



5º Congresso de Pós-Graduação

ANÁLISE DA ATIVIDADE MIOELÉTRICA E DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL DURANTE A TAREFA DE EMPURRAR UM VEÍCULO DE TRANSPORTE DE CARGAS.

Autor(es)

AUREA MARIA DE PONTE

Co-Autor(es)

RINALDO ROBERTO DE JESUS GUIRRO

Orientador(es)

Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

1. Introdução

O manuseio de cargas é responsável por grande parte dos traumas musculares entre os trabalhadores. Aproximadamente 60% dos problemas musculares são causados por levantamento de carga e 20% empurrando e/ou puxando (Brigder, 2003 apud Lida, 2005). Por esse motivo, as tarefas de empurrar/puxar um veículo não tem sido o primeiro objeto de estudos relacionadas à atividade de manuseio de cargas (Straker, 1999 e Ciriello, Snokk, Hashemi e Cottman, 1999), principalmente considerando às articulações dos punhos (Padula, 2006). De acordo com Khaled et al. (1999) há relação linear entre a força de empurrar/puxar e o peso da carga transportada, independente das condições do chão, diâmetro e orientação das rodas do veículo. Nesse sentido, a questão principal levantada por esse trabalho é saber se a posição dos punhos e antebraços adotada para manuseá-lo, apresentam uma relação com a atividade eletromiográfica dos músculos envolvidos nesta tarefa, bem como com a força de preensão palmar. A hipótese aceita para essa questão é que a posição adotada pelas articulações dos punhos e antebraços alterem o sinal eletromiográfico, bem como a força de preensão palmar. Assim a proposta desta pesquisa é subsidiar parâmetros para a aplicação em campo de procedimentos que auxiliem na análise ergonômica do trabalho, na minimização dos fatores de risco para as atividades de empurrar veículos de cargas.

2. Objetivos

Esta pesquisa tem como objetivo principal a análise eletromiográfica dos músculos do antebraço, braço e cintura escapular e de força de preensão palmar durante o deslocamento de um veículo de transporte de carga.

3. Desenvolvimento

Sujeitos: foram selecionados por convite verbal, 15 sujeitos, destros, do gênero masculino, ($21,9 \pm 4$ anos, $1,80 \pm 0,9$ cm, 77 ± 1 kg), o que contemplou os trabalhadores que realizam esse tipo de atividade. Como critério de exclusão, foi considerado presença de lesão músculo-esquelética e/ ou tendíneo-ligamentar que pudesse interferir na realização da atividade. Todos os voluntários foram esclarecidos sobre os objetivos e metodologia deste estudo, por exposição oral realizada individualmente. Após sessão de esclarecimentos, foram convidados a assinar um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (protocolo nº 64/06). O veículo de transporte de carga consistiu de um veículo (tipo supermercado), de perfis tubulares, apoiado sobre rodízios. Foi construído um sistema que acoplado ao veículo proporcionou a regulagem do dimensionamento da altura da manopla (distância vertical dos pés as mãos dos sujeitos), bem como da distância horizontal das mãos, 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. A manopla original do veículo de transporte de carga, foi substituída por dois sistemas de prensão manual acoplados às células de carga, os quais permitiram a variação da posição dos punhos entre as posições neutra com antebraço pronado ou punho em desvio ulnar com antebraço em posição neutra. A célula de carga utilizada foi a modelo MM-100 (Kratos®), que gera uma tensão em milivolts, a qual foi calibrada em kgf de acordo com o manual do fabricante, por um sistema desenvolvido previamente a este projeto, exclusivamente para esse fim. Eletromiógrafo e Eletrodos: a atividade elétrica dos músculos foi obtida por um módulo de aquisição de sinais modelo EMG-1000 (Lynx®) com 16 canais, com impedância de 109 Ohms, resolução de 16 bits e faixa de entrada de $\pm 1V$ sendo interfaciado com microcomputador Pentium III. Para aquisição e armazenamento dos sinais digitalizados foi utilizada o software Aqdados (Lynx®), versão 7.2 para Windows. A captação do potencial de ação foi realizada por cinco eletrodos de superfície ativos (Lynx®), constituídos de duas barras de prata pura de 10mm de comprimento por 1mm de largura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre si em 10mm. 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 < $3 \mu V$ RMS conectados através de cabo coaxial de 1,40 metros de comprimento ao módulo condicionador de sinais. A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz, o que de acordo com o teorema da amostragem 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. Coleta do sinal eletromiográfico e força de prensão palmar: anteriormente a captação do sinal eletromiográfico a pele foi tricotomizada e limpa com álcool 70% (Hermes e Freriks, 2000), sendo os eletrodos fixados a pele com filme adesivo dupla face e posteriormente com esparadrapo (Cremer do Brasil®). A demarcação para colocação dos eletrodos no membro superior dominante, nos músculos trapézio superior, bíceps braquial, tríceps braquial, flexor do punho e dedos e extensor do punho e dedos, foi delimitada pelo ponto motor de cada músculo. O eletrodo de referência foi fixado no epicôndilo lateral da ulna. Para normalização dos registros dos sinais, os sujeitos realizaram força máxima de prensão manual sobre o sistema acoplado a célula de carga, por três segundos. Foram realizadas três contrações isométricas máximas do músculo bíceps braquial intercaladas por período de descanso de 2 minutos. A coleta dos sinais foi realizada com o voluntário em pé e andando, executando a atividade de empurrar o veículo de transporte de carga por 17 segundos, a uma velocidade compatível ao seu andar normal em um circuito plano (retilíneo e circular) no sentido horário. 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 em desvio ulnar e antebraços em posição neutra, sendo a carga total do veículo estipulada em 100% da massa corpórea de cada voluntário. Tratamento dos

dados: após a coleta dos dados, os sinais foram processados em rotinas específicas para análise da raiz quadrada da média no software Matlab® 6.5. Análise estatística: A análise estatística constou dos testes Shapiro-Wilk e Wilcoxon, tendo sido adotado como significativo $p < 0,05$.

4. Resultados

O RMS (root mean square) do sinal mioelétrico do bíceps braquial apresentou 25% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) durante a fase de aceleração e 12% da CIVM na curva e desaceleração. O tríceps braquial apresentou maior RMS durante a curva e valores constantes nas fases de aceleração e desaceleração. Os músculos flexores e extensores do punho e dedos obtiveram o comportamento semelhante, 20% da CIVM na aceleração e desaceleração e 40% CIVM na curva. O membro dominante apresentou médias de preensão de 3 Kgf na aceleração, 2.8 Kgf na curva e 2 Kgf na desaceleração do veículo. Mircea, Shrawan e Yogesh (2004) afirmam que os desvios da postura de punho promovem diminuição da força das mãos. Conforme descrito por Gorry (2001) a força gerada na preensão palmar é maior quando o punho está em posição neutra ou em pequena extensão, e é reduzida quando o punho está flexionado ou lateralizado. 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 (Padula, 2006). Entretanto, a força de preensão não variou significativamente ($24,3 \pm 4.69$ e $23,5 \pm 4.25$ Kgf) entre as posições do punho e antebraço. A EMG dos músculos extensores foi maior ($p < 0,05$) que a dos flexores quando comparada no mesmo posicionamento. Vários estudos biomecânicos têm demonstrado uma relação proporcional entre força de preensão e a força dos músculos extensores para preservar o tipo de preensão e o equilíbrio do torque da articulação do punho (Hagg e Milerad, 1987). Contudo, para as diferentes posições articulares, quando comparados entre si (FlexoresxFlexores) apresentaram médias de RMS de 84.5 uV e 77.5 uV e (ExtensoresxExtensores) de 161.8 uV e 176.2 uV, não diferindo significativamente.

5. Considerações Finais

A atividade mioelétrica dos diferentes músculos avaliados variam nos diferentes circuitos e fases do deslocamento do veículo. A variação das posições articulares do punho e antebraço não influencia a força de preensão manual máxima, tão pouco a EMG dos músculos flexores e extensores dos punhos e dedos.

Referências Bibliográficas

BRIDGER, R.S. **Introduction to Ergonomics**. 2ªed. London: Taylor & Francis, 2003, 548p.

BASMAJIAN, J.V.; De LUCA, C.J.; Muscle alive: their function revealed by electromyography. 5th ed. **Williams & Wilkins**; Baltimore, 1985, 516p.

CIRIELLO, V.M.; et al. Distributions of manual materials handling task parameters. **International Journal of Industrial Ergonomics**; v. 23, n. 4, p. 379-9, 1999.

COUTO, H.A. **Ergonomia aplicada ao trabalho em 18 lições**. Ed. Ergo, Belo Horizonte, 2002, 201 p.

De FATTA, D.J.; LUCAS, J.G.; HODGKISS, S.W. Digital signal processing: A System Design Approach. **New York, John Wiley & Sons**; v.16 , n.2, p. 210-216,1988.

HAGG, G.M.; MILERAD, E. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work - an electromyographic study. **Clinical Biomechanics**, v.12, n.11, p.39-43, 1997.

HERMES, H.J.; FRERIK, B. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J. Eletromyogr Kinesiol**, v.10, n.5, p.361-74, 2000.

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

KHALED, W.; et al. Factors affecting minimum push and pull forces of manual carts. **Applied Ergonomics**, v.26, n.3, p.235-45, 1999.

Mc GORRY, R.W. A system for the measurement of grip forces and applied moments during hand tool use. **Applied Ergonomics**, v.32, p.271-8, 2001.

MIRCEA, F.; SHRAWAN, K.; YOGESH, N. Measurement of angular wrist neutral zone and forearm muscle activity. **Clinical Biomechanics**, v.2, n.5, p. 671-677, 2004.

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

STRACKER, L.M. An overview of manual handling injury statistics in western. Australia. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v.37, n.5, p.357-8, 1999.