

UMA LUVA INSTRUMENTALIZADA PARA TETRAPLÉGICOS

M. C. F. Castro¹ e A. Cliquet Jr.²

RESUMO -- Programas de reabilitação que se utilizam da técnica de estimulação elétrica neuromuscular para restaurar os movimentos de membros superiores, dependem do bom desempenho do controle em malha fechada, o qual vem sendo limitado por questões técnicas relacionadas ao desenvolvimento de sensores de uso cotidiano. O sistema aqui proposto é composto por uma luva comercial de lycra com FSRs (Force sensing resistor) fixados nas regiões correspondentes às falanges distais do polegar, indicador e médio. Após amplificação e filtragem o sinal é digitalizado e visualizado graficamente através de um software em linguagem C. Para a calibração, os sensores foram submetidos a testes estáticos onde a força variou no intervalo de 0 a 15 N. Os coeficientes das equações (polinômios de sétima ordem) das curvas características dos mesmos foram inseridos no software possibilitando a conversão e a leitura direta da força correspondente, durante a manipulação de objetos. O dispositivo foi aplicado em trinta sujeitos normais que deveriam pegar e manipular objetos cilíndricos de pesos variados. Os resultados mostraram que a luva pode ser uma promissora alternativa como fornecedora do sinal de realimentação de força para sistemas de controle da preensão de tetraplégicos.

Palavras-chave: Sensores de Força, Membros Superiores, Tetraplégicos, Reabilitação.

INTRODUÇÃO

Lesões na medula ao nível cervical causam perda das funções sensorial e motora. Diante disso, os programas de reabilitação agem no sentido de proporcionar a restauração do controle funcional visando recuperar parte da independência do sujeito.

Nos últimos trinta anos muito se tem feito nesse sentido, a partir da aplicação de sistemas de estimulação elétrica neuromuscular. A adoção desta técnica controlada de ativação neural não espera o retorno da função neurológica, mas sim, fornecer um meio de ativação da função muscular perdida, para a execução de movimentos. A maior aplicação desses sistemas vêm sendo a restauração da função de preensão da mão em pacientes tetraplégicos aos níveis C5 e C6, que possuem a habilidade de posicionar a mão no espaço, mas sem o controle voluntário para pegar e liberar objetos. Atualmente os esforços estão direcionados para o desenvolvimento de sistemas de malha fechada, que permitam a regulação automática dos movimentos (Peckham, 1987; Peckham, Keith e Freehafer, 1988; Buckett et al., 1988; Kilgore et al., 1989; Crago, Nakai e Chizeck, 1991; Lemay et al., 1993).

¹ Engenheiro Elétrico, M.Sc., DEB / FEE / UNICAMP - Caixa Postal 6040, CEP 13081-970 - Campinas, SP. E-mail: mclaudia@deb.fee.unicamp.br

² Prof. Livre -Docente, E.E., M.Sc., Ph.D. - DEB / FEE / UNICAMP.

Uma implementação clínica entretanto, depende da disponibilidade de sensores apropriados, que forneçam o sinal de realimentação dos parâmetros relevantes do movimento. Como características desejáveis espera-se que os sensores sejam de fácil uso e colocação, estético e cosmeticamente aceitáveis, possibilitando seu uso sob roupas e que não dificultem os movimentos. Devem portanto, ser leves, de pequeno tamanho e montados de maneira a não limitarem a variação de movimentos ou graus de liberdade do membro. Além disso, devem operar em ambientes normais sujeitos a variações de temperatura, umidade, iluminação e níveis de ruído (Crago et al., 1986).

Para a regulação automática das propriedades dos movimentos de preensão, dois parâmetros físicos são de importância primordial: o tamanho da abertura da garra e as forças exercidas no objeto. Antes do contato, nenhuma força é exercida, sendo o sinal de realimentação de posição a variável capaz de fornecer informações sobre o movimento. Depois do contato, o sinal de realimentação de força é mais importante, e a posição pode ou não ser uma informação relevante, dependendo da complacência do objeto (Crago, Mortimer e Peckham, 1980; Wilhere, Crago e Chizeck, 1985; Chizeck, Crago e Kofman, 1988; Crago et al., 1991; Lemay et al., 1993).

Diante do exposto, pretende-se com este trabalho propor uma alternativa para os sensores de força através do desenvolvimento de uma luva instrumentalizada, que possibilite o estudo da variação da força de preensão e manipulação de objetos em sujeitos normais. Este estudo contribuirá com um melhor conhecimento da função normal, além de avaliar a viabilidade do uso da luva em pacientes lesados medulares como fornecedora do sinal de realimentação de força para os sistemas de controle da estimulação elétrica neuromuscular.

MATERIAIS E MÉTODOS

O sensor utilizado na implementação da luva foi o FSR (force sensing resistor) comercializado pela Interlink Electronics, um dispositivo cuja resistência varia em função da força exercida em sua área ativa. Os maiores atrativos para a sua escolha foram as suas dimensões reduzidas (área ativa com 5 mm de diâmetro e espessura de 0,25 mm), baixo custo e características técnicas como faixa de atuação, resolução, sensibilidade a ruído e vibração, tempo de vida e faixa de temperatura de trabalho, entre outras.

Algumas medidas foram adotadas a fim de se obter um melhor desempenho do sistema. Pela espessura e grande flexibilidade do sensor, a complacência da região do dedo à qual o sensor estará posicionado exerceu uma influência negativa no comportamento do mesmo. De maneira a minimizar esta interferência, foi colocada sob a base de cada sensor utilizado (superfície inferior) uma lâmina circular de latão com diâmetro de 5 mm e espessura menor que 1 mm, tornando assim a região correspondente a área ativa um pouco mais rígida.

Outra lâmina de mesmo material e espessura, porém com diâmetro de 3 mm foi fixada sobre a região correspondente a área ativa de cada sensor (superfície superior). Isto se fez necessário para direcionar a força aplicada para a área ativa, uma vez que os atuadores de força (objetos) apresentam uma área de contato superior às dimensões do sensor.

Como medida de proteção o sensor foi coberto com uma camada de material plástico adesivo. As duas lâminas foram então coladas sobre essa camada evitando-se assim uma possível reação

química entre a cola e o sensor, o que poderia danificá-lo. Esta camada plástica auxilia também na fixação do dispositivo.

O trabalho de Lee e Rim (1991) estabelece que a contribuição individual dos dedos na força total de preensão cilíndrica é mais significativa para o indicador e médio, correspondendo respectivamente a 32,5 e 29,5% e que a falange distal exerce a maior força, sendo responsável por 50% da força total exercida pelo dedo. Estes valores estão de acordo com aqueles anteriormente obtidos por Amis (1987). Essas informações contribuíram para a determinação do número e do posicionamento dos sensores de forma a obter-se uma melhor descrição da força exercida durante a preensão.

Visando atender os requisitos estéticos, a opção adotada correspondeu a chamada luva instrumentalizada. Uma luva comercial de lycra constituiu uma alternativa barata, fácil de ser encontrada, que se adere perfeitamente ao contorno da mão desde que obedecidas as variações de tamanho. De pequena espessura e extremamente flexível não oferece resistência alguma aos movimentos dos dedos.

Diante desses conceitos foram utilizados três FSRs, que após a calibração foram costurados na luva, nas regiões correspondentes a falange distal do polegar, indicador e médio, conforme a Figura 1. Esse dispositivo é parte integrante de um circuito de amplificação e filtragem, cujo sinal de saída é digitalizado por um conversor A/D (frequência de aquisição 40 Hz por canal) e visualizado graficamente através de um software em linguagem C em um microcomputador IBM 386. Na Figura 2, apresenta-se o diagrama de blocos geral do sistema.

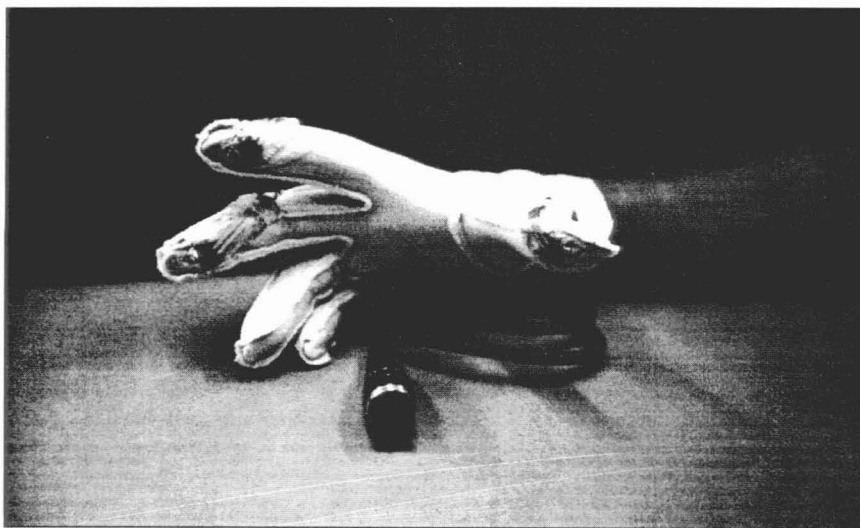


Figura 1 - Superfície palmar intermediária da luva instrumentalizada.

Para a devida calibração dos FSRs, os mesmos foram submetidos a testes estáticos, variando-se a força aplicada no intervalo de 0 a 15 N. Como resultado desses testes obtiveram-se as equações (polinômios de sétimo grau) das curvas características (Figura 3) correspondentes a cada sensor, as quais foram inseridas no software para a conversão automática dos valores de tensão adquiridos nas forças correspondentes, possibilitando assim, a visualização da variação da força durante o movimento.

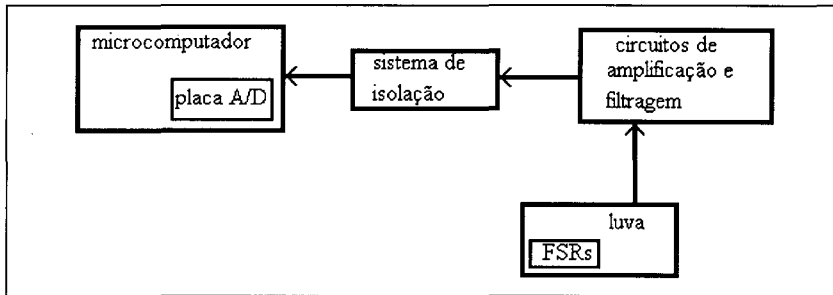


Figura 2. Diagrama de blocos do sistema de aquisição utilizado para avaliação da força de preensão.

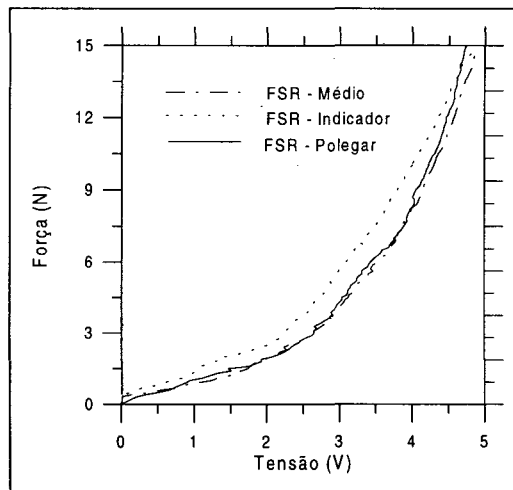


Figura 3. Curvas características dos sensores - variação da tensão de saída dos sensores em função da força aplicada.

RESULTADOS

O sistema foi aplicado a uma amostra de 30 sujeitos normais, dentre eles 15 mulheres e 15 homens, com o intuito de se conhecer o comportamento dinâmico do mesmo, numa atividade de preensão.

Segundo instruções dadas pelos pesquisadores aos 30 sujeitos, estes deveriam pegar um copo, conduzi-lo até a altura da boca, mediante flexão do cotovelo e em seguida recoloca-lo, de forma suave, na posição inicial. Essa seqüência foi repetida sucessivas vezes e a cada 5 execuções o peso do copo foi aumentado na faixa de 2 a 10 N, com incrementos de 2 N, através da introdução de pesos padronizados.

As Figuras 4 - 8 ilustram curvas típicas obtidas nos testes, evidenciando a variação média (das 5 execuções) da força aplicada pelos dedos durante o movimento de preensão.

Processando-se uma análise visual dos resultados obtidos pelos 30 sujeitos, pode-se dizer que o sistema de monitoração sensorial mostrou-se satisfatório em 73,33% dos casos, correspondendo a 22 sujeitos. Por tratar-se de curvas atípicas decorrentes da má adequação do posicionamento dos sensores, e da movimentação dos mesmos em função do tamanho da luva ou pelo atrito existente entre o objeto e a superfície de contato, os resultados obtidos pelos outros 8 sujeitos foram desprezados nos processos de análise subsequentes.

Uma análise quantitativa dos dados obtidos permitiu verificar que a força exercida aumenta em função do peso do objeto manipulado. Para 80% da amostra avaliada, observou-se um comportamento linear entre as variáveis, fato este confirmado através do teste t de Student para o coeficiente de correlação com nível de significância $\alpha = 0,10$. Além disso, observou-se também, para 72,7% dos casos, que a força exercida pelo polegar supera a soma das forças exercidas pelos outros dois dedos (indicador e médio).

Contudo, a distribuição das forças exercidas variou de sujeito para sujeito. Apesar disso, pode-se detectar alguns padrões básicos. Baseando-se na contribuição dos dedos verifica-se dois modos de preensão, pelos quais a força é primordialmente exercida pelo polegar e um dos dedos (indicador ou médio), enquanto o outro atua como auxiliar. Assim a força de preensão pode ser exercida pelo polegar e indicador, enquanto o dedo médio atua como um auxiliar (Figuras 5 - 8), o que corresponde a 68,18% da amostra avaliada; ou a partir de uma inversão de funções, pela qual o dedo médio passa a exercer a força conjuntamente com o polegar, enquanto o indicador auxilia a preensão (Figura 4). Além disso, constata-se que para 86,36% a força exercida pelo dedo auxiliar se mantém praticamente constante com o aumento do peso do objeto, em alguns casos apresentando uma pequena variação.

A análise visual das curvas também permite verificar a existência de outros dois modos de preensão baseando-se agora na variação da força durante a manipulação. Observou-se que 50% dos sujeitos mantêm a força praticamente constante (Figura 4), enquanto os 50% restantes podem apresentar um pico de força correspondente ao instante no qual o objeto foi pego (Figuras 5 e 7), um outro no instante de recolocar o objeto na mesa (Figuras 6 e 7), ou podem ainda apresentar um decréscimo suave na força exercida ao longo do tempo (Figura 8).

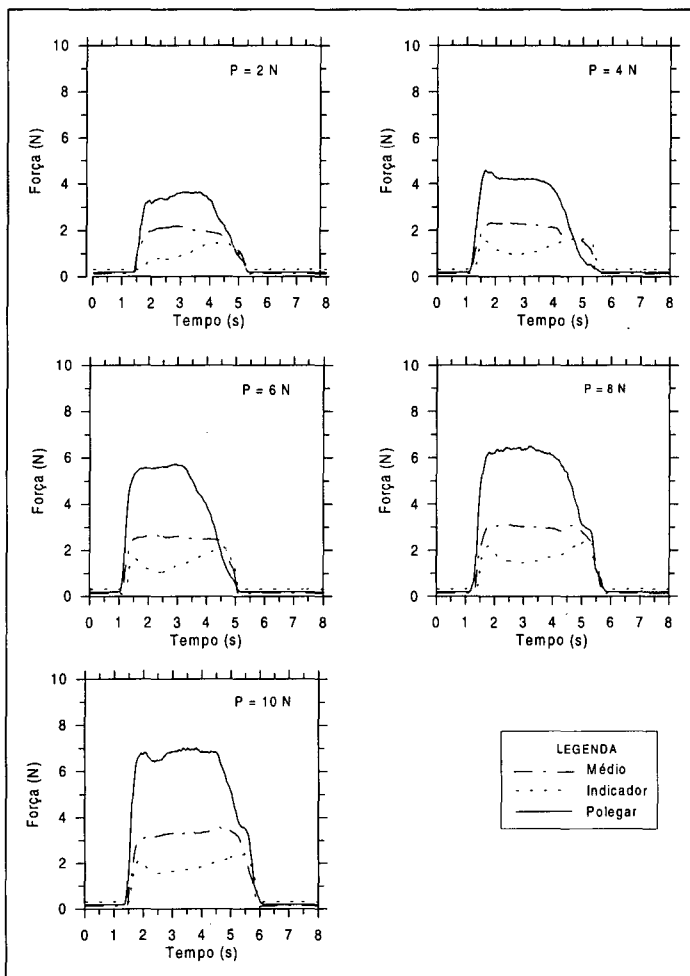


Figura 4. Curvas típicas obtidas nos testes - variação da força aplicada pelos dedos durante a prensão de objetos cilíndricos de pesos entre 2 e 10 N.

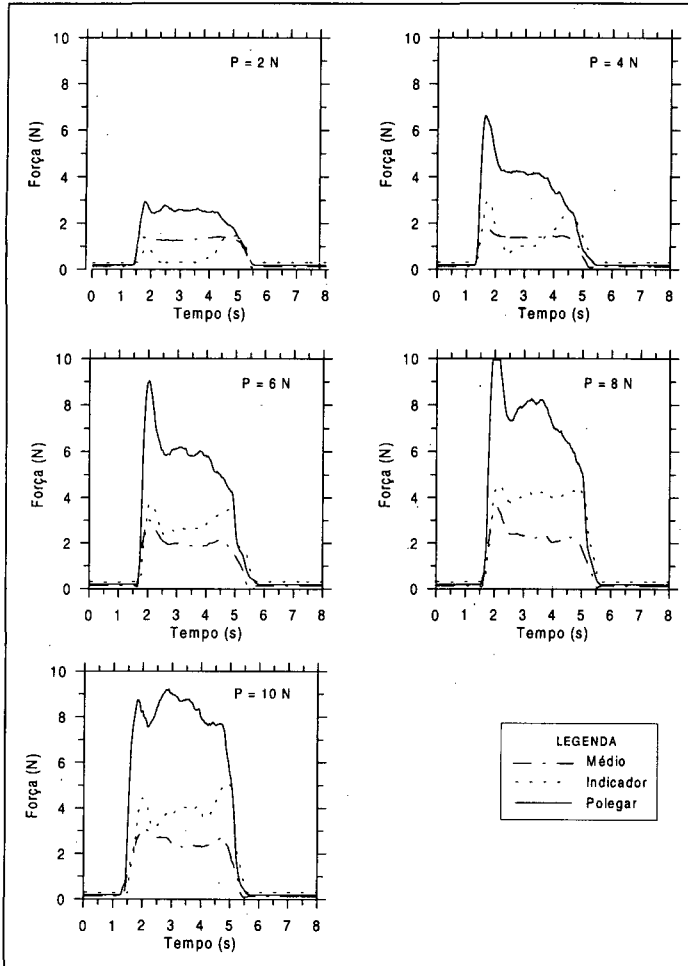


Figura 5. Curvas típicas obtidas nos testes - variação da força aplicada pelos dedos durante a prensão de objetos cilíndricos de pesos entre 2 e 10 N.

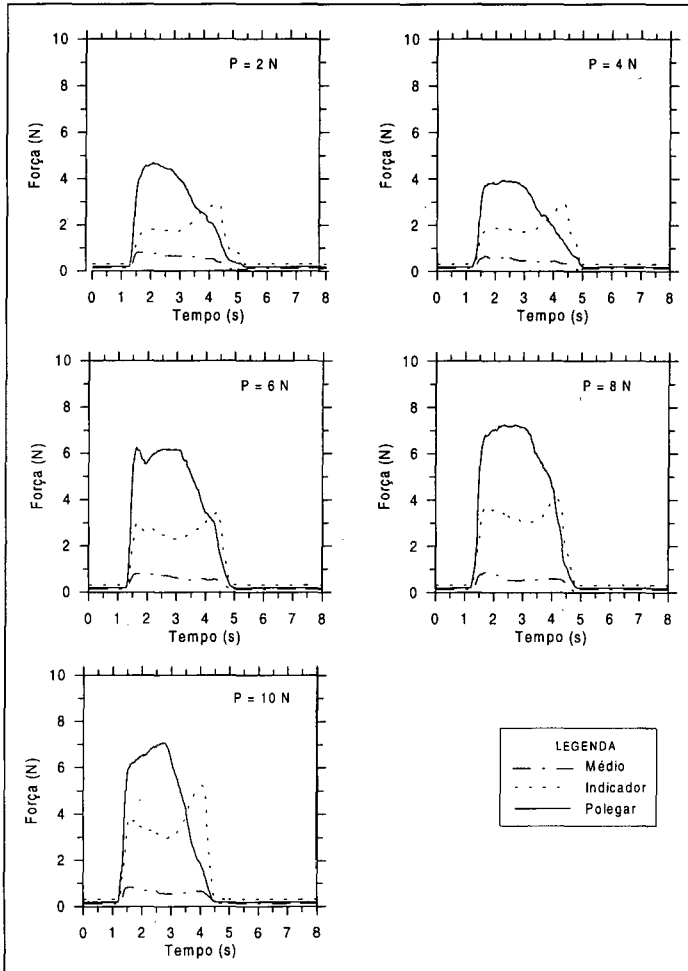


Figura 6. Curvas típicas obtidas nos testes - variação da força exercida pelos dedos durante a apreensão de objetos cilíndricos de pesos entre 2 e 10 N.

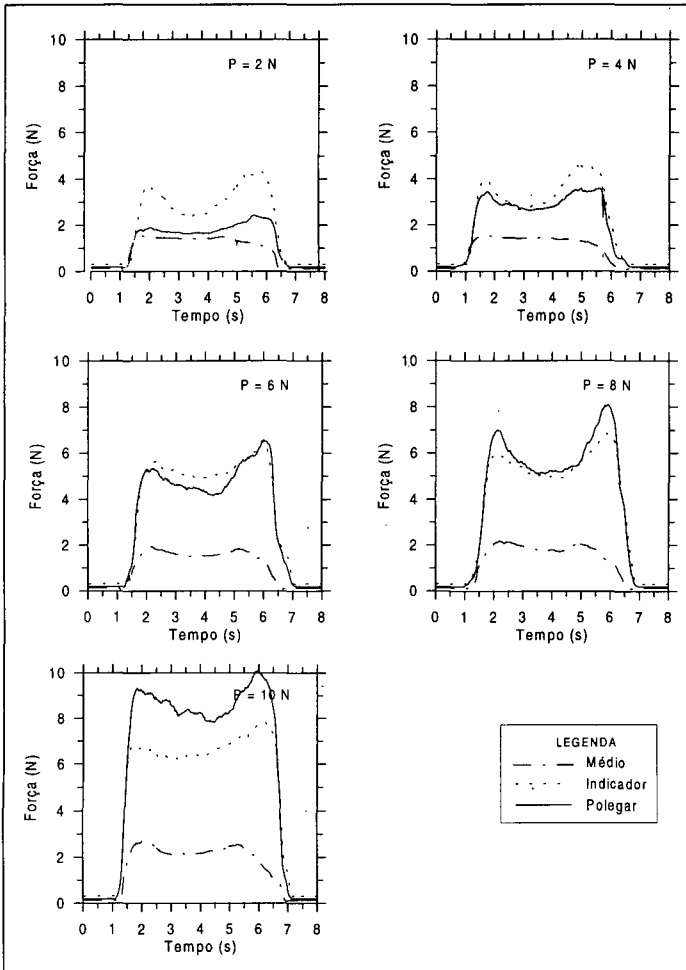


Figura 7. Curvas típicas obtidas nos testes - variação da força exercida pelos dedos durante a prensão de objetos cilíndricos de pesos entre 2 e 10 N.

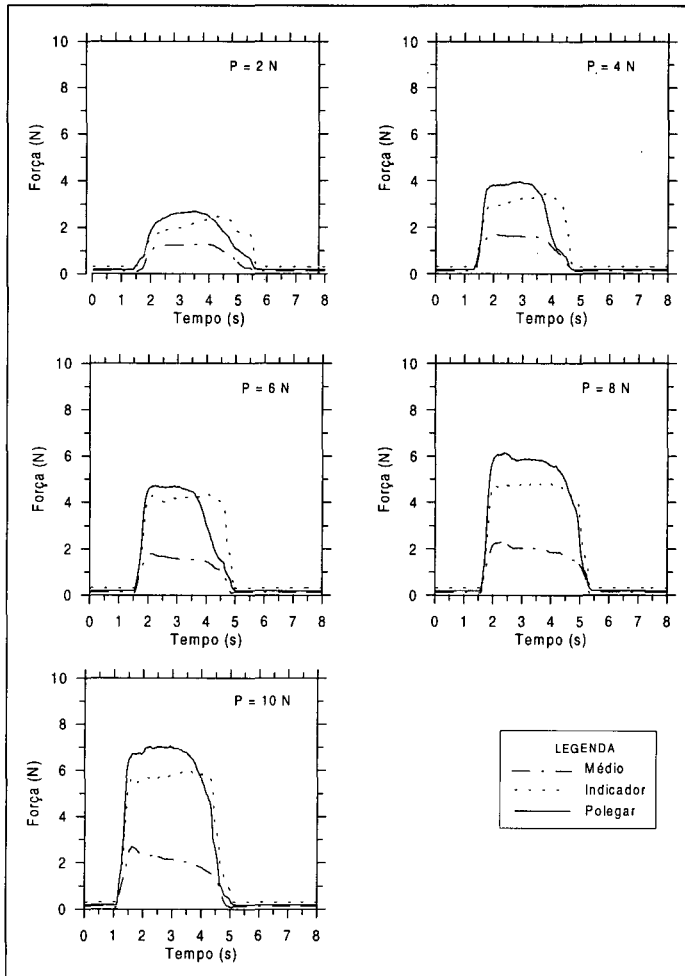


Figura 8. Curvas típicas obtidas nos testes - variação da força exercida pelos dedos durante a apreensão de objetos cilíndricos de pesos entre 2 e 10 N.

Com o intuito de se verificar a interferência do fator sexo na força exercida, foram elaborados os diagramas das Figuras 9 e 10. Para ambos os casos foram consideradas as forças exercidas no instante de máxima flexão do cotovelo, para a manipulação de um objeto com peso de 8 N. Os valores de força foram organizados em ordem crescente, não havendo nenhuma correspondência entre os números plotados no eixo das ordenadas e o código de cada um dos sujeitos.

O diagrama da Figura 9 mostra uma ligeira concentração de sujeitos do sexo feminino no centro do intervalo de força considerado, enquanto os sujeitos do sexo masculino concentram-se

mais nas extremidades, quer seja inferior ou superior. De qualquer forma pela distribuição apresentada, não constatou-se uma diferença significativa entre as forças exercidas por sujeitos de diferentes sexos.

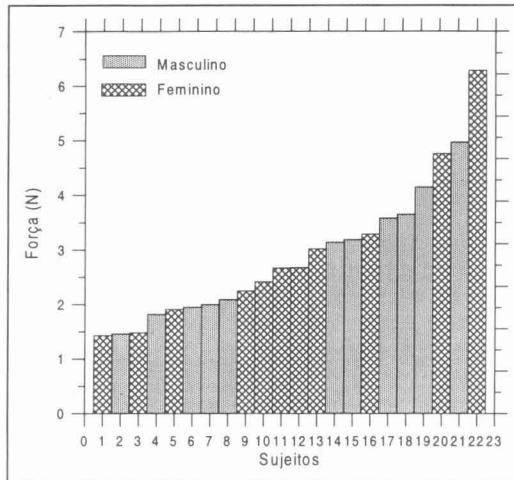


Figura 9 - Relação existente entre as forças exercidas por um dos dedos (indicador ou médio) para ambos os sexos, conforme modo de preensão apresentado.

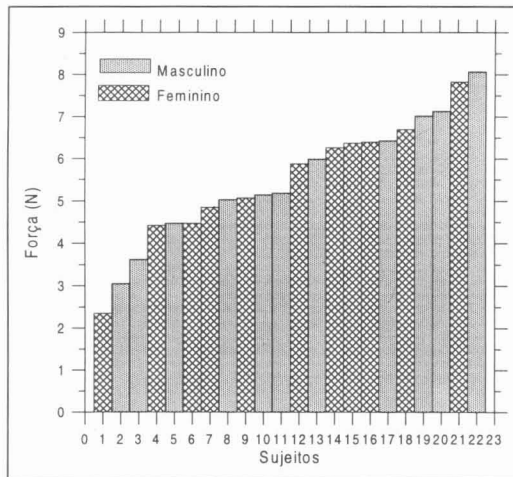


Figura 10 - Relação existente entre as forças exercidas pelo polegar para ambos os sexos.

Com relação a força exercida pelo polegar (Figura 10) nota-se uma distribuição um pouco mais homogênea do que a anterior, reforçando assim a independência da força exercida com relação ao sexo dos sujeitos.

DISCUSSÃO

Pela análise dos resultados verificou-se que o sistema apresenta repetibilidade. Mostrou-se também, não ser muito sensível a pequenas trepidações, normais no movimento de preensão, mas por outro lado mostrou uma rápida resposta a variações expressivas da força exercida. Além disso, a frequência de aquisição utilizada possibilitou uma boa resolução gráfica e assim, a reprodução, visualização e análise do movimento.

Quanto ao desempenho do sistema de monitoração da força, algumas considerações devem ser estabelecidas. Tendo-se por princípio que cada indivíduo é único e singular, a luva instrumentalizada, desenvolvida segundo um único padrão estabelecido na literatura, obteve uma alta porcentagem de adequação (73,33%). Um sistema como este, que visa a aplicação clínica deve ser desenvolvido para um usuário específico, considerando-se as características por ele apresentadas. Este procedimento torna-se necessário principalmente no que se refere ao posicionamento dos sensores, bem como ao tamanho da luva, possibilitando um ajuste perfeito entre o dispositivo e o usuário.

Amis (1987), seguido por Lee e Rim (1991), estabeleceram a porcentagem de contribuição individual dos dedos na força total de preensão cilíndrica, pela qual o dedo indicador supera o dedo médio. Contudo, os estudos objetivaram a obtenção da força máxima de preensão isométrica diferentemente do procedimento aqui utilizado; que baseou-se na manipulação do objeto requerendo portanto, uma participação isotônica da musculatura. Além disso, segundo a instrução dada aos voluntários, o objeto deveria ser pego com uma força suficiente para levantá-lo, não atingindo assim a máxima potência. Mesmo assim, pelos resultados obtidos, segundo este procedimento, verificou-se uma predominância (68,18%) na utilização do indicador, restando ao dedo médio uma posição auxiliar.

Constatou-se também, para a grande maioria dos casos (86,36%), que a força exercida pelo dedo auxiliar manteve-se praticamente constante com o aumento do peso do objeto, o que é condizente com a função desempenhada. O dedo auxiliar parece contribuir de forma mais significativa com a estabilidade da preensão do que com a força propriamente exercida.

Quanto a conformação da curva, obteve-se dois modos de preensão, estatisticamente equivalentes. No primeiro deles a força exercida permaneceu constante durante todo o movimento de preensão, e no segundo verificou-se a existência de picos de força correspondentes aos instantes nos quais o objeto era pego e liberado, ou ainda um decréscimo gradual na força exercida com o passar do tempo. Johansson et. al. (1992) e Westling e Johansson (1984) em seus estudos baseados na preensão de precisão, obtiveram um modelo semelhante ao segundo padrão aqui verificado. Burealbach e Crago (1994), também encontraram uma conformação de curva semelhante, porém com a utilização de preensão cilíndrica para conduzir um copo até a boca.

Parece certo que uma força maior é necessária para vencer a inércia do objeto, que encontra-se inicialmente parado. Contudo, para se ter uma liberação suave do mesmo, também se faz necessário interromper a inércia do movimento resultante da manipulação, o que explicaria o segundo pico verificado em algumas curvas. Durante a manipulação propriamente dita, mecanismos de controle internos ajustariam a força estabelecida a princípio, resultando num decréscimo da mesma.

Por outro lado, tem-se que a luva apresenta um efeito significativo na amplitude das forças exercidas. Riley, Cochran e Schanbacher (1985), através de estudo comparativo verificaram maiores forças associadas a condição com luva, do que àquelas estabelecidas sem a sua utilização. Uma explicação poderia ser a alteração na resposta dos receptores táteis dos dedos, quanto a fricção existente entre as superfícies de contato (dedo e objeto). Por não se utilizar uma cobertura antiderrapante na superfície palmar, pode-se ter introduzido um coeficiente de atrito menor, aumentando assim a possibilidade de deslizamento. Neste caso a força exercida seria superior àquelas normalmente desenvolvidas, para evitar eventuais escorregamentos.

Em adição ao atrito, outro fator que influencia diretamente a força de prensão corresponde ao peso do objeto, como indicado nos trabalhos de Cole e Abbs (1988). Os resultados, aqui obtidos, mostraram uma relação linear entre estas duas variáveis, o que está de acordo com o obtido por Westling e Johansson (1984) e Johansson et. al. (1992), apesar destes terem utilizado modelos de prensão diferentes.

O sexo, pela distribuição de força obtida nos diagramas das Figuras 9 e 10, mostrou não interferir na força de prensão. Esta constatação era esperada uma vez que não objetivou-se a avaliação das potencialidades máximas, e sim as comumente utilizadas numa atividade cotidiana.

No que diz respeito a comparação exercida individualmente entre a força exercida pelo polegar e a dos outros dois dedos, o resultado obtido foi condizente com o esperado. A força exercida pelo polegar apresenta sentido oposto àquelas verificadas nos demais dedos; e mesmo não se tendo monitorado o dedo mínimo e o anular, suas contribuições fizeram-se presentes. Dessa forma a força do polegar realmente deveria superar a obtida pela soma daquelas exercidas pelo indicador e dedo médio.

Por fim, a variabilidade de respostas obtidas pelos diferentes sujeitos, referente ao valor absoluto da força, que num primeiro momento parecia atestar contra o desempenho do sistema desenvolvido, também era previsível em função do princípio da singularidade dos indivíduos. Cada sistema biológico é único, e como tal deve receber tratamento específico.

CONCLUSÕES

A monitoração da força é imprescindível na performance dos movimentos, uma vez que o sistema de estimulação elétrica neuromuscular pretende, até certo ponto, substituir as funções perdidas com a lesão. Um sistema de controle por feedback usando uma combinação de força e posição dos dedos, como informações representativas do movimento, pode regular a prensão sob uma vasta gama de condições. Diminuiria a sensibilidade às variações dos parâmetros da estimulação e outros distúrbios internos, bem como às variações na carga e outros distúrbios

externos. Além disso, a taxa de ocorrência de fadiga pode ser reduzida pela utilização de técnicas de modulação da força que minimizem a frequência de estimulação.

É de grande interesse que o sistema seja o mais econômico possível, e por isso a busca de uma relação ótima entre estimulação, movimento e força de preensão. A utilização da luva instrumentalizada possibilitaria o conhecimento da força mínima necessária a manipulação de diferentes objetos, bem como da amplitude de estimulação que resultasse na força dada.

A aplicação do mesmo, em pacientes lesados medulares, visando um melhor conhecimento da performance do movimento resultante de estimulação elétrica neuromuscular, viabilizaria a sua utilização de forma mais rotineira.

Contudo, percebeu-se que a preensão é uma característica individual, apesar de se ter detectado alguns padrões básicos. Isto sugere que a luva deva ser desenvolvida considerando-se as características próprias e singulares do seu usuário, principalmente no que se refere ao posicionamento dos sensores.

Acredita-se que a luva instrumentalizada, representa um novo passo no desenvolvimento de sensores para o uso clínico, mostrando as suas potencialidades nos experimentos realizados com sujeitos normais. Além disso, os estudos realizados, a cerca da variação da força de preensão com relação a vários parâmetros contribuiu na caracterização da função normal da mão, podendo servir como ponto de partida para posteriores aplicações clínicas.

Diante do exposto, pode-se concluir que a luva representa uma promissora alternativa como fornecedora de feedback sensorial para sistemas de controle da preensão, visando melhorar a qualidade de vida de tetraplégicos e contribuir para maximizar os seus potenciais físicos e psicológicos, reintegrando-o na sociedade, principalmente quanto as suas atividades diárias.

REFERÊNCIAS

- AMIS, A.A. (1987), "Variation of Finger Forces in Maximal Isométric Grasp Tests on a Range of Cylinder Diameters", *Journal of Biomedical Engineering*, v. 9, p. 313-320.
- BUCKETT, J. R., PECKHAM, P. H., THROPE, G. B., BRASWELL, S. D. and KEITH, M. W. (1988), "A Flexible, Portable System for Neuromuscular Stimulation in the Paralyzed Upper Extremity", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 35, n. 11, p.897- 904.
- BURELBACH, J.C. & CRAGO, P.E. (1994), "Instrumented Assessment of FNS Hand Control During Specific Manipulation Tasks", *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, v. 2, n. 3, p. 165-176.
- CHIZECK, H. J., CRAGO, P. E. and KOFMAN, L. S. (1988), "Robust Closed Loop Control of Isometric Force Using Pulsewidth Modulation", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 35, n. 7, p. 510-517.

- COLE, K.J. & ABBS, J.H. (1988), "Grip Force Adjustments Evoked by Load Force Perturbation of a Grasped Object", *Journal of Neurophysiology*, v. 60, n. 4, p. 1513-1522.
- CRAGO, P. E., MORTIMER, J. T. and PECKHAM, P. H. (1980), "Closed Loop Control of Force During Electrical Stimulation of Muscle", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 27, n. 6, p. 306-311.
- CRAGO, P. E., CHIZECK, H. J., NEUMAN, M. R. and HAMBRECHT, F. T (1986), "Sensors for Use with Functional Neuromuscular Stimulation", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v.33, n. 2, p. 256-268.
- CRAGO, P. E. , NAKAI, P. H. and CHIZECK, H. J. (1991), "Feedback Regulation of Hand Grasp Opening and Contact Force During Stimulation of Paralyzed Muscle", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 38, n. 1, p. 17-28.
- JOHANSSON, R.S.; RISO, R.; HÄGER, C.; BÄCKSTRÖM, L. (1992), "Somatosensory Control of Precision Grip During unpredictable pulling loads - I. Changes in load force amplitude", *Experimental Brain Research*, v. 89, p.181-191.
- KILGORE, K. L., PECKHAM, P. H., THROPE, G. B., KEITH, M. W. and GALLAHER-STONE, K.A. (1989), "Synthesis of Hand Grasp Using Functional Neuromuscular Stimulation", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 36, n. 7, p. 761-770.
- LEE, J. W. & RIM, K. (1991), "Measurement of Finger Joint Angles and Maximum Finger Forces During Cylinder Grip Activity", *Journal of Biomedical Engineering*, v. 13, n. 2, p. 152-162.
- LEMAY, M. A., CRAGO, P. E., KATORGI, M. and CHAPMAN, G. J. (1993), "Automated Tuning of a Closed-Loop Hand Grasp Neuroprosthesis", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 40, n. 7, p. 675-685.
- PECKHAM, P. H. (1987), "Functional Electrical Stimulation: Current Status and Future Prospects of Applications to the Neuromuscular System in Spinal Cord Injury", *Paraplegia*, v. 25, p. 279-288.
- PECKHAM, P. H., KEITH, M. W. and FREEHAAFER, A. A. (1988), "Restoration of Functional Control by Electrical Stimulation in the Upper Extremity of the Quadriplegic Patient", *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 70A, n. 1, p. 144-148.
- RILEY, M.W.; COCHRAN, D.J.; SCHANBACHER, C.A. (1985), "Force capability differences due to gloves", *Ergonomics*, v. 28, n. 2, p. 441-447.
- WESTLING, G. & JOHANSSON, R.S. (1984), "Factors Influencing the Force Control During Precision Grip", *Experimental Brain Research*, v. 53, p. 277-284.
- WILHERE, G. F., CRAGO, P. E., and CHIZECK, H. J. (1985), "Design and Evaluation of a Digital Closed Loop Controller for Regulation of Muscle Force by Recruitment Modulation", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. 32, n. 9, p. 668-676.

AN INSTRUMENTED GLOVE FOR TETRAPLEGICS**M. C. F. Castro¹ and A. Cliquet Jr.²**

ABSTRACT -- A NMES based rehabilitation programme towards restoring upper limb movements depends on closed loop control performance, which has been limited by sensor development for practical daily use. The system is composed by a lycra commercial glove with FSRs attached to the distal phalanges of the thumb, index and long fingers. After amplification and filtering, the signal is digitalized through an A/D converter and visualized graphically through C language based software. In order to calibrate the system, the sensors were submitted to static tests where force ranged from 0 to 15 N. The coefficients of the equations (polynomial fitting of 7th order) for the characteristic curves were inserted in the software, enabling the read out of forces directly, during object manipulation. The system was applied to thirty normal subjects, that should grasp and manipulate cylindrical objects with variable weight. The system did show efficiency being able to indicate grasp forces during object manipulation. Furthermore it is an easy system to use and cosmetically acceptable, thus being appropriate for practical daily use.

Key-words: Force Sensors, Upper Limb, Tetraplegics, Rehabilitation.

¹ Electrical Engineer, M.Sc. - DEB / FEE / UNICAMP - P.O. Box 6040 - CEP 13081-970, Campinas, SP, Brazil. - E-mail: mclaudia@deb.fee.unicamp.br

² Associate Professor, M.Sc., Ph.D - DEB / FEE / UNICAMP