Sistema de monitoração da força de preensão visando a reabilitação dos membros superiores de tetraplégicos

Maria Claudia F. Castro: Alberto Cliquet Jr.

Departamento de Engenharia Biomédica - FEEC / UNICAMP Caixa Postal 6040 - CEP 13081-970 - Campinas - SP E-mail: mclaudia@deb.fee.unicamp.br

Resumo - O presente trabalho propõe um sistema para a monitoração da força de preensão durante a manipulação de objetos, parâmetro este de grande importância para o controle artificial dos movimentos da mão de tetraplégicos. O transdutor, propriamente dito, corresponde a uma luva de lycra dotada de sensores de força localizados em pontos estratégicos, constituindo uma alternativa prática e de baixo custo, que viabiliza o seu uso cotidiano. O sistema foi aplicado em 30 sujeitos normais, visando a avaliação do dispositivo como fornecedor do feedback de força bem como a caracterização da função normal, apresentando-se como uma alternativa promissora para aplicações clínicas.

Abstract - This work suggests a system for grasp force evaluation during object manipulation. This parameter is very important for grasp control of the paralysed hand under artificial electrical stimulation. The transducer is composed by a lycra glove with force sensors attached to strategic positions. It is a low cost, easy to use, as well as a cosmetically acceptable system, thus being appropriate for practical daily use. The system was applied to 30 normal subjects aiming at verifying its viability, as well as at acquiring knowledge of normal hand function, presenting a promising alternative to clinical applications.

Introdução

A eficácia da aplicação clínica de sistemas baseados na utilização de estimulação elétrica neuromuscular visando a restauração e o controle artificial dos movimentos dos membros superiores tem sido limitada em função da inexistência de sensores adequados para a monitoração dos parâmetros relevantes do movimento (Crago. Nakai e Chizeck Lemay et. al. 2).

Para a reabilitação de membros superiores, no que diz respeito à preensão, um dos parâmetros essenciais corresponde à força exercida sobre os objetos. Uma força excessiva pode danificar o objeto, enquanto uma força insuficiente pode causar desde eventuais escorregamentos até a queda do mesmo.

Metodologia

O sistema desenvolvido compõe-se de uma luva comercial de lycra com sensores de força posicionados na região correspondente à falange distal do polegar, indicador e dedo médio (Figura 1). A luva corresponde a uma alternativa barata, que se adere perfeitamente ao contorno da mão sem oferecer resistência ao movimento dos dedos. O sensor utilizado nesta implementação foi o "Force Sensing Resistor" (FSR), um dispositivo que apresenta um decrescimo de sua resistência em função da força aplicada sobre sua área ativa. Como características atrativas para a escolha deste sensor pode-se citar: as suas dimensões reduzidas, baixo custo, faixa de atuação, resolução e sensibilidade a ruido e vibração.

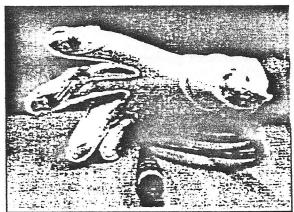


Figura 1 - Superficie palmar da luva.

O procedimento de calibração, para a obtenção das curvas características, baseou-se na submissão dos sensores utilizados a testes estáticos, com a força aplicada variando de 0 a 15N.

O sistema sensor é parte integrante de um circuito de amplificação e filtragem, cujo sinal de saída é digitalizado por um conversor A'D e pode ser visualizado graficamente através de um software em linguagem C.

Resultados

O sistema foi aplicado a uma amostra de 30 sujeitos normais visando avaliar o comportamento dinâmico do transdutor, numa atividade de preensão, bem como caracterizar a função normal da mão. Os sujeitos deveriam pegar um copo, conduzi-lo até a altura da boca e recolocá-lo na posição inicial. Essa sequência foi repetida e o peso do copo aumentado de

Os dados obtidos indicaram que o sistema de monitoração proposto mostrou-se satisfatório em 73.33% da amostra avaliada.

Com relação as forças exercidas, foi verificada, através de uma ANOVA (p < 0.01%), uma dependência da mesma com relação ao peso do objeto. Esta relação pode ser expressa segundo um modelo linear com nível de significância α =5%. De maneira analoga, foi verificada uma dependência da força com relação ao sujeito que a exercia. Esta dependência pode ser visualizada na Tabela I em função da variabilidade encontrada com relação às médias obtidas pelos diferentes sujeitos da amostra avaliada.

Tabela 1 - Variabilidade da força exercida pelos diferentes sujeitos da amostra.

| Peso (N) | Forças (N) (média <u>+</u> desvio padrão) | | |
|----------|---|-----------|-----------|
| | dedo. médio | indicador | polegar |
| 2 | 1.33 <u>+</u> 0.41 | 1.22_0.80 | 3.16-1.26 |
| 4 | 1.54 <u>+</u> 0.57 | 1,73-0.95 | 4.20-1.23 |
| 6 | 1.74 <u>+</u> 0.75 | 2.18+1.28 | 4,98-1.31 |
| 8 | 1.80_0.71 | 2.67+1.46 | 5.54-1.48 |
| 10 | 1.92-0,73 | 3.05÷1.56 | 5.73-1.99 |

Foram então analisados, segundo o mesmo procedimento, três fatores que poderiam ser responsáveis pela dependência da força ao sujeito: sexo, tamanho da mão e idade. Dentre estes, o fator idade mostrou uma influência significativa nas forças dos três dedos, o tamanho da mão mostrou influenciar apenas as forças exercidas pelo dedo médio, e o fator sexo não produz efeito significativo nas forças exercidas.

Apesar da variabilidade das forças exercidas, a distribuição das mesmas ao longo do tempo (Figura 2), seguiu alguns padrões básicos. Com relação à contribuição individual dos dedos distingue-se dois modos de preensão. No primeiro deles, a força é exercida pelo polegar e indicador, enquanto o dedo médio atua como um auxiliar (Figura 2). No segundo modo, verifica-se uma inversão de funções entre o indicador e o dedo médio. Com relação à variação das forças durante a manipulação, observou-se dois outros padrões, pelos quais a força pode manter-se constante ou sofrer um aumento brusco nos instantes da preensão e/ou liberação do objeto (Figura 2).

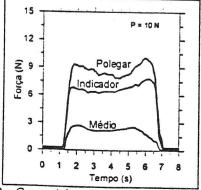


Figura 2 - Curva típica obtida para a preensão de um objeto de peso 10N.

Discussão e Conclusões

A dependência das forças exercidas com relação à variação do peso do objeto está de acordo com o verificado por Johansson et. al.³.

As forças exercidas mostraram ainda, uma dependência com relação à idade do sujeito o que explicaria a grande variabilidade de forças exercidas entre diferentes sujeitos. Quanto ao tamanho da mão, este fator mostrou influenciar apenas as forças exercidas pelo dedo médio que na análise qualitativa mostrou assumir uma posição predominantemente auxiliar, relacionada à manutenção da estabilidade do movimento.

Por outro lado, as forças mostraram-se independentes do fator sexo, não apresentando distinção significativa entre homens e mulheres. Isto está de acordo com o objetivo de avaliar as forças mais comumente utilizadas numa atividade cotidiana e não as potencialidades máximas.

Quanto à conformação predominante das curvas obtidas, pode-se dizer que, uma força maior é necessária para vencer a inércia do objeto, que se encontra inicialmente parado. Contudo, para se ter uma liberação suave do mesmo, também se faz necessário interromper a inércia do movimento, o que explicaria o segundo pico verificado.

Diante dos resultados verificados, o desempenho do sistema proposto mostrou-se viável para o fornecimento do "feedback" de força para sistemas de controle da preensão, considerando-se que um sistema como esse, que visa aplicação clínica, deve ser desenvolvido para um usuário específico com características próprias e singulares, principalmente no que se refere à localização dos sensores.

Referências Bibliográficas

¹ CRAGO, P. E.; NAKAI, P. H.; CHIZECK, H. J. Feedback Regulation of Hand Grasp Opening and Contact Force During Stimulation of Paralyzed Muscle. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 38(1), p. 17-28, 1991.

² LEMAY, M. A.; CRAGO, P. E.; KATORGI, M.; CHAPMAN, G. J. Automated Tunig of a Closed-Loop Hand Grasp Neuroprosthesis. *IEEE Trans. Biom. Eng.*, v. 40(7), p. 675-685, 1993.

³JOHANSSON, R. C.; RISO, R.; HÁGER, C.; BÁCKSTRÓM, L. Somatosensory Control of Precision Grip During Unpredictable Pulling Load - I. Changes in load force amplitude. *Exp. Brain Res.*, v. 89, p. 181-191, 1992.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq pelo financiamento do projeto.