Technology Electronics). The processing of the signals was performed in routine specific implemented in Matlab[®] 6.5 software for analysis of the root mean square (RMS) of the median frequency (FM). Statistical analysis consisted of tests T Student, Wilcoxon e Friedman ($p < 0,05$). The results demonstrated that the power of handgrip was higher ($p < 0,05$) for the position PN-AP (25.63 ± 6.1 Kgf) when compared to PDU-AN (20.91 ± 3.8 Kgf). During the RMS maximum isometric contraction of the flexor and extensor muscles of the wrist and fingers had greater electromyographic activity ($p < 0,05$) for the position PN-AP (intra-muscles) and the extensor muscles (inter-muscles), and the FM presented no variations. Regarding the strength of handgrip during displacement of the vehicle, there was a decrease ($p < 0,05$) of the strength of handgrip in the last two stages of the journey. Already the analysis inter-position (PDU-NA x PN-AP) for the same interval of time, there was a decrease ($p < 0,05$) in the acceleration phase of the right upper limb in the position PN-AP. In comparing inter-State (right or left) in their interval position and there was no significant difference. As to the amendment of the RMS muscle trapezius, biceps, triceps and flexor and extensor wrist and fingers were mioelétrica variation of activity in different joint positions ($p < 0,05$). Analysis of FM in position PN-AP also demonstrated difference for all muscles evaluated ($p < 0,05$). It is concluded that both the electromyography activity on the strength of handgrip are affected during the phases of the displacement of a vehicle in a circuit elliptical.

Key Words: Handgrip, push, vehicle, surface electromyography

LISTA DE FIGURA

- Figura 1 Vista lateral do veículo de transporte de cargas com o sistema de regulagem do dimensionamento das manoplas.....33
- Figura 2 Sistema acoplado ao veículo de carga para o posicionamento das manoplas. A) regulagem vertical das manoplas (seta) e B) regulagem horizontal das manoplas (setas).....33
- Figura 3 Sistema acoplado ao veículo para fixação das células de carga e posicionamento das manoplas. Manoplas para preensão com punhos em desvio ulnar com antebraço em posição neutra.....34
- Figura 4 Sistema de calibração das células de carga. A) Célula da carga digital M-50 e B) Suporte de fixação. A rotação do eixo (seta) permite a aplicação da força sobre a manopla.....35
- Figura 5 Vista lateral do sistema para a captação dos sinais eletromiográfico e de força, durante o deslocamento do veículo de transporte de carga. As setas indicam os eletrodos ativos de superfície.....39
- Figura 6 Vista superior do circuito elíptico para o deslocamento do veículo de transporte de cargas, com percurso total em 17 segundos no sentido horário.....41
- Quadro 1 Resumo da função utilizada para processamento do sinal eletromiográfico e da força.....42

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 Média \pm dp dos dados referentes a idade, características antropométricas e índice de massa corpórea, n=18.....29
- Tabela 2 Média \pm dp do RMS (μ V) dos músculos flexores e extensores do punho e dedos em diferentes posições articulares do punho (P) em desvio ulnar (DU) ou neutro (N), com antebraço (A) neutro (N) ou pronado (P), durante força de preensão máxima, n=18. * p<0,05 intra-músculo e # p<0,05 inter-músculos.....44
- Tabela 3 Mediana (M) e Amplitude Interquartilica (IAQ) da FM (Hz) dos músculos flexores e extensores do punho e dedos em diferentes posições articulares do punho (P) em desvio ulnar (DU) ou neutro (N), com antebraço (A) neutro (N) ou pronado (P), durante força de preensão máxima, n=18. * p<0,05 intra-músculo e # p<0,05 inter-músculos.....45
- Tabela 4 Mediana (M) e Amplitude Interquartilica (AIQ) da força de preensão manual (kgf) durante as fases de deslocamento do veículo de transporte de carga (aceleração de 0-4", curva de 5-11" e desaceleração 11-13"), para as diferentes posições articulares do punho (P) em desvio ulnar (DU) ou neutro (N), com antebraço (A) neutro (N) ou pronado (P) no sentido horário, n=18. * p<0,05 intra-posição em relação a 0-4", ¥ p<0,05 intra-posição em relação 5-11", # p<0,05 inter-posição em relação ao mesmo intervalo, £ p<0,05 inter-membro em relação ao respectivo intervalo e posição.....46
- Tabela 5 Mediana (M) e Amplitude Interquartilica (AIQ) do RMS (μ V) dos músculos da cintura escapular e membro superior dominante, durante as fases de deslocamento do veículo de transporte de carga (aceleração de 0-4", curva de 5-11" e desaceleração 12-17"), para as diferentes posições articulares do punho (P) em desvio ulnar (DU) ou neutro (N), com antebraço (A) neutro (N) ou pronado (P) no sentido horário, n=18. * p<0,05 intra-posição em relação a 0-4", ¥ p<0,05 intra-posição em relação 5-11", # p<0,05 inter-posição em relação ao mesmo intervalo.....48

Tabela 6 Mediana (M) e Amplitude Interquartílica (AIQ) de FM (Hz) dos músculos da cintura escapular e membro superior dominante, durante as fases de deslocamento do veículo de transporte de carga (aceleração de 0-4", curva de 5-11" e desaceleração 12-17"), para as diferentes posições articulares do punho (P) em desvio ulnar (DU) ou neutro (N), com antebraço (A) neutro (N) ou pronado (P) no sentido horário, n=18. * p<0,05 intra-posição em relação a 0-4", † p<0,05 intra-posição em relação 5-11", # p<0,05 inter-posição em relação ao mesmo intervalo.....48

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A	Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	70
ANEXO B	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	71
ANEXO C	Roteiro para avaliação antropométrica.....	74

LISTA DE ABREVIATURAS

AIQ - Amplitude Interquartílica

EMG - Eletromiografia

dp - Desvio padrão

dB - Decibéis

FM - Frequência mediana

HZ - Hertz

IMC - Índice de Massa Corpórea

IRMC - Índice de Rejeição de Modo Comum

Kgf - Quilograma-força

M - Média

Med - Mediana

mm - Milímetro

PDU-AN - Punho Desvio Ulnar - Antebraço Neutro

PN-AP - Punho Neutro - Antebraço Pronado

RMS - Raiz Quadrada da Média

μV - Microvolt

μd - Coeficiente de fricção

$^{\circ}$ - Graus

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1 Empurrar/puxar cargas	18
2.2 Postura dos membros superiores e força de preensão manual	20
2.3 Eletromiografia de superfície	25
3 OBJETIVO	28
4 MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1 Voluntários	29
4.2 Local de Pesquisa	30
4.3 Instrumentação	30
4.3.1 Eletromiógrafo e Eletrodos	30
4.3.2 Veículo de Transporte de Cargas	32
4.3.3 Dinamometria	33
4.4 Procedimentos	35
4.4.1 Antropometria	35
4.4.2 Dobras cutâneas tricipital e subescapular	35
4.4.3 Dinamometria de força de preensão manual	36
4.5 Avaliação eletromiográfica	37
4.5.1 Preparação da pele	37
4.5.2 Colocação dos eletrodos e coleta dos sinais	37
4.6 Processamento dos sinais	41
4.7 Análise estatística	42
5 RESULTADOS	44
6 DISCUSSÃO	49
7 CONCLUSÃO	61

1 INTRODUÇÃO

Não obstante a modernização industrial e o surgimento de novas tecnologias que requerem um trabalhador dotado de capacidades como compreensão, decisão, participação e habilidades técnicas e intelectuais, ainda hoje, muitas tarefas de movimentação de cargas são realizadas manualmente.

A movimentação de cargas é qualquer atividade, executada por um ou diversos trabalhadores, que pode ser classificada como: levantar, agarrar, abaixar, empurrar, puxar, transportar ou deslocar uma carga (Council Diretiva 90/269/2007-CEE), que pode ser animada (uma pessoa ou um animal) ou inanimada (um objeto).

O manuseio de cargas é responsável por grande parte dos traumas musculares entre os trabalhadores, podendo causar danos cumulativos devido à sobrecarga gradual do sistema musculoesquelético em resultado de atividades contínuas de elevação/movimentação de cargas ou traumatismos agudos, como cortes ou fraturas, devido a acidentes (Osha, 2007).

Alguns estudos avaliaram a incidência das disfunções musculoesqueléticas relacionadas às atividades de manuseio de cargas (Straker, 1999 e Ciriello et al., 1999). O que tem sido observado, é que aproximadamente 60% dos problemas musculares são causados por levantamento de cargas e 20% empurrando e/ou puxando (Brigder, 2003).

A realização dessas atividades de forma insegura afeta principalmente a coluna lombar e os membros superiores. As dores lombares foram durante anos abordadas por muitos autores como fazendo parte dos problemas de saúde dos trabalhadores, além do grande impacto econômico que este problema causa na

sociedade moderna (*National Safety Council*, 2000). Assim, uma variedade de estudos foram desenvolvidos no sentido de controlar os problemas lombares causados por atividades laborais, destacando os epidemiológicos (Chaffin e Park, 1973; Ayoub e Mital, 1989), biomecânicos (Bartelink, 1957; Brown, Hansen e Yaria, 1957; Morris, Lucas e Bresler, 1961; Hutton & Adams, 1982) que determinaram as características da estrutura espinhal (Garg, 1991 e Andersson, 1981) e psicofísicos (Mital, 1999; Kumar, 1990; Svensson e Andersson, 1989) que criaram recomendações para controlar os problemas músculoesqueléticos relacionados as dores lombares.

Alguns dos conhecimentos adquiridos com os inúmeros estudos realizados sobre as tarefas de levantamento manual de cargas foram também convertidos em normas oficiais com o objetivo de estimular a aplicação dos mesmos. No Brasil a norma regulamentadora NR-17 Ergonomia, Portaria n.3214, de 08.06.78 do Ministério do Trabalho, modificada pela portaria n.3751 de 23.11.90 do Ministério do Trabalho, dispõem sobre o assunto (Brasil, 2004).

A conscientização dos limites de levantamento de cargas tem propiciado que a movimentação de cargas seja realizada nos ambientes industriais por meio de dispositivos que permitem o deslocamento de materiais e, conseqüentemente, possibilitam um menor risco de lesão musculoesquelética, já que trabalhadores estão cada vez mais realizando atividades repetitivas de empurrar e/ou puxar cargas (Laursen e Schibye, 2002).

De acordo com Dull e Weerdmeester (2004), “o movimento de puxar ou empurrar provoca tensões nos braços, ombros e costas”. Para Ciriello, Snokk, Hashemi e Cottman (1999) as atividades de manuseio de cargas não tem sido o objeto principal dos estudos e pouco se conhece sobre o efeito biomecânico nas

estruturas articulares solicitadas durante a sua execução. Padula, Souza e Coury (2006) destacam ainda que apesar de existirem vários estudos avaliando a sobrecarga musculoesquelética presente nas tarefas de manuseio de cargas e seu efeito sobre a coluna vertebral, muito pouco tem sido estudado sobre os efeitos dessa tarefa sobre os membros superiores, principalmente considerando-se às articulações dos punhos.

Durante a realização de uma tarefa de empurrar e puxar cargas, as mãos podem atuar como elementos de preensão, associados ao uso de força. A associação entre preensão e força tem sido alvo de variadas investigações. Moreira et al. (2003) relatam que na maioria dos estudos a força de preensão é abordada com enfoque clínico, ressaltando, porém que esta tendência é menos observada mediante uma abordagem ergonômica, em que existe um número reduzido de estudos voltados a situações ocupacionais.

Lehmkuhl e Smith (1989) citam que a mão representa a extremidade efetora do membro superior, o qual constitui o seu suporte, sendo estabilizada pelo ombro, cotovelo e punho. Diante disso, estudos foram publicados (McGorry, 2001; Mircea, Shrawan e Yogesh, 2004; Jeremy e Peter, 2003) relacionando força de preensão com diferentes posturas dos membros superiores. A maioria desses estudos demonstra que a força de preensão é reconhecidamente influenciada pela postura dos membros superiores.

Considerando-se que o deslocamento de veículos de transporte de cargas, exige a execução de uma força de preensão manual (Herring e Hallbeck, 2007) e que a posição das mãos influencia a força de empurrar e puxar, seria interessante confrontar a variação de força de preensão manual com diferentes posicionamentos dos membros superiores durante a execução dessas tarefas.

Mas isto seria melhor conduzido, através da utilização de posições que se aproximam das ocupacionais adotadas no trabalho (Sande e Coury, 1982) e mediante ao registro simultâneo da atividade eletromiográfica dos músculos solicitados durante a execução dessas tarefas.

A atividade elétrica registrada não dá informações concernentes à força dos músculos, contudo a adição de transdutores de força ou algum tipo de dispositivo de medida ao sistema de registro permite a documentação simultânea desses dados (Bohannon, 2001).

Nesse contexto, acredita-se que os diferentes posicionamentos do antebraço e punho apresentem diferentes níveis de recrutamento das unidades motoras e da força de preensão manual. Assim, a proposta é analisar a atividade eletromiográfica e a força de preensão manual, em diferentes posicionamentos das articulações dos punhos e antebraços, durante a atividade de empurrar um veículo de transporte de cargas, de forma a subsidiar conhecimentos para a prática da ergonomia em ambientes industriais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Empurrar/puxar cargas

Tarefas de empurrar e puxar cargas são cada vez mais comuns nos ambientes laborais, por serem utilizadas freqüentemente na substituição de ações que requerem levantamento e carregamento de materiais (Schibye et al., 2001). Entretanto, poucas definições descrevem a aplicação do esforço humano envolvido nessas tarefas. Baril-Gringras e Lortie (1995) definem as atividades de empurrar e puxar como *“a aplicação de uma força horizontal, para uma pessoa ou objeto. No empurrar a força das mãos é direcionada à frente do corpo e no puxar a força é direcionada para o corpo.”*

Do ponto de vista biomecânico as tarefas de empurrar e puxar são mais complexas de se analisar (Laursen e Schibye, 2002), quando comparadas com as de levantamento de cargas. Klaled et al. (1999) utilizaram um transdutor tri-dimensional, acoplado as manoplas do veículo, para registro da força dos membros superiores, associado a um modelo biomecânico para o cálculo das forças de compressão e cisalhamento entre as vértebras L4 e L5 na coluna vertebral de sujeitos manuseando um veículo de transporte de cargas, de duas rodas, com peso total de 50 kg. Os autores observaram que durante o empurrar e puxar a força de compressão entre L4/L5 foi de 605 a 1445 N. A força de cisalhamento apresentou-se sempre abaixo de 202 N e o torque nas articulações dos ombros entre 1 e 38 N. Com esses resultados, concluíram que o torque na coluna vertebral e nas articulações dos ombros são baixos durante as tarefas de empurrar e puxar.

Lauren e Schibye (2002) em estudo semelhante, com veículo de duas rodas, e peso total de 15 kg, verificaram diferentes níveis de força de empurrar e puxar, mediante as mudanças na superfície de deslocamento do veículo. Os autores observaram altos níveis de força sobre L4/L5 e nos membros superiores na fase inicial de deslocamento do veículo na grama, sendo pequena a carga sobre a coluna vertebral e os ombros quando empurrado em superfícies lisas.

Khaled et al. (1999) avaliaram a força de empurrar e puxar um veículo de transporte de cargas de quatro rodas, com peso variando de 0 a 181.4 kg em diferentes condições de superfícies (concreto, azulejo, asfalto e carpete industrial), largura (25 e 38 mm) e diâmetro (51, 102 e 153 mm), com orientação das rodas. O coeficiente de fricção foi de 2.2, 2.4, 3.3 e 4.5 μ d para as rodas de borracha no concreto, azulejo, asfalto e carpete, respectivamente. A força de empurrar e puxar se mostrou proporcional ao peso da carga transportada, e inversamente proporcional ao diâmetro das rodas do veículo. A orientação das rodas não apresentou efeitos significativos, sobre a força de empurrar e puxar, mas em geral, as menores forças foram observadas quando as quatro rodas foram alinhadas a paralelamente entre si. O autor concluiu que há uma relação linear entre a força de empurrar e puxar e o peso do veículo, independente das condições do chão e orientação das rodas.

Okunribido e Haslegrave (2003) observaram a influência do posicionamento das mãos, em manoplas com diferentes graus de inclinação angular (35, 50 e 75 graus) no plano sagital, por meio do sistema de mensuração em 3D (CODA MPX30[®]). Os resultados demonstraram que a posição das mãos influencia a postura adotada pelos membros superiores durante a realização da tarefa e conseqüentemente a força executada durante o deslocamento do veículo,

concluindo que a inclinação da manopla a 50 graus apresentou-se mais adequada, com a realização de menor esforço no manuseio inicial e no deslocamento constante do veículo.

2.2 Postura dos membros superiores e força de preensão manual:

A mão compreende a porção distal dos membros superiores, exceto para a locomoção, sendo utilizadas para quase todas as tarefas em casa, no trabalho e lazer (Durward, Baer e Roer, 2001). O complexo do punho e da mão é uma estrutura de alta complexidade que tem uma ampla mobilidade e estabilização. Esta estrutura é constituída por 29 ossos, 26 articulações e um extenso sistema ligamentar e muscular que possibilitam a preensão manual (Godoy, 2004).

Durante a força de preensão os dedos encontram-se aduzidos e flexionados, com importante base de apoio oferecida pelas eminências ténar e hipoténar (McDougall e Yuasa 2002). O polegar encontra-se flexionado, aduzido, tanto na articulação metacarpofalângica como na carpometacárpica, opondo-se à polpa dos dedos (Paschoarelli e Coury, 2000).

O movimento de preensão provoca intensa atividade dos músculos flexor superficial e profundo dos dedos, dos interósseos e do 4º lumbrical, bem como nota-se atividade dos músculos que realizam o movimento de contrapressão do polegar (músculo flexor longo do polegar), tênares (oponente do polegar, adutor do polegar e flexor curto do polegar) e hipotênares (flexor curto do dedo mínimo) (Moreira et al., 2001).

Segundo o estudo clássico de Napier (1956), o ser humano apresenta apenas dois tipos básicos de preensão. A preensão de força e a preensão de

precisão. A preensão de precisão é uma forma mais delicada de preensão. Ela refere-se a segurar o objeto entre a face palmar ou lateral dos dedos e o polegar. A preensão de força envolve segurar um objeto entre os dedos parcialmente flexionados em oposição à contrapressão gerada pela palma da mão, a eminência tênar e o segmento distal do polegar, favorecendo o uso total da força (Moreira, 2003).

A força de preensão provê um índice objetivo da integridade funcional da extremidade superior (Bellace et al., 2000). Um estudo realizado por Hanten et al. (1999) nos Estados Unidos, estabeleceu dados normativos relacionados à força de preensão manual para homens e mulheres com idade entre 20 e 64 anos, divididos em grupos, com intervalo de cinco anos. Um total de 1.182 voluntários de ambos os sexos participaram da pesquisa. Os autores concluíram que, sem considerar a dominância dos membros superiores, a maioria dos indivíduos tem a mão direita mais forte que a esquerda, e que não houve diferença estatística significativa para a força de preensão manual na faixa etária entre 20 e 54 anos em ambos os sexos.

O estudo transversal conduzido por Moreira et al. (2001) que mensuraram a força média de preensão em 30 indivíduos jovens, concluiu que o dinamômetro Jamar[®] é confiável, de fácil manuseio e leitura direta, podendo ser utilizado em nível ambulatorial com resultados satisfatórios.

Incel et al. (2002) utilizando o dinamômetro Jamar[®] realizaram um estudo com o objetivo de avaliar os efeitos da mão dominante na força de preensão palmar e de pinça. Participaram do estudo 128 sujeitos destros e 21 sinistros. Os resultados indicaram que existe diferença estatística na força de aperto em função da mão dominante em relação a não-dominante. Foi investigado o número de

sujeitos que apresentaram maior força na mão não-dominante nos dois grupos. Dentre os avaliados, 10,93% dos sujeitos destros apresentaram maior força na mão não-dominante, enquanto o mesmo resultado foi observado em 33,33% dos sinistros. Não houve diferença estatística, para a força de pinça, entre os destros e sinistros (29,12% e 28,57%, respectivamente). Concluiu-se nesse estudo, que a mão dominante é significativamente mais forte no grupo de destros. Isto certamente deve-se ao fato, de que a sociedade é organizada para destros, onde os sinistros são forçados a se adaptar e conseqüentemente exercitar o lado não-dominante, elevando a média dos resultados de força da mão direita.

Dentre as publicações nacionais destacam-se dois trabalhos. Capporino et al. (1998) realizaram o maior estudo populacional já desenvolvido no país. Os autores avaliaram a força de preensão manual em 800 indivíduos de ambos os sexos, num total de 1.600 membros superiores, sem a presença de doenças que comprometessem essa medida. A força de preensão manual, medida com o dinamômetro Jamar[®] foi correlacionada com as variáveis, faixa etária, sexo e dominância. Os autores, concluíram que a força de preensão manual é significativamente maior nos homens, comparada com a das mulheres, em todas as faixas etárias e em ambos os lados. O lado dominante é mais forte do que o não dominante em ambos os sexos, em todas as faixas etárias. A média geral da força de preensão manual nos homens no lado dominante foi de 44,2 kgf e 40,5 kgf no não dominante, com diferença percentual média de 10%. Para as mulheres, a média geral da força de preensão no lado dominante foi de 31,6 kgf e de 28,4 kgf no não dominante, com diferença percentual média de 12%.

Mathiovetz et al. (1985) sustentam a posição do cotovelo flexionada para teste, porém Balogum et al. (1991) observaram que esta posição gerava menor

força de preensão. Considerando que a posição adotada pelo indivíduo pode ser um determinante da quantidade de força empregada pelas mãos, é pertinente estudar a contribuição da posição dos membros superiores na força de preensão manual em situações que se aproximam das adotadas em práticas esportivas, ocupacionais entre outras.

Kuzala e Vargo (1992) e Su et al. (1994) foram os pioneiros a investigar o efeito da posição do ombro na força de preensão manual. Participaram da pesquisa 80 homens e 80 mulheres. Os testes foram realizados em quatro posições diferentes. Entre três delas, o cotovelo foi mantido em extensão completa combinado com três graus de flexão de ombro (0° , 90° e 180°) e na última, o ombro foi posicionado a 0° de flexão com o cotovelo fletido a 90° . Como resultado, a maior média de força de preensão foi registrada com o ombro a 180° de flexão com o cotovelo estendido, sendo diminuída progressivamente quando o ombro foi posicionado nos menores graus de flexão (90° e 0°).

A influência da posição da articulação do cotovelo, na força de preensão também foi estudada por Kuzala e Vargo (1992), os quais identificaram que a posição do cotovelo completamente estendido resultou em maior média de força de preensão e a posição que resultou menor média foi a de flexão. Su et al. (1994) igualmente encontraram maior força de preensão com o cotovelo em extensão, justificando tais resultados pela melhor relação comprimento-tensão muscular.

Balogun (1991) avaliou 62 sujeitos (26 mulheres e 35 homens), em quatro posturas: (1) sujeito sentado, com cotovelo em 90° flexão, (2) sentado, com o cotovelo em completa extensão, (3) sujeito em pé, com o cotovelo em 90° de flexão, e (4) em pé, com o cotovelo em completa extensão. Os resultados

indicaram que a força de preensão na posição sentada, com o cotovelo a 90° de flexão obteve o menor escore ($29,5 \pm 9,3$ kgf) e o valor mais alto ($31 \pm 8,8$ kgf) foi registrada com o indivíduo em pé, com completa extensão de cotovelo.

Estudos relacionando posição do antebraço com força de preensão são escassos (Batista, 2000). Roman-Liu e Tokarki (2005) relacionaram o toque manual (movimento de prono-supinação do antebraço) com vinte e quatro posturas dos membros superiores, objetivando gerar padrões biomecânicos capazes de estimar a força de um indivíduo sob determinada postura. O torque produzido foi mais influenciado pelos desvios de antebraço, adução e abdução do braço e flexão do cotovelo (este apenas para a supinação).

O punho também tem sido objeto de estudo, onde observou-se que seus desvios promovem diminuição da força das mãos (Mircea, Shrawan e Yogesh, 2004). Lamoreauz e Hoffer (1995) investigaram a influência dos desvios máximos radial e ulnar, em relação à posição neutra de punho, na força de preensão. Esses autores encontraram que a força de preensão foi menor quando realizada com os desvios ulnar e radial.

Com a finalidade de quantificar a resposta dos músculos do antebraço e punho em diferentes posturas durante a preensão, Jeremy e Peter (2003) analisaram dez indivíduos executando esforços de 5%, 50%, 70% e 100% de 50N de preensão manual, em três combinações de posturas de punho (neutro, flexão e extensão) e três posturas de antebraço (neutro, pronação e supinação). A atividade do músculo extensor foi maior com o antebraço pronado e punho estendido, enquanto o músculo flexor apresentou maior atividade na supinação e punho flexionado. A ativação dos músculos flexores somente excedeu a do extensores em 70% e 100% do nível de força em algumas posturas. O punho

flexionado diminuiu a força de preensão para 50% e 70%, mas a atividade eletromiográfica deste músculo permaneceu elevada. Somente quando o punho foi flexionado a força diminuiu para a supinação e pronação.

2.3 Eletromiografia de superfície

A avaliação eletromiográfica tem sido consagrada por mais de 40 anos por proporcionar um exame objetivo e preciso, determinando as características elétricas de um músculo particular ou grupo muscular. Tem sido muito utilizada por possibilitar a observação da atividade muscular global durante atividades específicas, além de possibilitar a quantificação do sinal, que é freqüentemente desejável para a descrição e comparação das alterações na magnitude e padrão da resposta muscular, podendo ser empregada na análise da função muscular em determinadas tarefas (De Luca, 1997; Portney e Roy, 2004).

Kumar e Mital (1976), apud Iida (2005), investigaram o estresse produzido pela postura numa tarefa de precisão, com mulheres operárias que trabalhavam sentadas, utilizando um microscópio para a montagem de memórias para computadores. Foi utilizada a técnica de EMG de superfície nos músculos trapézios e nos eretores da coluna vertebral ao nível torácico e lombar, simultaneamente a realização de fotografias para a análise biomecânica. As estações de trabalho foram ajustadas para as alturas individuais de cada trabalhadora e inclinadas 5° para frente ou para trás para estudar a tarefa ao nível da mesa. Baseado na análise biomecânica e eletromiográfica os pesquisadores sugeriram que uma combinação dos fatores, postura e forma de execução da tarefa, pode contribuir para o aparecimento de dores no pescoço e nas costas das trabalhadoras. Os autores propuseram então uma bancada ajustável para reduzir

o estresse postural e conseqüentemente os problemas de saúde ocupacional.

Num outro estudo, Tepper et al. (2003) testaram a eficácia de um posto de trabalho com características ergonômicas com 19 digitadores que apresentavam dor crônica no pescoço, comparando com um grupo controle. Para isso, a atividade EMG do músculo trapézio superior foi analisado durante a atividade de digitação num posto de trabalho com apoio total do antebraço e área de trabalho inclinada e, em outro posto de trabalho com características convencionais. Nenhuma diferença no padrão de atividade EMG foi observada durante a realização da atividade de digitação. Entretanto, evidenciou-se uma relação entre sensação de conforto e o nível de atividade muscular, sendo que uma diminuição da atividade EMG foi evidenciada nos indivíduos que referiram um aumento na sensação de conforto, pôr um determinado posto de trabalho, independentemente dos grupos e do posto de trabalho preferido. Baseado na criação dessa relação, concluiu-se que a preferência do trabalhador pelo *layout* do posto de trabalho pode ser um indicativo para a prescrição de um posto de trabalho com características ergonômicas. Concluiu-se que o posicionamento correto de móveis e equipamentos, pode auxiliar na redução dos distúrbios relacionados ao trabalho.

Baloch et al. (2004) empregaram a técnica de EMG de superfície para observar diferenças da atividade muscular inter-indivíduos, durante a realização de uma atividade laboral específica de movimentação dinâmica da articulação do punho, tendo encontrado uma maior variação na atividade eletromiográfica do que na cinemática da articulação analisada. Para alguns músculos, a co-ativação muscular foi um fator contribuinte para explicar a variação significativa da atividade EMG. O autor concluiu que fatores individuais, como o controle motor, podem ter um importante papel na suscetibilidade de desenvolvimento de

distúrbios musculoesqueléticos relacionados a atividades repetitivas dos membros superiores.

Durante a jornada de trabalho, o indivíduo pode assumir centenas de posturas diferentes, sendo que em cada uma delas um conjunto de diferentes músculos pode ser acionado. Muitas vezes, no comando de uma máquina, pode haver mudanças rápidas de uma postura para outra, onde uma simples observação visual não é suficiente para analisá-la detalhadamente, sendo necessário empregar técnicas especiais de registro e análise. Pôr exemplo, para a análise de posturas dorsais, os diversos músculos envolvidos na sustentação de cada postura podem ser submetidos à EMG. Naturalmente aqueles que exigem tensões maiores dos músculos apresentarão maior atividade elétrica. Assim, podem-se pesquisar aquelas posições que exigem menos atividade muscular e que são, portanto, menos fadigante (Iida, 2005).

Frente à escassez de estudos eletromiográficos em atividades ocupacionais de deslocamento de cargas, a associação da técnica de eletromiografia de superfície, na quantificação da resposta mioelétrica dos músculos envolvidos na atividade, com a avaliação de força executada pelas mãos do indivíduo poderia auxiliar a elaboração de critérios que possam ajudar o profissional de ergonomia no *design* de novos veículos, buscando o transporte de grandes cargas com maior eficiência e menor dispêndio de esforço.

3 OBJETIVO

Analisar a atividade eletromiográfica dos músculos da cintura escapular e do membro superior e a força de preensão manual durante o deslocamento (empurrar) de um veículo de carga em um circuito elíptico.

Verificar a contribuição da posição do punho e antebraço na força de preensão manual e na atividade EMG dos músculos da cintura escapular e do membro superior durante contração isométrica voluntária máxima;

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Voluntários

Participaram do estudo 18 estudantes universitários, sadios, destros e do gênero masculino, com características antropométricas que contemplam trabalhadores que realizam atividades de transporte de cargas em ambientes industriais. Os dados referentes à idade, características antropométricas e índice de massa corpórea dos voluntários estão dispostos na tabela 1.

Tabela 1: Média \pm dp dos dados referentes à idade, características antropométricas e índice de massa corpórea, n=18.

Característica	Média \pm dp
Idade (anos)	21,5 \pm 2,77
Massa (Kg)	72,4 \pm 6,00
Altura (m)	1,76 \pm 0,05
Dobra Cutânea Tricipital (mm)	13,70 \pm 0,57
Dobra Cutânea Escapular (mm)	13,72 \pm 0,67
Largura do tronco (cm)	46,89 \pm 3,40
Altura do púbis (cm)	93,14 \pm 3,50
Índice de Massa Corpórea (Kg/m ²)	23,4 \pm 1,71

Foram considerados critérios de inclusão: idade entre 18 e 28 anos, índice de massa corpórea (IMC) entre 19 e 25 e domínio no membro superior direito. Como critério de exclusão, foi considerado a presença de doença neuro-muscular ou ortopédica que pudesse interferir na realização da atividade e experiência prévia de tarefas de empurrar cargas.

No que se refere aos aspectos éticos, o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição (protocolo nº 64/06 - Anexo A). Todos os voluntários foram esclarecidos sobre os objetivos e metodologia do estudo, por

exposição oral realizada individualmente. Caso concordassem em participar do estudo foram solicitados a assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo B).

4.2 Local da Pesquisa

O trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Recursos Terapêuticos do Programa de Pós-Graduação - Mestrado em Fisioterapia, Campus Taquaral/UNIMEP.

4.3 Instrumentação

Os equipamentos de mensuração utilizados no estudo já se encontravam disponíveis no Laboratório de Recursos Terapêuticos, havendo necessidade de desenvolver as adaptações no veículo de transporte de carga para a fixação das células de carga, as quais deveriam ser ajustadas para cada voluntário.

4.3.1 Eletromiógrafo e Eletrodos

A captação do potencial de ação muscular foi realizada por cinco eletrodos de superfície ativos (Lynx[®]), constituídos de duas barras de prata pura de 10 mm de comprimento por 1 mm de largura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre si em 10 mm. O encapsulamento do eletrodo apresenta uma forma retangular, constituídos em PVC (35 x 20 x 10 mm). Estes eletrodos apresentam sob a cápsula um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes

($\pm 1\%$), IRMC > 100 dB taxa de ruído do sinal < 3 μV RMS conectados através de cabo coaxial de 1,40 metros de comprimento ao módulo condicionador de sinais.

Os sinais eletromiográficos foram obtidos por meio de um módulo de aquisição de sinais modelo EMG-1000 (Lynx[®] Tecnologia Eletrônica) com 16 canais, impedância de 10^9 Ohms, resolução de 16 bits e faixa de entrada de ± 1 V, sendo interfaciado com um notebook (ECS 557S).

Com o objetivo de eliminar possíveis interferências o módulo de aquisição de sinais foi conectado a uma bateria com capacidade de 10 amper/hora de 12 volts para eliminar possíveis interferências da rede elétrica, segundo proposta de Guirro, Forti e Bigaton (2006), o que contribuiu para a maior autonomia do deslocamento do veículo de transporte de carga.

Para aquisição e armazenamento dos sinais digitalizados foi utilizada o software Aqdados (Lynx[®]), versão 7.2 para *Windows*, com frequência de amostragem e duração de ensaio programáveis, tratamento dos dados após a aquisição e compatibilidade para formatos universais.

A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz, o que de acordo com o teorema de *Nyquist* não há nenhuma perda de informação, quando a taxa utilizada for maior ou igual ao dobro da maior frequência (De Fatta, Lucas e Hodgkiss, 1988). Para o sinal eletromiográfico, os canais foram ajustados para ganho total de 1000 vezes, com frequência de corte de 20 Hz no filtro passa alta e 1000 Hz no filtro passa baixa, realizada por um filtro analógico do tipo *Butterworth* de dois pólos. Um eletrodo de referência (30 x 40 mm) constituído de uma placa metálica foi utilizado com o objetivo de eliminar eventuais interferências externas.

A leitura do sinal foi realizada em *Root Mean Square* (RMS) na unidade de micro volts (μV) o qual, de acordo com Basmajian e De Luca (1985) é o parâmetro

que melhor contempla as variáveis do sinal eletromiográfico, além de expressar o potencial de ação muscular, que é bifásico (Lateva, McGill e Burgar 1996). Dentre as possibilidades de estudo do espectro de frequência do sinal eletromiográfico, optou-se pela frequência mediana (FM), uma vez que ela é capaz de quantificar as alterações na velocidade de condução da fibra muscular (Stulen e De Luca, 1981).

4.3.2 Veículo de transporte de carga:

O veículo de transporte de carga utilizado constituiu-se de um veículo (tipo supermercado) de perfis tubulares, apoiado sobre rodízios (Figura 1). Foi construído um sistema que acoplado ao veículo proporcionou a regulação do dimensionamento da altura da manopla; distância vertical do chão as mãos dos voluntários (Figura 2A), bem como da distância horizontal das mãos (Figura 2B), durante o manuseio do veículo, com o intuito de proporcionar uma postura adequada para realização da atividade. De acordo com os princípios antropométricos para a realização de trabalhos pesados ou moderados na postura em pé, as mãos devem estar posicionadas a altura do púbis e/ou cotovelos (Couto, 2002) e a articulação do ombro em posição neutra ou em mínima abdução.



Figura 1 - Vista lateral do veículo de transporte de cargas com o sistema de regulagem do dimensionamento das manoplas.

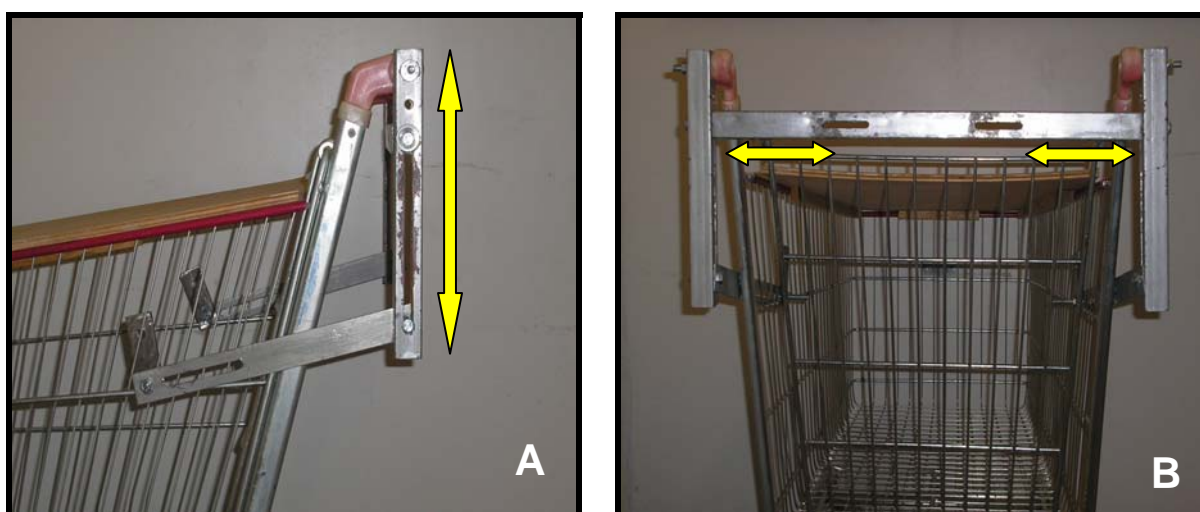


Figura 2 - Sistema acoplado ao veículo de carga para o posicionamento das manoplas. A) regulagem vertical das manoplas (seta) e B) regulagem horizontal das manoplas (setas).

4.3.3 Dinamometria

Para mensuração da força de prensão manual foi utilizado duas células de carga, modelo MM-50 (Kratos[®]), que gera uma tensão em microvolts. A

manopla original do veículo foi substituída por dois sistemas de preensão manual, acoplados às células de carga, os quais permitiram a variação da posição dos punhos entre neutra com antebraço pronado ou em desvio ulnar com antebraço em posição neutra (Figura 3). O sinal gerado pelas células de cargas durante o manuseio do veículo foi captado simultaneamente ao sinal eletromiográfico.



Figura 3 - Sistema acoplado ao veículo para fixação das células de carga e posicionamento das manoplas. Manoplas para preensão com punhos em desvio ulnar com antebraço em posição neutra.

Previamente ao início das avaliações, as células de cargas foram devidamente calibradas em quilograma-força (kgf) por um sistema desenvolvido exclusivamente para esse fim que constou de uma célula de carga digital (Kratos[®] M-50) fixada sobre um suporte rígido que permitia a aplicação controlada de força sobre as manoplas (Figura 4).



Figura 4 - Sistema de calibração das células de carga MM-50. A) Célula da carga digital M-50 e B) Suporte de fixação. A rotação do eixo (seta) permite a aplicação da força sobre a manopla.

4.4 Procedimentos

4.4.1 Antropometria

Para realização da antropometria, por método direto (Iida, 2005), foi utilizada uma fita métrica com unidade em milímetros, em contato com a pele. Os voluntários estavam vestindo trajes leves que possibilitaram evidenciar os pontos anatômicos necessários para a mensuração dos membros superiores, inferiores e tronco. Foi elaborado um roteiro para a coleta das medidas, de acordo com o preconizado por Petroski e Lind (1980), com os voluntários em postura ortostática e olhar dirigido para frente (Anexo C).

4.4.2 Dobras cutâneas tricipital e subescapular:

Para a mensuração das dobras cutâneas tricipital e subescapular foi utilizado um adipômetro (Body Caliper[®]), composto por um sistema de garra com

área de 30 mm, escala máxima de 60 mm, pressão constante de aproximadamente 10g/mm² e precisão de ± 1 mm.

As dobras cutâneas foram medidas no membro direito, com o voluntário em pé. A dobra tricipital, foi mensurada sobre o músculo tríceps braquial, pinçando a pele e o tecido subcutâneo entre o polegar e o indicador, no ponto médio entre o acrômio e o olécrano, onde se aplicou o adipômetro 1 cm abaixo dos dedos do examinador, sendo a leitura feita após 2 a 3 segundos no milímetro mais próximo (Sichieri, Fonseca e Lopes, 1999). A dobra subescapular foi medida logo abaixo da extremidade inferior da escápula, com a pele e o tecido subcutâneo pinçados num ângulo de 45 graus a partir do plano horizontal, dirigindo-se posteriormente para dentro (Sichieri, Fonseca e Lopes, 1999), onde se colocou o adipômetro 1 cm abaixo dos dedos que pinçavam a dobra.

Essas medidas foram tomadas na ordem: tricipital e subescapular, por três vezes. Foi feita uma marca com caneta dermatográfica para assegurar que a medida fosse sempre realizada no mesmo local, sendo que em cada medida era reiniciado o procedimento de colocação do adipômetro na dobra cutânea. Considerou-se como resultados a média das três coletas.

4.4.3 Dinamometria de força máxima de preensão manual

Previamente a coleta dos sinais durante o deslocamento do veículo de transporte de carga, foi determinada a força máxima de preensão manual do membro direito de cada voluntário. Esta avaliação foi realizada em cada posição de teste (punho em posição neutra com antebraço pronado - PN-AP e punho em desvio ulnar com antebraço neutro - PDU-AN), o voluntário realizou 3 contrações

isométricas voluntárias máximas, com duração de 3 segundos e intervalo de 2 minutos entre as mesmas, mensuradas pela célula de carga. Para determinação da força máxima o voluntário recebeu *feedback* visual, onde observava a linha no monitor do microcomputador e foi instruído a elevar ao máximo a linha referente à força. Após as três avaliações foi calculada a média da força máxima de cada voluntário, a qual foi considerada 100% da CIVM.

4.5 Avaliação eletromiográfica

4.5.1 Preparação da pele

Por se tratar de eletrodos de superfície, faz-se necessário alguns cuidados com a pele para minimizar a impedância elétrica na interface entre a pele e o eletrodo. A pele foi previamente tricotomizada e limpa com álcool 70% (Hermes e Freriks, 2000); sendo os eletrodos fixados com esparadrapo hipoalergênico (Cremer[®] do Brasil).

4.5.2. Colocação dos eletrodos e coleta dos sinais

Conforme observado por Forti e Guirro (2005), diferentes posicionamentos dos eletrodos apresentam diferentes comportamentos do sinal eletromiográfico, devendo, dessa forma, padronizar o sítio de detecção que deve estar necessariamente sobre o ventre muscular. Assim sendo, a demarcação para colocação dos eletrodos nos músculos trapézio fibras superiores, bíceps e tríceps braquial foi delimitada segundo orientações da *Recommendation for Surface*

eletrocyography do Projeto *Senian* (Hermes et al., 1999 e Hintermeister et al., 1998), e dos músculos flexores e extensores da mão e dedos conforme recomendado por Basmajian e Blumenstein (1989), apresentados na figura 5 e descritos abaixo, sendo o eletrodo de referência fixado no epicôndilo lateral da ulna.

- **Músculo:** Trapézio fibras superiores.
Posicionamento inicial: voluntário em pé, com os braços ao longo do corpo e antebraço pronado.
Colocação de Eletrodo: o eletrodo foi posicionado no terço médio de uma linha imaginária entre o acrômio e a sétima vértebra cervical.
- **Músculo:** Cabeça longa do músculo bíceps braquial.
Posicionamento inicial: voluntário em pé, cotovelo flexionado a 90 graus e antebraço pronado.
Colocação de Eletrodo: o eletrodo foi posicionado no terço distal de uma linha entre o acrômio e a fossa cubital.
- **Músculo:** Cabeça longa do músculo tríceps braquial.
Posicionamento inicial: voluntário em pé, cotovelo flexionado a 90 graus e antebraço pronado.
Colocação de Eletrodo: o eletrodo foi posicionado dois dedos (do voluntário) em sentido medial ao valor médio da linha formada entre a crista do acrômio e o olécrano.
- **Músculo:** Flexores do punho e dedos.
Posicionamento inicial: voluntário em pé, cotovelo flexionado a 90 graus e

antebraço pronado.

Colocação de Eletrodo: o eletrodo foi posicionado 1/3 da linha média entre o epicôndilo medial do cotovelo e o processo estilóide da ulna.

- Músculo: Extensores do punho e dedos.

Posicionamento inicial: voluntário em pé, cotovelo flexionado a 90 graus e antebraço supinado.

Colocação de Eletrodo: o eletrodo foi posicionado 1/4 de uma linha imaginária entre o epicôndilo lateral e o processo estilóide da ulna.

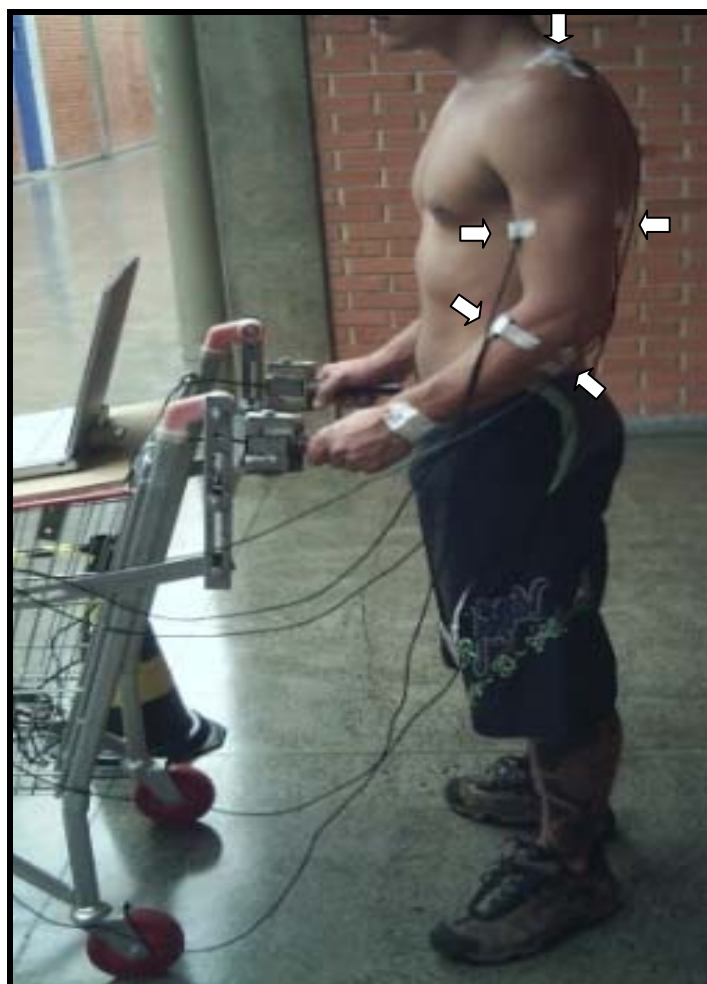


Figura 5 - Vista lateral do voluntário, evidenciando a captação dos sinais eletromiográfico e de força, durante o deslocamento do veículo de transporte de carga. As setas indicam os eletrodos ativos de superfície.

Buscando-se a correlação entre a atividade simulada e uma atividade real de transporte de cargas no ambiente industrial, o circuito foi projetado com uma extensão retilínea de quatro metros, com cones posicionados nas suas extremidades (Figura 6), o que possibilitava o deslocamento retilíneo e circular, já que o voluntário realizava uma volta completa, possibilitando assim a realização das fases de aceleração (deslocamento inicial do circuito), curva (deslocamento curvilíneo) e desaceleração (deslocamento final do circuito). Foi realizado um estudo piloto onde se determinou os tempos de realização de cada fase, perfazendo um total de 17 segundos.

Assim, a coleta dos sinais foi realizada com o voluntário andando, executando a atividade de empurrar o veículo de transporte de carga, a uma velocidade compatível ao andar normal, ritmada pelo sinal sonoro de um metrônomo eletrônico (Karg[®] - modelo MA 30) com frequência de 80 vezes por minuto no sentido horário.

Desta forma o voluntário foi solicitado a manobrar o carrinho e assim executar uma força de preensão palmar sobre o sistema acoplado a célula de carga, o que simulou a atividade laboral.

Cada voluntário realizou três repetições da atividade manuseando o veículo com os punhos em posição neutra e antebraços pronados e três repetições com os punhos posicionados em desvio ulnar e antebraços em posição neutra, sendo a carga total do veículo estipulada em 100% de sua massa corpórea.

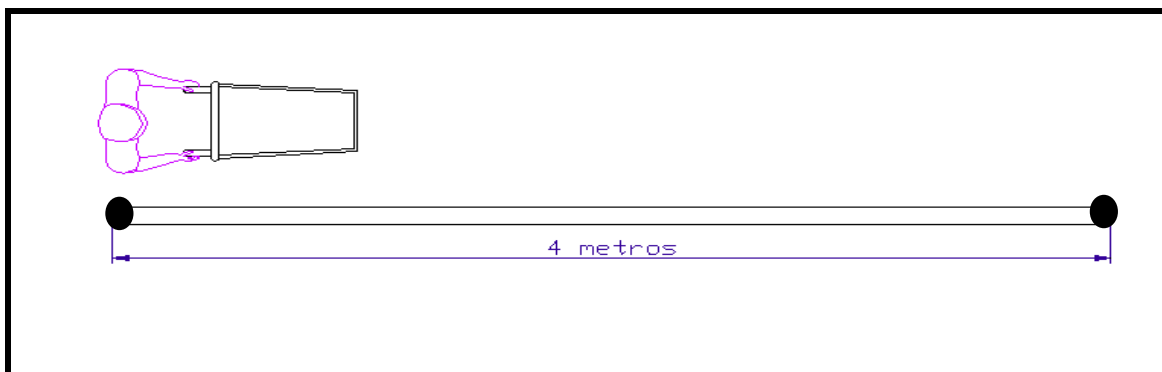


Figura 6 - Vista superior do circuito elíptico para o deslocamento do veículo de transporte de cargas, com percurso total em 17 segundos no sentido horário.

As análises dos sinais eletromiográficos e de força de preensão manual foram divididas em função do tempo nas diferentes fases do circuito de deslocamento do veículo. Determinou-se a fase de aceleração de 0 a 4 segundos, a curva de 5 a 11 segundos, e a desaceleração do veículo de 12 a 17 segundos. A fase de deslocamento retilíneo do veículo foi desconsiderada isoladamente, já que o estudo piloto demonstrou que durante essa fase do circuito a atividade eletromiográfica, bem como a força de preensão manual apresenta-se muito baixa. Durante o deslocamento retilíneo do veículo de transporte de cargas, sob as condições desse estudo; rodízios adequados, peso do veículo compatível a massa corpórea de cada voluntário e a superfície de deslocamento do veículo lisa e plana (piso do tipo granilite), verificou-se que não é necessário o empenho de força para manipular o carrinho em linha reta.

4.6 Processamento dos sinais

Após a coleta dos sinais, os mesmos foram processados em rotina específica para análise do sinal eletromiográfico (RMS e FM) e da força (Quadro 1) implementada no *software* Matlab[®] 6.5. Os parâmetros utilizados foram:

PicoMed sem normalização, janela hanning, porcentagem de sobreposição de 90% e delta Z de 500 ms.

```
Z = emg12(NumSinal, Nome, Unidade, PicoMed, Janela, tempo, Nfdp, dc, deltaE, Super, DeltaZ);
```

NumSinal : 1..N ordem do sinal (»»»» resultado de emg1.m ««««)

Nome : Nome para Sinal ('Força', 'Tensão', ...) obs. entre aspas '....'

Unidade : Unidade para o sinal ('Volts', 'Watts', ...) obs. entre aspas '....'

PicoMed : Normalização para envoltória (0 - rms, 1 - pico, 2 - média, 4 - sem normalização)

Janela : Janela para FFT

1 - hanning 2 - hamming 3 - triangular

4 - Chebyshev 5 - Kaiser 6 - retangular

tempo : intervalo de tempo

[Ti Tf] - [tempo inicial até tempo final]

Nfdp : Número de intervalos fdp

dc : 0 - elimina componente dc

deltaE : resolução do espectrograma (em dB)

Super : porcentagem de superposição

deltaZ : 0 - 25ms 1 - 50ms 2 - 100ms 3 - 250 ms 4 - 500ms

Quadro 1 - Resumo da rotina utilizada para processamento do sinal eletromiográfico e da força.

4.7 Análise estatística

Inicialmente obteve-se, a média aritmética dos três registros de força e sinal mioelétrico, nas diferentes posições de teste. O tamanho e o poder da amostra foi processado com uso do cálculo amostral, pelo programa *Graphpad Statemate 2.0 (Power test)*, considerando a média e desvio-padrão dos dados de força de prensão manual durante o deslocamento do veículo de transporte de cargas, obtidos no estudo piloto. Adotou-se o erro de precisão da média de 0,05 e poder de confiabilidade do teste de 95%.

Em seguida, foi realizada uma análise exploratória dos dados, onde foi aplicado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* para todas as variáveis

estatísticas consideradas. Com relação à força máxima de preensão manual do membro direito de cada voluntário, o RMS da contração máxima de preensão dos músculos flexores e extensores do punho e dedos, todos os dados apresentaram distribuição normal, portanto foi utilizado o teste *T Student* para comparação dos resultados. Para as outras variáveis, aplicou-se o teste não paramétrico de *Wilcoxon*.

Para análise da variabilidade de força, RMS e FM durante as fases de deslocamento do veículo, foi aplicado o teste de Friedman. Para a comparação entre a atividade mioelétrica e a força na CIVM foi aplicado o teste de correlação de Spearman. As análises foram processadas nos *softwares BioEstat 4*®, e para todos os resultados, considerou-se, que há diferença estatística quando $p < 0,05$.

5 RESULTADOS

Comparando-se a força máxima de preensão manual, executada pelo membro dominante sobre a manopla do veículo, verificou-se que houve diferença significativa ($p=0,0060$) da força de preensão manual associada aos diferentes posicionamentos articulares do membro superior, sendo de $25,63 \pm 6,1$ kgf para o punho em posição neutra com antebraço pronado (PN-AP) e de $20,91 \pm 3,8$ Kgf para o punho em desvio ulnar com antebraço neutro (PDU-AN).

Quanto à análise dos sinais eletromiográficos durante a execução da força máxima de preensão manual, primeiramente foi realizado a comparação do RMS dos músculos flexores e extensores do punho e dedos em relação ao respectivo posicionamento articular (Tabela 2), onde foi observado diferença significativa tanto na comparação intra-músculos (flexores com PDU-AN x flexores com PN-AP e extensores com PDU-AN x extensores com PN-AP) quanto na comparação inter-músculos (flexores com PDU-AN x extensores com PDU-AN e flexores com PN-AP x extensores com PN-AP), indicando uma maior atividade eletromiográfica para a posição PN-AP (intra-músculos) e para os músculos extensores (inter-músculos).

Tabela 2 - Média \pm dp do RMS (μ V) dos músculos flexores e extensores do punho e dedos em diferentes posições articulares do punho em desvio ulnar com antebraço (PDU-AN) e punho neutro com antebraço pronado (PN-AP), durante força de preensão máxima, $n=18$. * $p<0,05$ intra-músculo e # $p<0,05$ inter-músculos.

Grupo muscular	Posição	
	PDU-AN	PN-AP
Flexores do punho e dedos	$83,51 \pm 17,9$	$191,60 \pm 46,2$ *
Extensores do punho e dedos	$169,26 \pm 59,4$ #	$369,43 \pm 151,8$ * #

A correlação entre a força e a atividade eletromiográfica demonstrou haver uma correlação positiva significativa quando comparados para o mesmo posicionamento do antebraço e punho. A tabela 3 descreve os valores da FM durante a contração isométrica máxima, onde não foi observado diferença estatística, tanto na comparação intra-músculos (flexores com PDU-AN x flexores com PN-AP e extensores com PDU-NA x extensores com PN-AP) quanto na comparação inter-músculos (flexores com PDU-NA x extensores com PDU-AN e flexores com PN-AP x extensores com PN-AP).

Tabela 3 - Mediana (M) e Amplitude Interquartilica (IAQ) da FM (Hz) dos músculos flexores e extensores do punho e dedos em diferentes posições articulares do punho em desvio ulnar com antebraço neutro (PDU-NA) ou punho neutro com antebraço pronado (PN-AP), durante força de preensão máxima, n=18. * p<0,05 intra-músculo e # p<0,05 inter-músculos

Grupo muscular		Posição	
		PDU-AN	PN-AP
Flexores da mão e dedos	M	52,49	62,90
	IAQ	30,6	20,1
Extensores da mão e dedos	M	54,47	44,98
	IAQ	24,2	4,6

Com relação à força de preensão manual executada sobre a manopla do veículo durante seu deslocamento pelo circuito, pode-se verificar na tabela 4, na comparação intra-posição (PDU-AN ou PN-AP) nos diferentes intervalos de tempo, para o membro superior direito houve diminuição da força de preensão manual nos dois últimos intervalos do percurso quando comparado ao início, sendo que para o membro esquerdo a diferença ocorreu somente entre o início e o final do percurso. Já a análise inter-posição (PDU-AN x PN-AP) para os mesmos intervalos de tempo, houve diminuição no intervalo inicial do membro

superior direito na posição PN-AP. Na comparação inter-membro (direito ou esquerdo) no respectivo intervalo e posição não houve diferença significativa.

Quanto à alteração do RMS dos músculos trapézio fibras superiores, bíceps braquial, tríceps braquial, flexores e extensores do punho e dedos, durante o deslocamento do veículo de carga, observa-se que de uma maneira geral houve variação da atividade mioelétrica nos diferentes posicionamentos articulares (Tabela 5). Para a posição PN-AP, houve aumento da amplitude do sinal eletromiográfico ($p < 0,05$) durante a fase de aceleração para os músculos trapézio fibras superiores e bíceps braquial e extensores do punho e dedos, diferentemente do ocorrido para os músculos tríceps braquial e flexores do punho e dedos que apresentaram maior aumento na fase da curva do circuito.

Tabela 4 - Mediana (M) e Amplitude Interquartílica (AIQ) da força de preensão manual (kgf) durante as fases de deslocamento do veículo de transporte de carga (aceleração de 0-4", curva de 5-11" e desaceleração 11-13"), para as diferentes posições articulares do punho em desvio ulnar com antebraço neutro (PDU-AN) ou punho neutro com antebraço pronado (PN-AP) no sentido horário, $n=18$. * $p < 0,05$ intra-posição em relação a 0-4", $^{\#}$ $p < 0,05$ intra-posição em relação 5-11", $^{\#}$ $p < 0,05$ inter-posição em relação ao mesmo intervalo, $^{\text{£}}$ $p < 0,05$ inter-membro em relação ao respectivo intervalo e posição.

Posição articular		Fases do circuito					
		Membro Superior Direito			Membro Superior Esquerdo		
		0 - 4"	5 - 11"	12 - 17"	0 - 4"	5 - 11"	12 - 17"
PDU-AN	M	3,41	3,32	1,68 * $^{\#}$	1,55	3,01	0,67 $^{\#}$
	AIQ	2,8	2,1	1,0	3,2	0,8	2,0
PN-AP	M	1,44 $^{\#}$	1,70	1,01 * $^{\#}$ $^{\text{£}}$	1,20	1,97	0,65 $^{\#}$
	AIQ	1,1	0,9	1,1	1,8	0,6	1,6

Quando o punho foi posicionado em desvio ulnar e antebraço neutro (PDU-AN), houve diferença estatística ($p < 0,05$) de RMS para todos os músculos avaliados durante todas as fases de deslocamento do veículo pelo circuito. Os

maiores valores e RMS foram encontrados nos músculos trapézio fibras superiores, bíceps braquial e extensores do punho e dedos na aceleração do veículo, e para os músculos tríceps braquial e flexores do punho e dedos na fase de curva, mantendo o mesmo padrão da posição PN-AP.

Em relação aos diferentes posicionamentos articulares, os maiores valores de RMS foram observados na posição PDU-AN, na fase de aceleração, de todos os músculos avaliados, com exceção do tríceps braquial. Na fase de desaceleração o músculo bíceps braquial também apresentou valores maiores RMS, quando comparado com PN-AP.

A análise da frequência mediana na posição PN-AP, demonstrou diferença estatística ($p < 0,05$) para todos os músculos avaliados, nas diferentes fases do circuito de deslocamento do veículo de transporte de carga (Tabela 6). Os músculos trapézio fibras superiores, bíceps braquial e extensores do punho e dedos, apresentaram comportamento idêntico, com maiores valores da FM na fase de aceleração, seguido de maiores valores de FM na curva. Os músculos tríceps braquial e flexores do punho e dedos apresentaram maiores valores na curva.

Na posição de PDU-AN, a FM apresentou menor variação entre os intervalos do circuito, sendo maior durante a fase aceleração, para os músculos trapézio fibras superiores, bíceps braquial e na fase de curva para o tríceps braquial. Na análise inter-posição, as diferenças ocorreram nas fases de desaceleração e curva para os músculos trapézio fibras superiores e bíceps braquial, respectivamente.

Tabela 5 - Mediana (M) e Amplitude Interquartilíca (AIQ) do RMS (μV) dos músculos da cintura escapular e membro superior dominante, durante as fases de deslocamento do veículo de transporte de carga (aceleração de 0-4", curva de 5-11" e desaceleração 12-17"), para as diferentes posições articulares do punho em desvio ulnar com antebraço neutro (PDU-AN) ou punho neutro com antebraço pronado (PN-AP) no sentido horário, n=18. * p<0,05 intra-posição em relação a 0-4", ¥ p<0,05 intra-posição em relação a 5-11", # p<0,05 inter-posição em relação ao mesmo intervalo.

Fases	Músculos														
	Trapézio fibras superiores			Bíceps braquial			Tríceps braquial			Flexores do punho e dedos			Extensores do punho e dedos		
	0 - 4"	5-11"	12-17"	0 - 4"	5 - 11"	12 - 17"	0 - 4"	5 - 11"	12 - 17"	0 - 4"	5 - 11"	12-17"	0-4"	5-11"	12-17"
PDU-AN															
M	46,45	29,20	23,12 * ¥	71,29	25,63 *	20,35 *	19,37	52,45 *	29,02	40,85	61,36	26,17 * ¥	52,83	45,52	31,02 * ¥
AIQ	26,31	78,08	12,49	66,13	10,25	7,43	10,50	36,55	24,58	39,46	41,92	21,65	43,90	33,46	17,65
PN-AP															
M	36,61 #	26,82	16,12 * ¥	58,84 #	28,62	15,44 * ¥ #	18,86	52,65 *	24,98 ¥	28,11 #	60,70 *	32,12 ¥	37,47 #	29,66	29,88 *
AIQ	20,54	19,57	12,90	59,25	14,09	8,60	14,71	23,96	46,33	11,79	44,49	22,84	24,68	21,42	37,41

Tabela 6 - Mediana (M) e Amplitude Interquartilíca (AIQ) de FM (Hz) dos músculos da cintura escapular e membro superior dominante, durante as fases de deslocamento do veículo de transporte de carga (aceleração de 0-4", curva de 5-11" e desaceleração 12-17"), para as diferentes posições articulares do punho (P) em desvio ulnar com antebraço neutro (PDU-AN) ou punho neutro com antebraço pronado (PN-AP) no sentido horário, n=18. * p<0,05 intra-posição em relação a 0-4", ¥ p<0,05 intra-posição em relação a 5-11", # p<0,05 inter-posição em relação ao mesmo intervalo.

Fases	Músculo														
	Trapézio fibras superiores			Bíceps braquial			Tríceps braquial			Flexores do punho e dedos			Extensores do punho e dedos		
	0 - 4"	5-11"	12-17"	0 - 4"	5 - 11"	12 - 17"	0 - 4"	5 - 11"	12 - 17"	0 - 4"	5 - 11"	12-17"	0-4"	5-11"	12-17"
PDU-AN															
M	50,35	42,26	39,69 *	46,90	47,01	34,86 * ¥	29,23	40,20 *	26,92	49,50	57,95	38,53	54,42	41,68	32,55
AIQ	39,36	24,73	16,31	16,74	9,17	14,85	20,77	35,29	25,57	26,23	32,15	44,53	40,13	65,14	52,90
PN-AP															
M	43,87	38,02	25,57 * ¥ #	43,68	35,62 #	24,53 * ¥	19,17	42,45 *	19,93 ¥	48,86	53,08 *	40,86 ¥	53,05	48,78	41,11 * ¥
AIQ	28,53	14,25	15,40	10,41	14,99	12,12	19,42	23,82	31,77	30,83	19,09	41,41	42,18	39,21	32,35

6 DISCUSSÃO

Força de preensão manual

Existe um grande corpo de pesquisa epidemiológica que mostra relação consistente entre os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho e fatores de riscos físicos, que incluem movimentos repetitivos, movimentos que exigem força, e posturas inadequadas causadas pelo desenho impróprio de equipamentos e ferramentas (INSS 2003).

Quanto a avaliar a eficácia do redesenho de ferramentas de trabalho, os estudos de preensão são bem utilizados (Paschoarelli e Coury, 2004). Contudo a preensão empregada para segurar objetos não se restringe apenas as 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.

Neste estudo a força máxima de preensão manual executada pelo membro dominante sobre a manopla do veículo de transporte de carga apresentou diferença com a variação do posicionamento dos membros superiores, sendo maiores valores de força encontrados quando o antebraço estava em pronação e punho em neutro. Esses resultados corroboram com o descrito por McGorry (2001), que observou que a força gerada na preensão manual é maior quando o punho está em posição neutra ou em pequena extensão, e é reduzida quando o punho está flexionado ou lateralizado. Para Padula, Souza e Coury (2006), o desvio ulnar resulta em perda de 25% da força de preensão e o desvio radial pode estar associado a uma perda de 20% dessa força.

Existe uma relação direta entre a tensão desenvolvida por um músculo e seu comprimento (Lieber, 1993). Cada músculo possui um comprimento ótimo, onde ocorre maior formação de pontes cruzadas, permitindo-o produzir força máxima (Rassier; Macintoshi e Herzog, 1999). Os grupos musculares extrínsecos e intrínsecos da mão, com exceção do músculo extrínseco do polegar, atuam de forma conjunta de modo a fornecer estabilização à articulação do punho e controle de movimentos finos à mão. Quando um dos grupos musculares não realiza sua função adequadamente, o outro grupo é solicitado a compensar a ação. Nesse fato, o principal problema diz respeito à posição do punho, reduzindo a eficiência dos músculos extrínsecos, fazendo que os pequenos músculos intrínsecos realizem um maior esforço e conseqüentemente reduzindo a força de preensão manual quando o punho não está em posição neutra.

Além disso, o arranjo das suas fibras também interfere na capacidade de gerar tensão (Lieber e Bodine-Fowler, 1993). Quanto maior o comprimento da miofibrila, maior o número de sarcômeros em série e, portanto, maior a excursão e a velocidade de contração (Levangie, 1992). Por outro lado, um músculo com maior área de secção transversa possui mais sarcômeros em paralelo e é capaz de produzir maior pico de força (Campello, 2001). As variações existentes na arquitetura das fibras dependem, portanto, da função muscular de gerar força (músculos com maior área de secção transversa) ou de produzir movimento (músculos com maior comprimento).

Outros autores demonstram que a variação da posição do antebraço também altera a força de preensão manual. Richards et al (1996) encontraram para ambas as mãos, uma força de preensão maior com o antebraço em supinação e menor em pronação; não ocorrendo variação na força de preensão quando comparadas as posições neutra e supinação. O'Sullivan e Gallwey (2002) encontraram diferenças

significativas no torque realizado com o movimento de pronação e supinação do antebraço, com uma força 20% maior em supinação em comparação a pronação.

Estudos de anatomia apontam que os músculos supinadores do antebraço são em geral 40% mais largos (e conseqüentemente mais fortes) que os pronadores. Segundo Lemhukl e Smith (1989), a mudança na posição do antebraço, de neutra para pronado, muda a mecânica do músculo bíceps braquial relacionada à sua inserção, causando assim uma possível diminuição em seu torque.

Diante disso, seria a posição do antebraço o maior fator de influencia da força de preensão manual quando associada a diferentes posicionamentos da articulação do punho? Para Kapanji (1990), a manutenção do punho na posição neutra é importante para a prevenção de lesões musculoesqueléticas, sendo que amplitudes articulares extremas tensionam ligamentos e comprimem estruturas.

Em um esforço para permitir que comparações fossem realizadas, a Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (SATM) propôs em 1981 que a avaliação da força de preensão fosse realizada em posição padronizada, com o uso do dinamômetro Jamar[®] (sistema de calibração que ganhou aceitação clínica na detecção da força de preensão, e tem sido utilizado regularmente em muitos estudos). Ela recomenda que o sujeito esteja sentado com o braço ao longo do tronco em posição neutra, cotovelo flexionado a 90 graus, antebraço em posição neutra, e o punho entre 0 e 30 graus de extensão e 0 a 15 graus de desvio ulnar (Moreira et al., 2001).

Mathiovetz et al. (1985) sustentam a posição do cotovelo flexionada para teste, porém Balogum et al. (1991) observaram que esta posição gerava menor força de preensão. Apesar da literatura apontar outras posições que favorecem a obtenção de um índice máximo de força de preensão manual, a posição preconizada pela SATM

continua sendo recomendada e a maioria dos estudos sobre testes de força de preensão manual utiliza esse posicionamento (Figueiredo et al., 2007).

Nesse contexto, o conhecimento das posições dos membros superiores que propiciam maior vantagem mecânica na produção de força de preensão manual seria útil para nortear procedimentos da avaliação clínica, em posições diferenciadas dos membros superiores, de forma a contemplar a análise da força de preensão em posições que se aproximem das ocupacionais, de práticas esportivas e utilizadas na realização de atividades de vida diária.

Vale ressaltar que existem outros fatores que podem influenciar a força de preensão manual. No que se refere a variável gênero, estudos documentaram que adultos do gênero masculino têm a força de preensão significativamente maior quando comparados com adultos do gênero feminino (Massy-Westropp et al., 2004). Algumas investigações demonstraram também que a força de preensão apresenta uma relação curvilínea com a idade (Mathiowetz et al., 1985), além de haver uma correlação positiva entre a força de preensão, o peso e a altura dos sujeitos analisados (Hantem et al., 1999).

Nesse estudo para os diferentes posicionamentos articulares dos membros superiores evidenciou-se comportamento semelhante da força de preensão manual executada sobre a manopla do veículo durante seu deslocamento pelo circuito elíptico. Maiores valores de força de preensão manual foram obtidos durante o deslocamento inicial do veículo.

A teoria contida na primeira lei de *Newton* define que tanto para se colocar um corpo em movimento como para mantê-lo em movimento é necessária a ação de uma força. Segundo Aristóteles um corpo deslocando-se sobre o solo, não poderá manter

sua velocidade constante, porque a interação com o ar mudará sua velocidade, mesmo que o objeto esteja sobre rodas em condições de mínimo atrito.

Essa força necessária para acelerar o veículo, se apresentou inferior quando os punhos foram posicionados em neutro e antebraços em pronação. Transferindo essa observação a prática, pode-se dizer que esse seria o posicionamento ideal dos membros superiores para realização de tarefas que exijam empenho das mãos em preensão manual.

EMG durante a força máxima de preensão manual

Quanto à análise dos sinais eletromiográficos durante a execução da força máxima de preensão manual executada pelo membro dominante, foi verificado na comparação do RMS dos músculos flexores e extensores do punho e dedos diferença significativa na comparação intra-músculo e inter-músculo. Esses resultados concordam com os achados de Dias et al. (2006) que encontraram diferentes níveis de atividade eletromiográfica entre exercícios biomecanicamente comparáveis, relatando que, apesar da similaridade biomecânica entre os exercícios, a diferença entre os valores eletromiográficos pode estar relacionada à quantidade de esforço isométrico e a certas características dos exercícios, como a co-ativação muscular, que pode favorecer a ativação de um músculo em relação ao outro.

Os resultados desse estudo indicaram uma maior atividade eletromiográfica para os músculos flexores e extensores de punho e dedos, quando o punho é posicionado em neutro e antebraço pronado, sendo esta posição a que demonstrou também maior nível de força máxima de preensão manual.

A relação entre força isométrica máxima e eletromiografia de superfície tem sido objeto de variadas investigações (Zhou, 2000). Lieb e Perry (1971), Monster (1979) e Zeynep (1996) demonstraram existir uma relação linear direta entre a amplitude do sinal eletromiográfico e tensões musculares isométricas desde que o comprimento muscular não sofra alteração. Normalmente, a integração do sinal e o RMS aumentam com o aumento de força de contração (Bigland e Lippold, 1954), porém há discrepância quanto à forma dessa relação. Algumas diferenças são provavelmente devido aos métodos utilizados, diferentes músculos estudados e diferentes níveis de fadiga.

Para pequenos grupos musculares com poucas unidades motoras recrutáveis, como no caso dos músculos interósseos, estudos relatam uma relação linear entre a força e os valores médios de atividade mioelétrica. Já para o caso de grandes músculos, que apresentam amplo recrutamento de unidades motoras, os estudos destacam um rápido aumento da média do sinal eletromiográfico relacionado há um aumento de força (Basmajian e De Luca, 1985; Bigland-Ritchie et al., 1981, Freriks et al., 1999).

Com o aumento da força de contração muscular, ocorre um aumento no recrutamento de unidades motoras e aumento da frequência de disparo de cada uma delas, até que os potenciais individuais sejam somados e não mais reconhecidos (Basmajian e De Luca, 1985). Quanto maior a força de contração muscular, mais unidades motoras são recrutadas, aumentando com isso a amplitude do sinal.

De acordo com nossos resultados, a frequência mediana dos músculos extensores e flexores do punho e dedos não variou durante a contração isométrica máxima. A frequência mediana é pouco explorada quando se analisa os resultados de trabalhos que relacionam a força com a atividade mioelétrica (Forti, 2005). Quanto a relação da frequência mediana com a intensidade da contração, para Pincivero et al

(2001) a literatura científica ainda não tem uma produção de achados absolutamente consistente a respeito. É relatado que a frequência média aumenta (Moritani e Muro, 1987; Gerdle et al., 1991; Gerdle e Karlsson, 1994); é constante (Komi e Viitasalo, 1976; Komi e Teschi, 1979); aumenta somente durante os primeiros 20-25% da contração isométrica voluntária máxima (Hagberg e Hagberg, 1988; Gerdle et al. 1993) ou diminui (Komi e Viitasalo, 1976; Westbury e Shaughnessy, 1987) com o aumento da força em estados não fatigados.

Ainda durante a força máxima de preensão manual, comparando-se a atividade mioelétrica dos músculos flexores e extensores do punho e dedos nos diferentes posicionamentos articulares estudados, os músculos extensores indicaram altos níveis de RMS.

O movimento de preensão provoca intensa atividade dos músculos flexores dos dedos e intrínsecos da mão. Diante disso, pode-se dizer que, basicamente a preensão manual é a flexão dos dedos realizada pelos músculos flexores (Hagg e Milerad, 1997).

Assim, muitos estudos eletromiográficos tem como foco principal a análise do grupo muscular flexor (Fagarasanu, Kumar e Narayan, 2004). No entanto, Bennie e Snyder et al. (1987) já descrevia que para manter o punho em posição neutra os músculos extensores são ativados para contrapor o torque de flexão causado pelos músculos flexores. Vários outros estudos biomecânicos demonstram uma relação proporcional entre a força de preensão manual e a atividade eletromiográfica dos músculos extensores do punho e dedos para preservar o equilíbrio do torque articular.

Mediante o conhecimento de que a preensão manual solicita ação do grupo muscular flexor e extensor do punho e dedos, se faz necessário quantificar o grau de atividade mioelétrica de cada grupo muscular, de forma a se obter um indicativo de risco potencial de desenvolvimento de lesão musculoesquelética. Sugere-se, por

exemplo, uma relação causal entre a atividade laboral e o diagnóstico médico ocupacional de epicondilite no lado flexor ou extensor.

Diante da função estabilizadora da articulação do punho, promovida pela ação dos músculos extensores, pode-se ponderar que esse grupo muscular estaria mais vulnerável a lesões em atividades repetitivas e/ou associadas à força que requerem a utilização das mãos em preensão associadas a desvios da articulação do punho. Isso demonstra também que modificações no *design* de ferramentas de trabalho, para que tarefas manuais sejam executadas com os punhos posicionados em neutro, pode minimizar a presença de risco biomecânico para articulação dos punhos e cotovelos.

EMG durante deslocamento do veículo

Confirmando a hipótese inicial deste trabalho, os resultados demonstraram que os diferentes posicionamentos do antebraço e punho, bem como o deslocamento do veículo de transporte de carga pelo circuito elíptico, apresentaram diferentes níveis de recrutamento das unidades motoras para os músculos avaliados.

Para os diferentes posicionamentos articulares analisados, o mesmo padrão de resposta eletromiográfica (RMS e FM) foi observada pelos músculos trapézio fibras superiores, bíceps braquial, e extensores do punho e dedos, que apresentaram maiores valores de RMS durante a fase de deslocamento inicial do veículo contrapondo-se aos dos músculos tríceps braquial e flexores do punho e dedos, que apresentaram maiores valores de RMS durante o deslocamento do veículo na curva.

Nossos resultados coincidem com os de outros estudos que consideram relações positivas entre a magnitude do sinal eletromiográfico e a tensão gerada pelo

músculo (Basmajian e De Luca, 1985). Nossos dados demonstraram que as maiores amplitudes do sinal eletromiográfico, registradas em um determinado músculo, puderam ser relacionadas às maiores gerações de torque no mesmo músculo, uma vez que os maiores valores de RMS e FM foram encontrados para os músculos necessários a estabilização da postura dos membros superiores dos voluntários, bem como empenho de força para acelerar e manobrar o veículo.

Alguns estudos demonstram existir uma relação linear entre a amplitude dos sinais eletromiográficos e as tensões musculares isométricas, ou seja, para níveis similares de tensão muscular, o registro eletromiográfico das unidades motoras de diferentes grupos musculares pode apresentar um mesmo padrão de frequência de disparo, porém com diferentes amplitudes, dependendo do tamanho, tipo de fibra e do limiar de despolarização das unidades motoras (Petrofsky e Lind, 1980).

As diferenças encontradas entre os valores de RMS e FM dos sinais eletromiográficos registrados no músculo bíceps braquial, comparativamente ao tríceps braquial na fase da aceleração e curva, podem estar relacionadas à constituição de fibras musculares nestes dois músculos. Johson et al. (1973) referem que o músculo bíceps braquial apresenta mais fibras de contração rápida, quando comparado ao tríceps braquial. Assim, a maior amplitude do sinal eletromiográfico verificada para o músculo bíceps braquial na aceleração pode ser explicada por este apresentar unidades motoras de maior tamanho, quando comparada às fibras musculares de contração lenta.

Ergonomia

Hoje a avaliação do risco de desenvolvimento das doenças relacionadas ao

trabalho, é uma das maiores necessidades para o profissional na área de ergonomia, para que possa avaliar e quantificar determinada situação e atuar previamente, priorizando as soluções a serem adotadas. Um ponto importante é definir se um determinado caso de lesão tem ou não umnexo causal com o trabalho, principalmente em processos periciais de indenização pelo dano, analisando se a condição de trabalho pode ter sido a causadora de determinada lesão (Couto, 1998). Um dos grandes desafios da ergonomia tem sido o de buscar critérios quantitativos de avaliação de riscos ocupacionais que possam ajudar o profissional nesses propósitos.

A associação da eletromiografia de superfície com a dinamometria, durante a realização de uma tarefa de empurrar um veículo de transporte de carga, pode além de auxiliar na quantificação do risco de desenvolvimento de lesões neuro-musculares ou ortopédicas, de acordo com Sande e Coury (1999) proporcionar ao profissional o conhecimento da dinâmica muscular mediante uma abordagem ergonômica que visa promover condições de melhor *performance*, maior vantagem biomecânica, aumento do conforto, diminuição do gasto energético, da fadiga e de ocorrências de lesões.

Contudo a utilização dessas técnicas requer entendimento e bom senso na sua aplicação, visto que em todas as situações os resultados e as conclusões, são fortemente dependentes das variáveis analisadas e da instrumentação utilizada para a captação dos sinais. O emprego dessas técnicas de forma a não minimizar a presença de interferências do ambiente e da resistência da pele, bem como a utilização de equipamentos e *softwares* para registro e processamento dos sinais inadequados, pode produzir laudos com resultados errôneos, que se conduzidos a prática, não resultam em benefícios a saúde dos trabalhadores.

Adotando como ponto de partida que o ambiente laboral muitas vezes não propicia condições à utilização da técnica de eletromiografia de superfície de forma a

garantir conclusões confiáveis, a análise da atividade simulada em laboratório, pode produzir conhecimento analítico e instrumental para o projeto e processo de tarefas laborais específicas.

Quanto às tarefas de empurrar e ou puxar cargas, em geral tem-se a idéia intuitiva de que é mais fácil empurrar e puxar que carregar. Esse conceito é tão generalizado, que a NR-17, seguindo normas internacionais, inclusive da Organização Internacional do Trabalho (OIT), estabelece limite de peso para levantamento e transporte de cargas pelo trabalhador, o que já não acontece para os esforços de empurrar ou puxar. Nesse contexto, o que se tem atualmente é o desenvolvimento de técnicas de transporte por empuxo; assim, um transformador de 30 toneladas é facilmente transportado quando apoiado sobre colchão de ar. Mas, mesmo assim, deverá haver necessidade de forças ponderáveis devido às forças de inércia. Não é incomum queixas de esforço demasiado por parte dos trabalhadores, porém, de acordo com o direito positivo brasileiro, não se pode aplicar sanções à empresa face à falta de regulamentação sobre a matéria, a não ser que se prove cientificamente o esforço exagerado por parte do trabalhador (Neto, 1986).

A legislação brasileira dá como limites, para levantamento e transporte de pesos, 40 e 60 kg, respectivamente. Já no ato de empurrar, não especifica nenhuma baliza, apenas há exigência do esforço ser de acordo com a capacidade do operário. Diz a NR-17 em seu item 17.1.3 (Ministério do Trabalho) *"O trabalho com o transporte e descarga de material, feito por impulsão ou tração de vagonetas sobre trilhos, carros de mão ou quaisquer outros aparelhos mecânicos, poderá ser executado sem que se tenha em conta o limite de peso previsto no item 17.1 (60 kg), desde que o esforço físico do trabalhador seja compatível com sua capacidade de força"*.

Embora a carga, em última instância determine as forças necessárias para manusear um veículo de transporte de cargas, existem diversos fatores que influenciam essas forças como o diâmetro, largura, composição e manutenção das rodas e o tipo e localização das manoplas.

Manoplas em barras verticais que permitem o ajuste do trabalhador independente de sua estatura são recomendadas para permitir a adoção de uma postura confortável, bem como uma boa vantagem biomecânica na ação de empurrar. A largura e o comprimento do veículo também são determinantes no esforço necessário para deslocá-lo nos espaços de trabalho. As características da superfície do piso, bem como a sua inclinação, são de fundamental importância na determinação da demanda física nas tarefas de empurrar e ou puxar veículos de transporte de cargas.

A carência de estudos que avaliem outras condições de transporte de cargas, por meio de veículos, dificulta comparações e sugere que novos estudos sejam realizados de forma a fornecer conhecimentos ao profissional de ergonomia, bem como aos Peritos Judiciais e ao Serviço Especializado em Segurança e Medicina do Trabalho (SESMT) das Empresas, na adoção de medidas que proporcionem proteção eficaz ao trabalhador, diante da realização de tarefas de empurrar cargas.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados deste estudo, pode-se concluir que:

- A força máxima de apreensão manual e a atividade eletromiográfica dos músculos flexores e extensores do punho e dedos do membro superior dominante é afetada pelo posicionamento do antebraço e punho, sendo maiores quando o antebraço está pronado e o punho neutro;
- Maiores níveis de força e atividade mioelétrica são necessários para deslocar inicialmente o veículo de transporte de carga;
- Diante dos achados, pode-se concluir que os fatores que mais preocupam no empurrar um veículo de transporte de cargas referem-se às forças necessárias para iniciar seu movimento e manobrá-lo.

REFERÊNCIAS

Anderson Gr. Epidemiologic aspects of lumbar back pain in industry. *Spine*. 1981; (6): 53-60.

Ayoub MM e Mital A. *Manual Materials Handling*. Taylor & Francis, London. 1989; 166p.

Balogun CO. Grip test-the use of a dynamometer with adjustable handle spacings. *The J Bone Joint Surg*. 1991; 36(4): 820-824p.

Balogh I, Hansson GA, Ohlsson K, Stromberg U, Skerving S. Measurements of wrist and forearm positions and movements: effect of and compensation for goniometer crosstalk. *J Electromyogr Kinesiol*; Jun. England. 2004; 14(3): 355-67p.

Baril-Gringas G, Lortie M. The handling of objects other than boxes: univariate analysis of handling techniques in a large transport company. *Ergonomics*. 1995; 38(5): 905-925p.

Bartelink DL. The Role of abdominal pressure in Relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br*. 1957;39 (4):718-25p.

Basmajian JV, Blumenstein R. Electrode placement in electromyography biofeedback, In: Basmajian JV (ed) *biofeedback: principles and practice for clinicians*, 3rdedn. Williams and Wilkins, Baltimore. 1989; 378-379p.

Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscle alive: Their function revealed by electromyography*. 5th ed. Williams & Wilkins, Baltimore. 1985; 516p.

Bellace JB, Healy D, Besser MB, Byron T, Hohman L. Validity of the dexter evolution system's jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population. 2000; (13): 46-51p.

Bennie KJ, Ciriello VM, Johnson PW, Dennerlein JT. Electromyographic activity of the human extensor carpi ulnaris muscle changes with exposure to repetitive ulnar deviation. *Eur J Appl Physiol*. 2002; 88 (1-2): 5-12p.

Bigland-Ritchie B, Lippold OCJ. The relations between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J Physiol Lond*. 1954; 123: 214-224p.

Bigland-Ritchie B, Donovan E, Roussos C. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physiol*. 1981; (51): 1300-1305p.

Bohannon, WR. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Oxford University Journals*. 2001; (26): 15-19p.

Brasil - Ministério do Trabalho e Emprego M294 Manual de aplicação da Norma Regulamentadora nº 17. 2 ed. Brasília: MTE, Sit 2004.

Bridger RS. Introduction to Ergonomics. 2^oed. London: Taylor & Francis; 2003. 548p.

Brown T, Hansen RJ, Yaria Aj. Sane mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs: a preliminary report. J Bone Joint Surg (AM) 1957. 39 - A: 1135-54p.

Caporrino FA, Falopra BGS, Réssio C, Soares FHC, Nakachina LR, Segre NG. Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar. Bras Ortop. 33 (2).150-154p.

Chaffin DB e Andersson GB. Occupation biomechanics. New York: John Wiley & Sons ed, 2001. 943p.

Chaffin D, Park K. A longitudinal Study of low back pain as associated with occupational weight lifting factors, An Ind Hug Assoc J. 1973.

Ciriello VM, Snook SH, Hashemi L, Cottman J. Distributions of manual materials handling task parameters. International Journal of Industrial Ergonomics. 1999; (4): 379-9p.

Council Directive 90/269/EEC. On the minimum health and safety requirements for the manual handling of loads where there is a risk particularly of back injury to workers. Official Journal L. 1990;(5)154-6p.

Couto HA. Ergonomia aplicada ao trabalho em 18 lições. Ed. Ergo. Belo Horizonte. 2002. 201p.

Couto H. Como Gerenciar as questões da LER/DORT: lesões por esforços repetitivos, distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho. Ergo,1998; 438p.

De Fatta DJ, Lucas JG, Hodgkiss SW. Digital signal processing: A System Design Approach. New York, John Wiley & Sons, 1988; 210-216p.

De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. J. Appl Biomech. 1997;(13):135-63p.

Dias EM, Oliveira AS, Brum DPC, Carvalho MM. Avaliação Eletromiográfica de Músculos da Cintura Escapular e Braço Durante a Realização de Exercícios em Cadeia Cinética Fechada. In: XVII Reunião Anual da FeSBE. 2003, Curitiba PR. Anais da XVII Reunião Anual da FeSBE.

Dull J, Weerdmeester B. Ergonomia Pratica (Tradução e Itiro lida). São Paulo. Editora Edgard Blücher Ltda, Revista ampliada, 2004; 469p.

Durward BR, Baer GD, Rower PJ. Movimento funcional humano: mensuração e análise. 1 ed. São Paulo: Manole, 2001; 165p.

Enoka RM. Bases Neuromecânicas da Cinesiologia. São Paulo: Manole. 2000.

European Applications of surface electromyography, Proceeding of the second general SENIAM workshop, Stockholm, Sweden. 2006, is a publication of the SENIAM project, published by Roessing Research and Development by ISBN 90-75452-06-3.

Fagarasanu M, Kumar S, Narayan Y. Measurement of angular wrist neutral zone and forearm muscle activity. *Clin Biomech.* 2004;19 (7):671-7.

Figueiredo IM, Sampaio RF, Mancini MC, Silva FCM. Teste de força de preensão utilizando o dinamômetro Jamar. *Acta Fisiatr.* 2007; 14 (2):104-110p.

Forti F, Guirro RRJ. Comparação das variáveis eletromiográficas em diferentes comprimentos musculares. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica 2005, João Pessoa. Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005.

Forti F. Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodo, ângulos articulares e intensidade de contração (Dissertação). Piracicaba: UNIMEP;2005.

Freriks B, Hermes HJ, Seniam 9: European recommendations for surface electromyography, ISBN:90-75452-14-4 (CD-rom). Roessingh Research and Development bv, 1999.

Garg A. Epidemiological. Basis for manual Lifting Guidelines, NIOSH Project Report (Available from the National Technical Information Service). 1991;(91) 227- 348p.

Geeves MA, Holmes KC. Structural Mechanism of muscle contraction. *An Rev Biochem.*1999; 68:687-728p.

Gerdle B, Edstrom M, Rahm M. Fatigue in the shoulder muscles during static work at two different force levels. *Clin Physiol.* 1993 (13): 469-482p.

Gerdle B, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Wretling ML. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand.* 1991;(142):457-465p.

Gerdle B, Karlsson S. The mean frequency on the EMG of the knee extensor is torque dependent both in the unfatigued and the states. *Clin Physiol.* 1994; (14):429-32p.

Godoy JRP. Avaliação da força de preensão palmar e composição corporal em portadores da trissomia 21 no Distrito Federal. Brasília (Dissertação em Ciência da Saúde) – Universidade de Brasília, Brasília, 2004.150p.

Guiro RRJ, Forti F, Bigaton DR. Proposal for electrical insulation of the electromyography signal acquisition module. *Electromyography neurophysiol.*2006; (46):6 355-363p.

Hagg GM, Milerad E. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work - an electromyography study. *Clinical Biomechanics.* 1997;(12):11, (39)-43p.

Hagberg C, Hagberg M. Surface EMG amplitude and frequency dependence on exerted force for the upper trapezius muscle: a comparison between right and left sides. *Eur J Appl Physiol*. 1988; (58) 641-5p.

Hanten WP, Chen WY, Austin AA, et al: Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. *J Hand Ther*: 1999; 193-200p.

Hermes HJ, Freriks B. The State of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography. Deliverable 5 of the SENIUM: European concerted Action, The Netherlands: Roessingh Research and development. 1997.

Hermes HJ, Freriks B, Disslhorst-Klug C, Rau G. European Recommendations for Surface electromyography - results of the SENIAN Project. Enschede, The Netherlands: Roessingh Research and Development. 1999.

Herring S, Hallbeck M. S. The effects of distance and height on maximal isometric push and pull strength with reference to manual transmission truck drivers. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2007;(10)16p.

Hintermeister RA, Lange GW, Shulteis JM, Bey MMJ, Hawkins RJ. Electromyography active and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am J Sports Med*. 1998;(2):26 210-220p.

Hutton WC, Adams MA. Can the lumbar Spine be crushed in heavy lifting? *Spine*. 1982; 586-90p.

Iida I. Ergonomia, projeto e produção. 2ªed. rev. e ampl. São Paulo: Edgard Blucher. 2005. 613p.

Incel AN, Ceceli E, Durukan P, Erdem RH, Yorgancioglu RZ. Grip strength: Effect of Hand Dominance. *Singapore Med J*. 2002; 43(4): 234-237p.

Instrução normativa INSS. Atualização Clínica das lesões por esforço repetitivos (LER) Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho de 05 dezembro de 2003. Disponível:<http://www81.dataprev.gov.br/sislex/imagens/paginas/38/inssdc/2003/anexos/IN-DC-98-ANEXO.htm>

Jeremy M, Peter K. The effects of posture on forearm muscle loading during gripping. *Ergonomics*. 2003 46, Issue 9, July. 2003; 956-975p.

Johnson MA et al. Data on the distribution of the fibre types in thirty-six human muscle: An autopsy study. *J Neurol Sci*. 1973; (18):111-129p.

Kapanji, AI. Fisiologia articular. 5ª ed. Rio de Janeiro: Panamericana. 2000. 142p.

Khaled W, Carter JK, Jerome JC, Alfred AA, Omer CJ, Will G. Factors affecting minimum push and pull forces of manual carts. *Applied Ergonomics*. 1999; 235-245p.

Komi PV, Viitasalo JHT. Signals characteristics of EMG at different levels of muscle tension. *Acta Physiol Scand*. 1976; (96) 267-276p.

Kumar S. Cumulative load a risk factors for back pain. *Spine*. 1990;(12):15, 1311-1316p.

Kumar S, Mital A. Human muscle strength definitions, measurement and usage: Part II - the scientific basis (knowledge base) for the guide. *International Journal of Industrial ergonomics*, 1976; (22):123-144p.

Kuzala EA, Vargo MC. The relationship between elbow position and grip strength. *Am J Occup Ther*. 1992; 46:(6) 509-12p.

Lamoreaux L, Hoffer M. The effect of wrist deviation on grip and pinch strength. *Clinical Orthopedics and Related Research*. 1995; (314),152-155p.

Lateva ZC, McGill KC, Burgar CG. Anatomical and electrophysiological determinants of the human thenar compound muscle action potential. *Muscle & Nerve*. 1996; (19), 1457-68p.

Laursen B, Schibye B. The effect of different surfaces on biomechanical loading of shoulder and lumbar spine during pushing and pulling of two-wheeled containers. 2002; (33)167-174p.

Lehmkuhl LD, Smith LK. *Brunnstrom. Cinesiologia Clínica*. 4. ed. São Paulo: Manole 1989.538p.

Lieb FB, Perry J. Quadriceps function: Electromyographic study under isometric conditions. *J Bone Joint Surg*.1971; (53) :A, 749p.

Mathiovetz V, Kashaman N, Volland G, Weber K, Dowe M, Roger. Grip and pinch strenght: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 1985; (66):69-70p.

Massy-Westropp N, Rankin W, Ahern M, Krishnan J, Hearn TC. Measuring grip strength in normal adults: reference ranges and a comparison of electronic and hydraulic instruments. *J Hand Surg [Am]*. 2004;29 (3):514-9.

Mc Dougall AC e Yuasa YO. *Novo Atlas de Hanseníase*. Sasakama Memorial Health Foundation, 2002.

McGorry RW. A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use. *Applied Ergonomics*. 2001; (32) 271-8p.

Mircea F, Shrawan K, Yogesh N. Measurement of angular wrist neutral zone and forearm muscle activity. *Clinical Biomechanics*. 2004; 671-677p.

Mital A. Analysis of multiplicate manual materials handling tasks using *A Guide to Manual Materials Handling*. *Ergonomics* 1989;(42):246-257p.

Monster AW. Firing rate behavior of human motor units during isometric voluntary contraction: relation to unit size. *Brain Rev*.1979;171, 349-354p.

Moreira D, Alvarez RRA, Nascimento RR, Moncada G, Godoy JRP. Quantificação do grau de melhora da força de preensão em pacientes portadores de hanseníase submetidos à neurólise dos nervos ulnar e mediano: relato de um caso. Arq. Ciênc. Saúde Unipar. 2001;5(2):165-169p.

Moreira D, Alvarez RRA, Godoy JRP, Cambraia AN. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro Jamar: uma revisão da literatura. Revista Ciência e Movimento, Brasília. 2003; (11):2, 95-99p.

Morris JM Lucas DB, Bresler M. Role of the trunk in stability of the spine. J Bone Joint Surg [AM]. 1961; A3A: 327-51p.

Moritani T, Muro M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. Eur J Appl Physiol. 1987;(56):260-265p.

National Safety Council. Accident Facts, National Safety Council, Chicago, Il.1990 Disponível no site: <http://www.nsc.org/>.

Napier JR. The prehensile movements o the human hand. The Journal of Bone and Joint Surgery, Chicago.1965;(38)4,2-913p.

Neto MGA. Determinação e limitação dos esforços no transporte por empuxo humano. Rev Saúde Publica. São Paulo.1986;(20)4.

Okunribido OO, Haslegrave CM. Postures adapted when using a two-wheeled cylinder trolley Applied Ergonomics. 2003;(34) 339-353p.

OSHA - Agência Européia para saúde e segurança no trabalho. Disponível no site: <http://ew2007.osha.europa.eu>.

O'Sullivan LW, Gallwey TJ. Upper-limb surface electro-myography at maximum supination and pronation torques: the effect of elbow and forearm angle. Journal Electromyography and Kinesiology.2002;(12):272-285p.

Padula RS, Souza VC, Gil Cury HJC. Tipos de preensão e movimentos do punho durante atividade de manuseio de carga. Rev. bras. fisioter. 2006; 29-34p.

Paschoarelli LC e Cury HJCG. Aspectos ergonômicos e de usabilidade no design de pegas e empunhaduras. Est. Design. 2000;8(1):79-101p.

Paschoarelli LC, Cury HJCG. O uso do FSR na avaliação de preensão de instrumentos manuais: uma alternativa metodológica para o design ergonômico de empunhaduras. .In: VI Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design. 04/05-06/05, 7 páginas em CD-ROM., 2004, São Paulo. Anais do VI Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design. 2004.

Petrofsky JS, Lind AR. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. Eur J Appl `Physiol.1980; (43):173-182p.

Pincivero DM, Campy RM, Salfetnikov Y, Bright A, Coelho AJ. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol*.2001;(90):804-810p.

Portney LG, Roy SH. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'Sullivan SB, Schmitz TJ. *Fisioterapia avaliação e tratamento*. 4ª Ed. São Paulo: Manole. 2004; 213-256p.

Richards LG, Olson B, Palmiter-Thomas P. How forearm position affects grip strength. *Am J Occup Ther*.1996;50(2):133-8p.

Roman Liu D, Tokarski T. Upper limb strength relation to upper limb posture. *International Journal of Industrial Ergonomics*.2005;19-31p.

Sande LAP, Coury HJCG. Aspectos biomecânicos e ergonômicos associados ao movimento de preensão:uma revisão. *Rev Fisiot USP*.1998; 5(2):71-82p.

Schbye B, Sogaard K, Martinsen D, Klausen K. Mechanical load on the low back and shoulders during pushing and pilling of two-wheeled waste containers compared with lifting and carrying of bags and bins. *Chimical biomechanics*. 2001;(16):545-559p.

Sichieri R, Fonseca VM, Lopes CS. Como medir a confiabilidade de dobras cutâneas. *Rev bras. Epidemiol.São Paulo*.1999;(2),1-2p.

Straker LM. An overview of manual handling injury statistics in western. Australia. *International Journal of Industrial Ergonomics*.1999;24(4): 357-8p.

Stulen FB, De Luca CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of conduction velocity. *IEEE Trans Biomed Eng*.1981;515-523p.

Su CY, Chien TH, Cheng KF, Su CJ. A study of pinch strength in normal Taiwanese adults. *Kaohsing J Med Sei*.1995; 69-78p.

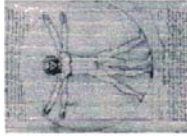
Svesson HO, Andersson GBJ. The relationship of low-back pain, work history, work environment, and stress - a retrospective cross-sectional study of 38 - to 64 - year-old women. *Spine*.1989;(14):517-522p.

Tepper MMR, Vollenbroek-Hutter HJ, Hermes HJ. The effect of an ergonomic computer device on muscle activity of the upper trapezius muscle during typing. *Applied Ergonomics*. 2003; (34):125-130p.

Westbury JR, Shaughnessy TG. Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1987;(27):6,427-435p.

Zeinep E. Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle E Nerve*, v.19, 563-573p 1996.

Zhou S. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. *Exerc Sport Sci Rev*. 2000;28:177-84.



CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "**Análise ergonômica, eletromiográfica e de força manual da atividade de deslocamento de um veículo de transporte de carga**", sob o protocolo nº **64/06**, do Pesquisador **Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro**, está de acordo com a Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/1996, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.

We certify that the research project with title "**Ergonomic analysis, electromyographic and of manual force of the activity of displacement of a vehicle of load transport**", protocol nº **64/06**, by Researcher **Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro**, is in agreement with the Resolution 196/96 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.

Piracicaba, SP, Brazil, August, 30, 2006.


Prof.ª. Dr.ª. Telma Regina de Paula Souza
Coordenadora
CEP - UNIMEP

ANEXO B

Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Consentimento formal de participação no estudo intitulado “Análise do sinal eletromiográfico e da força de preensão manual na atividade de deslocamento de um veículo de transporte de carga”.

Eu, _____ portador
(a) do RG nº: _____, residente à _____
_____, nº _____, bairro _____
Cidade _____, Estado _____, declaro que tenho _____ anos de idade e que concordo em participar, voluntariamente, na pesquisa conduzida pela aluna responsável e por seu respectivo orientador, bem como autorizo a utilização de minhas imagens para fins acadêmicos.

Objetivo da Pesquisa

Esta pesquisa tem como objetivo principal a análise ergonômica, eletromiográfica e de força da atividade de deslocamento de um veículo de transporte de cargas, além de:

- Analisar a atividade eletromiográfica dos músculos da cintura escapular e do membro superior e a força de preensão manual durante o deslocamento de um veículo de transporte de cargas.
- Verificar a contribuição da posição do punho e antebraço na força de preensão manual e na atividade eletromiográfica dos músculos da cintura escapular e do membro superior durante contração isométrica voluntária máxima;
- Verificar a força de preensão manual e a atividade eletromiográfica dos músculos da cintura escapular e do membro superior durante o deslocamento (empurrar) um veículo de carga em um circuito elíptico.

Explicação do Procedimento

Serei submetido a uma avaliação simples, que constará do preenchimento de um questionário, (sexo, data nascimento, profissão) e uma avaliação antropométrica (peso, altura, comprimentos dos membros superiores, inferiores e tronco) e de dobras cutâneas. Seguida da realização da atividade de deslocar um veículos de transporte de carga numa velocidade de 80 passos por minutos, durante 17 segundos. A carga total do veículo será calculada, tendo como parâmetro os valores correspondentes 100% do meu peso corporal.

O experimento terá duração de aproximadamente 1 hora, sendo que durante esse tempo receberei todas as informações necessárias à minha aprovação para participação da conduta proposta, sabendo que este procedimento será individualizado e baseados nos resultados de minha avaliação inicial.

Fico comprometido(a) a participar, comparecendo no dia e horário marcado pela aluna responsável. Também estou ciente que não serei submetida a nenhum tipo de procedimento sem estar previamente consultado(a) ou sem meu consentimento, e posso me desligar desta

pesquisa a qualquer momento, me comprometendo somente a comunicar o responsável por ela.

Possíveis benefícios:

Subsidiar uma base científica, de parâmetros para a aplicação em campo de uma técnica de correlação entre força e potencial elétrico muscular, que auxilie na análise ergonômica do trabalho, na quantificação dos fatores de risco para as atividades de empurrar/puxar veículos de carga. Se o estresse biomecânico dos esforços manuais for alto, lesões podem ocorrer a partir de uma deteriorização gradual dos tecidos ao longo do tempo, daí a necessidade de se quantificar esforços para serem minimizados através dos princípios biomecânicos.

Desconforto e Risco:

Fui informado(a) que este experimento não trará nenhum tipo de desconforto ou risco à minha saúde, visto que o método de avaliação a ser utilizado está fundamentado cientificamente, sendo utilizado por várias vezes em estudos utilizando voluntários. Que minha identidade será mantida em sigilo absoluto. E em caso de intercorrência durante o experimento, os responsáveis pela pesquisa comprometem-se em a paralisar a mesma, caso qualquer imprevisto seja identificado.

Seguro Saúde ou de Vida:

Eu entendo que não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa vir a me beneficiar em função de minha participação neste estudo.

Liberdade de Participação:

A minha participação neste estudo é voluntária. É meu direito interromper minha participação a qualquer momento sem que isso incorra em qualquer penalidade ou prejuízo a minha pessoa. Também entendo que o pesquisador tem o direito de me excluir deste experimento no caso de abandono ou conduta inadequada durante o período da coleta dos dados.

Sigilo de Identidade:

As informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira nenhuma associada à minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas legais sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fiquem resguardados a minha total privacidade e meu anonimato.

Os responsáveis pelo estudo me explicaram a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder todas as minhas questões sobre o experimento. Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Entendo que é meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Piracicaba, ____ de _____ de 2006.

Assinatura voluntário.

Áurea Maria de Ponte.

Responsáveis:

Prof. Dr.Rinaldo Guirro - Orientador

Curso de Mestrado em Fisioterapia

Universidade Metodista de Piracicaba

Contato: e-mail: rjguirro@unimep.br

Áurea Maria de Ponte – Mestranda

Contato:e-mail aurea.ponte@alcoa.com.br

ANEXO C

ROTEIRO DE AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA

Data: ___/___/___

Voluntário: _____

DADOS PESSOAIS

Nome:	Idade:
E-mail:	Telefone:
Profissão:	Membro dominante:

ANTROPOMETRIA

Massa:
Estatura:
IMC:
Largura do tronco (distância de ombro a ombro):
Altura púbis (distancia do púbis ao chão):

MEDIDAS DE DOBRAS CUTÂNEAS

Tricipital:
Escapular: