

## Testes preliminares de um protótipo de órtese funcional para mão\*

## Preliminary test of a functional hand orthosis prototype

Kátia Vanessa Pinto de Meneses<sup>1</sup>, Daniel Neves Rocha<sup>2</sup>, Maurício Ferrari Santos Corrêa<sup>3</sup>, Marcos Pinotti<sup>4</sup>

---

MENESES, K. V. P.; ROCHA, D. N.; CORRÊA, M. F. S.; PINOTTI, M. Testes preliminares de um protótipo de órtese funcional para mão. *Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo*, v. 19, n. 3, p. 193-201, set./dez. 2008.

**RESUMO:** A prescrição, projeto, fabricação, verificação e treino de órteses fazem parte das intervenções utilizadas pelo terapeuta ocupacional com indivíduos apresentando disfunções físicas, com objetivo de recuperar a função e melhorar o desempenho ocupacional. Porém, o uso de órteses em pacientes com déficits crônicos em mão e punho, como ocorre nas lesões do plexo braquial, lesões medulares, doenças neurológicas e degenerativas, se apresenta como um grande desafio. Este trabalho teve o objetivo de descrever o protótipo de um novo modelo de órtese funcional para mão, conhecida como Luva Funcional, e os resultados dos testes preliminares. Foi realizado um estudo exploratório, dividido em três fases. Na primeira fase foi verificado o funcionamento da parte biomecânica da órtese; na segunda fase, o funcionamento do circuito de interpretação do sinal mioelétrico; e, na terceira fase, o funcionamento de todo o sistema que compreende a órtese. Os resultados se mostraram satisfatórios, demonstrando o adequado funcionamento da Luva Funcional, bem como sua capacidade de segurar objetos através do comando realizado por meio de sinais mioelétricos. Conclui-se que a Luva Funcional tem o potencial de auxiliar indivíduos com paralisias em mão e punho, melhorando seu desempenho ocupacional.

**DESCRITORES:** Reabilitação. Engenharia biomédica. Terapia ocupacional. Aparelhos ortopédicos/ utilização. Mão.

---

---

\*Este trabalho é parte da dissertação de mestrado: Desenvolvimento de um protótipo de órtese funcional para mão (MENESES, 2005). Partes deste trabalho foram apresentadas no IX Congresso Brasileiro de Terapia Ocupacional (Recife, 2005) e no 18º International Congress Of Mechanical Engineering (Ouro Preto, 2005).

<sup>1</sup>. Terapeuta Ocupacional, mestre e doutora em Bioengenharia pela UFMG.

<sup>2</sup>. Engenheiro, mestre em Engenharia Mecânica pela UFMG, doutorando em Engenharia Mecânica pela UFMG.

<sup>3</sup>. Aluno de graduação em Engenharia Mecânica da UFMG.

<sup>4</sup>. Docente do Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG; Coordenador do Laboratório de Bioengenharia da UFMG.

**Endereço para correspondência:** Rua Dr. Hameleto Fellet, 150/203, Vale do Ipê, Juiz de Fora, MG. CEP 36036-130. E-mail: katiame-neses@uai.com.br

## INTRODUÇÃO

O número de pessoas com lesões em membros superiores vem aumentando significativamente nas últimas décadas, principalmente devido a lesões traumáticas (80% do total dos casos) provocadas por ferimentos por projéteis de arma de fogo, acidentes automobilísticos e de motocicletas, esporte e quedas (FLORES, 2006; LIANZA, 2001; BARROS FILHO et al., 1990; SOLINO et al., 1990; FREED, 1984). Entre as não-traumáticas (20%) destacam-se as tumorais, infecciosas, vasculares e degenerativas (LIANZA, 2001). As maiores causas destas incapacidades são lesões medulares altas, lesões de nervo periférico (lesão de plexo braquial) e doenças degenerativas (esclerose lateral amiotrófica). As estimativas de pessoas com estes problemas variam entre 0,2% a 0,6% da população mundial. Estas lesões apresentam grave repercussão sobre a vida familiar, profissional e qualidade de vida do indivíduo, causando limitações desde atividades básicas do dia a dia como se alimentar, se vestir ou cuidar de si mesmo independentemente, levando um alto custo não somente para a família como para toda a sociedade e sistema de saúde (FLORES, 2006; BARROS FILHO et al., 1990; LIANZA, 2001; TROMBLY, RANDEMSKI, 2005).

A prescrição, projeto, fabricação, verificação e treino de órteses fazem parte das intervenções utilizadas pelo terapeuta ocupacional com indivíduos apresentando disfunções físicas, com objetivo de recuperar a função e melhorar o desempenho ocupacional. As órteses podem ser classificadas pelo design, objetivo, localização anatômica, material ou origem de sua força (RODRIGUES, et al., 2007; TROMBLY; RANDEMSKI, 2005). Tradicionalmente as órteses são divididas em estáticas, dinâmicas e funcionais. De acordo com Trombly e Randski (2005) órteses estáticas não apresentam partes móveis e são utilizadas para proporcionar apoio, estabilização, proteção ou imobilização. Já as órteses dinâmicas utilizam partes móveis para permitir, controlar ou restaurar o movimento. As órteses funcionais objetivam possibilitar a função e podem ser estáticas ou funcionais.

As órteses têm se mostrado um importante instrumento auxiliar na reabilitação, pois têm o potencial de auxiliar a função sem grandes custos ou cirurgias. Entretanto, órteses para pacientes que apresentam déficits funcionais crônicos em mão e punho, como nos casos de lesão de plexo braquial, lesões medulares e doenças neurológicas e degenerativas, têm se mostrado um dos maiores desafios. Vários modelos de órteses têm sido projetados na tentativa de oferecer algum grau de apreensão da mão (ALON, 2003; PINTO, 1999;

PROCHAZKA et al., 1997; WIERZBICKA; WIEGNER, 1996; BENJUYA; KENNEY, 1990). Porém, a maioria destas órteses usam do movimento do punho para potencializar o movimento dos dedos (tenodese) ou exigem a contração ativa de músculos localizados no antebraço (TROMBLY; RANDEMSKI, 2005; HARVEY, 1996; KILGORE et al., 1989; PINTO, 1999), o que impede seu uso por indivíduos com ausência destes movimentos, como acontece na maioria dos tipos de lesões do plexo braquial. Outro problema é que, geralmente, as órteses são confeccionadas de materiais rígidos, apresentam grande volume, sendo pouco aceitáveis esteticamente. Além disto, a maior parte dessas órteses são complexas em termos de mecânica e controle (PETROFF et al., 2001; ROMILLY et al., 1994; SLACK; BERBRAYER, 1992), são importadas e, não raro, de alto custo, fazendo com que esteja muito além da disponibilidade financeira da maioria dos pacientes no Brasil.

Diante da carência de estudos nesta área, da falta de equipamentos não invasivos (sem necessidade de procedimentos cirúrgicos) capazes de restabelecer a função da mão e das desvantagens apresentadas pelos equipamentos hoje disponíveis, fica clara a necessidade de novas possibilidades e equipamentos de reabilitação.

Diante desta necessidade, foi desenvolvido um novo modelo de órtese funcional para mão (ROCHA, 2007; ROCHA, et al., 2007; MENESES, 2005; MENESES et al., 2005) conhecida como Luva Funcional. Este trabalho tem o objetivo descrever o protótipo da Luva Funcional, e os resultados dos testes preliminares.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Foi realizado um estudo exploratório para validação do protótipo da Luva Funcional, que foi dividido em três fases:

A primeira fase do estudo teve como objetivo verificar o funcionamento da parte biomecânica da órtese e, caso seja necessário, realizar as modificações para seu funcionamento. Nesta fase foram realizados os testes para identificar a força necessária para o fechamento máximo da mão artificial pela órtese e determinar a força necessária para segurar objetos. A identificação destas forças foi importante para conhecer os critérios necessários para a seleção do motor adequado.

A segunda fase teve como objetivo verificar o funcionamento do sistema de captação do sinal mioelétrico. Nesta fase foram selecionados os músculos ou grupos musculares responsáveis pela ativação do sistema e realizados os testes para verificar a capacidade de interpretação dos sinais mioelétricos pelo circuito.

A terceira e última fase teve como objetivo verificar o

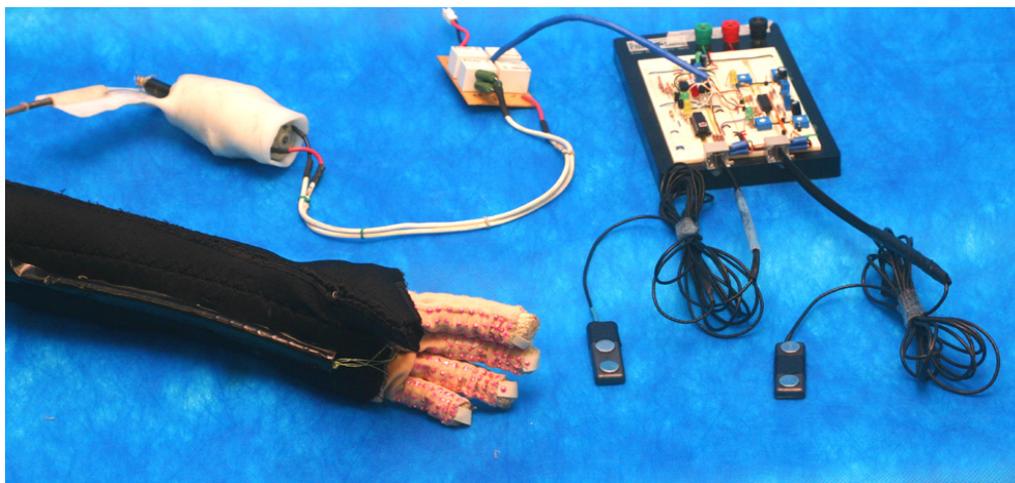
correto acionamento da Luva Funcional (composta por todas as partes do sistema) por meio de sinais mioelétricos.

Para a realização dos testes, foi confeccionada uma mão artificial, baseada no modelo esquelético de uma mão humana. Foram utilizadas hastes plásticas para reproduzir as estruturas ósseas e espuma para modelar as partes moles. Os testes com a órtese foram realizados no Laboratório de Bioengenharia da Escola de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e os testes eletromiográficos no Laboratório de Performance Humana

(LAPER) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG.

### Descrição da Luva Funcional

A Luva Funcional (Patente de número PI0504704-8) é constituída por uma luva de tecido, um músculo artificial eletromecânico e um circuito para interpretação do sinal mioelétrico (Figura 1).



**Figura 1** - Luva Funcional

A luva foi confeccionada com tecido antialérgico, apresentando abertura nas pontas dos dedos para visualização de alterações vasculares. Na região ventral de cada dedo da luva contém um material anti-derrapante com o objetivo de aumentar o atrito entre os dedos da luva e os objetos evitando que estes escorreguem da mão. Na ponta de todos os dedos da luva, com exceção do polegar, foram fixados tendões artificiais nas regiões ventrais e dorsais, de forma a simular os tendões dos músculos flexores e extensores dos dedos. Na parte ventral da luva, os tendões artificiais seguem por um túnel em direção ao músculo artificial (motor), que é responsável pelo movimento de flexão dos dedos. Na parte dorsal da luva, os tendões artificiais seguem em direção a uma mola, que é responsável pela extensão dos dedos.

O músculo artificial eletromecânico é composto por um motor elétrico, cujo eixo é fixo aos tendões artificiais ventrais. O movimento de flexão dos dedos ocorre quando o motor elétrico é acionado no sentido horário. Quando acionado em sentido anti-horário, ele permite a extensão dos dedos, realizado pela mola fixa na parte dorsal da luva.

O acionamento do motor é realizado por meio de sinais mioelétricos captados por eletrodos de superfície fixados na pele sobre um músculo ou grupo muscular. Quando um músculo contrai, ele emite sinais elétricos, conhecidos como sinais mioelétricos, que podem ser captados por eletrodos colocados sobre músculo. Este sinal captado pelo eletrodo é enviado para um circuito que tem a função de interpretar este sinal e comandar a abertura e fechamento da órtese. Assim, quando o indivíduo contrai a musculatura selecionada, indiferente da força de contração muscular, o motor irá operar em uma velocidade constante enquanto houver contração muscular do paciente. Uma vez cessada a contração muscular, o motor pára de agir. Desta forma o usuário controla de forma voluntária o grau desejado de abertura e fechamento da mão.

A Luva Funcional realiza passivamente os movimentos de flexão e extensão dos dedos (articulações metacarpofalangeanas e interfalangeanas dos dedos 2º ao 5º), substituindo a função da musculatura perdida (flexores e extensores dos dedos). O polegar é estabilizado em abdução

e o punho em leve extensão por uma tala, confeccionada de material termo moldável, colocada sob a luva.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Durante os testes foram usados instrumentos calibrados a fim de minimizar erros. Os pesos foram calibrados usando uma escala de precisão.

### Primeira fase

Para determinar a força de tração nos tendões artificiais ventrais, necessária para o fechamento máximo do conjunto órtese/mao artificial, um dinamômetro de mola (resolução de 1N) foi conectado aos tendões artificiais ventrais. Esta força representa a resistência mecânica da mão humana (simulada pela mão artificial), a resistência da luva anatômica e a força aplicada pela mola. Dez medidas foram realizadas, com uma média de 29N e desvio padrão de 0,7N.

Para determinar a força necessária para segurar objetos, foram selecionados objetos com formas e pesos diferentes,

representativos dos utilizados no dia a dia de uma pessoa. A órtese foi fixada numa bancada, com antebraço em posição neutra (entre pronação e supinação) de forma que os objetos segurados ficavam suspensos. Os objetos foram colocados na palma do conjunto órtese/mão-artificial com o dinamômetro fixado aos tendões ventrais, de forma a medir a força necessária para segurar tais objetos. Foram realizadas 10 medidas para cada objeto, onde a apreensão foi mantida por no mínimo 10 segundos. A Tabela 1 apresenta os objetos utilizados com seus respectivos pesos, dimensões e médias das forças necessárias para a apreensão. Como pode ser observado, a média da força aumentou gradualmente com o peso dos objetos, exceto com o cubo de madeira. Embora o pino de madeira seja mais leve, uma força maior foi necessária para segurá-lo, visto que suas dimensões são menores, demandando maior fechamento da órtese e conseqüentemente, maior força.

Diante destes resultados, foi selecionado o motor elétrico de corrente contínua, modelo PT03002, série HC 313 MG do fabricante *Johnson Eletric*, acoplado a um sistema de redução de 70 vezes.

**Tabela 1** - Objetos, pesos, dimensões e média da força de apreensão

Objeto	Massa(g)	Dimensões (mm)	Média da Força (N)
Pino de madeira	5	6 (diâmetro) x 76	21,015
Cubo de madeira	10	25 x 25 x 25	10,207
Cilindro plástico	100	41(diâmetro) x 114	29,005
Fita de videocassete	225	204 x 145	30,035
Cilindro plástico	500	41(diâmetro) x 114	40,040

### Segunda fase

A seleção dos músculos para captação do sinal mioelétrico foi baseado em estudos anatômicos, cinesiológicos e eletromiográficos, utilizando eletrodos de superfície em um indivíduo saudável. Buscou-se uma musculatura que, durante sua contração, não interferisse nos movimentos de posicionamento do membro superior. Foram selecionados os movimentos de elevação de escápula (músculo trapézio fibras superiores e elevadores de escápula) e retração de escápula (músculos rombóides e trapézio fibras médias).

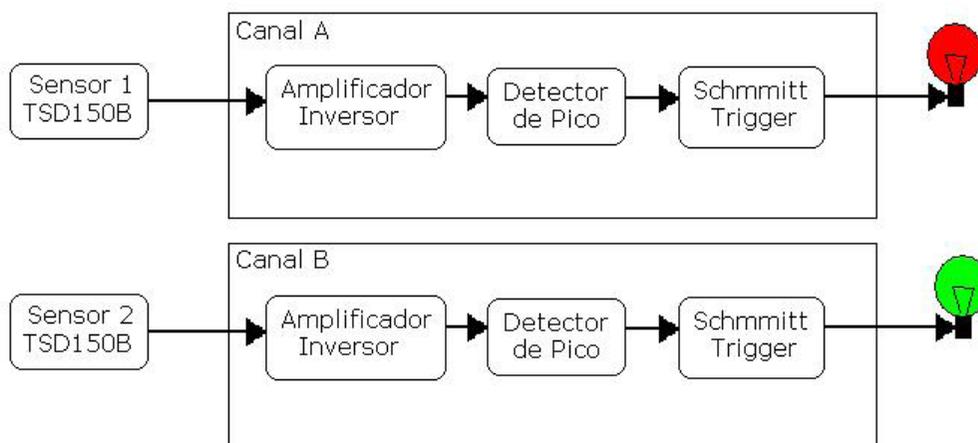
Para verificar se o circuito era capaz de interpretar os diferentes estados de relaxamento e contração dos músculos selecionados, diferenciando a ação de cada músculo individualmente, foi realizado um teste com o circuito

representado no diagrama em blocos da Figura 2. Foram utilizados dois eletrodos de superfície, modelo TSD150B da BIOPACK, um para cada grupo muscular (Figura 3). O circuito consiste de dois canais que irão captar o sinal mioelétrico através de eletrodos de superfície colocados sobre o ponto motor de cada músculo. O sinal mioelétrico dos músculos responsáveis pela elevação escapular foi captado pelo canal A, ligado a um diodo emissor de luz (LED) vermelho. O sinal mioelétrico dos músculos responsáveis pelo movimento de retração escapular foi captado pelo canal B, ligado a um LED verde. Quando o sistema interpreta uma contração muscular o LED é ligado e na ausência de contração muscular o LED é desligado.

Os sinais captados pelos sensores foram medidos por um osciloscópio digital. Os Gráficos 1 e 2 apresentam o comportamento dos músculos durante as diferentes fases:

Fase 1 – Relaxamento dos músculos elevadores de escápula (Gráfico 1) e retratores de escápula (Gráfico 2). Fase 2- ativação dos músculos elevadores de escápula (Gráfico 1) e retratores de escápula (Gráfico 1). Fase 3a- relaxamento dos músculos elevadores de escápula com ativação dos

retratores de escápula (Gráfico 1). Fase 3b – relaxamento dos músculos retratores de escápula com ativação dos elevadores de escápula (Gráfico 2). A análise da fase 3a e 3b mostra que o sinal de ativação de um músculo não interfere na medida do sinal do outro músculo.

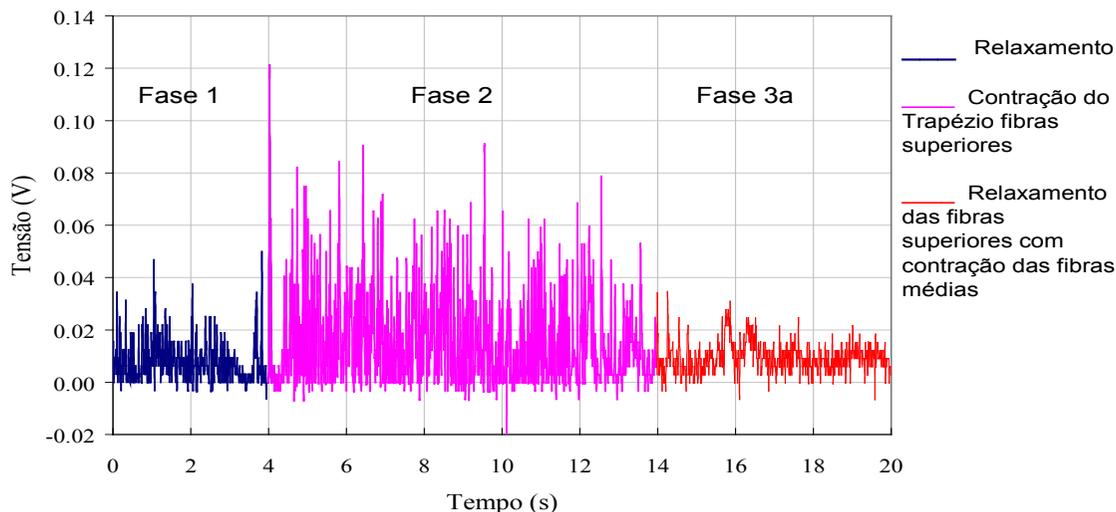


**Figura 2** - Diagrama em blocos do circuito de captação dos sinais mioelétricos

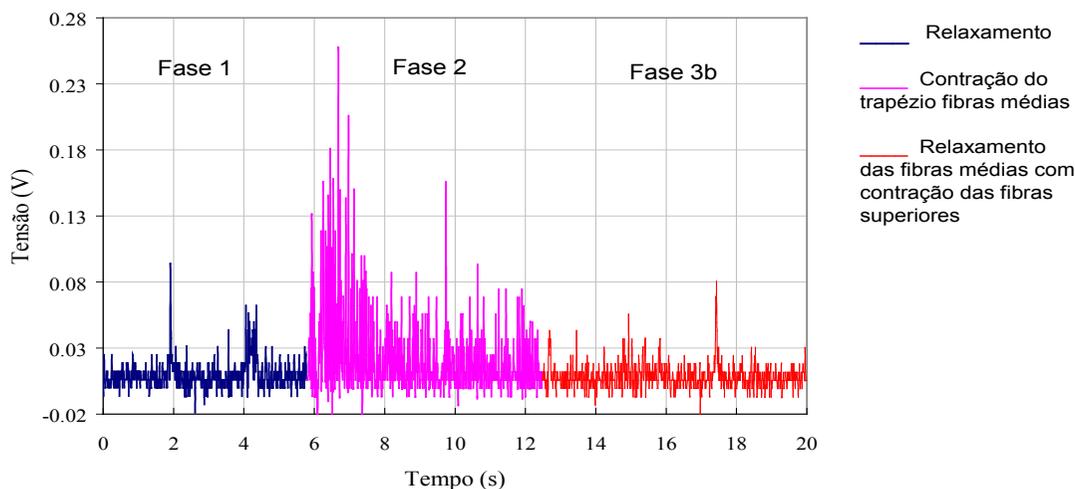


**Figura 3** - Eletrodos posicionados sobre os grupos musculares selecionados

**Gráfico 1** – Sinal Mioelétrico do canal A – Músculos responsáveis pela elevação da escápula



**Gráfico 2** – Sinal Mioelétrico do Canal B – Músculos responsáveis pela retração muscular



O circuito foi capaz de diferenciar os níveis de amplitude durante a contração e o relaxamento muscular. Desta forma, o sistema pode ser utilizado para interpretar a informação sobre a atividade muscular para acionamento da órtese.

### Terceira fase

Diante dos resultados dos testes anteriores foi

possível a calibração final do circuito. Esta calibração envolve o reconhecimento dos sinais mioelétricos e o controle da força de prensão máxima da órtese. A órtese foi ligada ao circuito de acionamento com os eletrodos de superfície fixos sobre o ponto motor dos músculos previamente selecionados de um indivíduo voluntário saudável. Através do acionamento da órtese pelos sinais mioelétricos, foram realizados testes de prensão. Durante

os testes foi verificado o funcionamento correto da lógica de controle, bem como a interpretação dos sinais de contração e relaxamento muscular. O funcionamento da

órtese foi satisfatório, mostrando-se capaz de segurar e soltar objetos (Figura 4) através da interpretação de sinais mioelétricos.



**Figura 4** - Teste de preensão de objetos

## CONCLUSÃO

Os testes com o protótipo da Luva Funcional realizados em uma mão artificial, de forma a simular seu funcionamento em uma mão humana, foram satisfatórios. Foram identificadas as forças necessárias para o fechamento completo da mão e para a preensão de diferentes objetos, sendo possível a seleção do motor adequado. O circuito foi capaz de interpretar os diferentes estados de relaxamento e contração dos músculos selecionados, se mostrando adequado para o controle de abertura e fechamento da órtese. A Luva Funcional se mostrou eficiente para a preensão de objetos de diferentes pesos, tamanhos e formas, mostrando

facilidade de acionamento e controle.

A Luva Funcional tem o potencial de auxiliar pessoas com paralisias em mão e punho, no desempenho em atividades de vida diária, trabalho e lazer, de forma a aumentar sua independência, auto-confiança e qualidade de vida. Como realiza, de forma passiva, os movimentos de flexão e extensão dos dedos, tem o potencial de prevenir contraturas e rigidez articular. A Luva Funcional fornece um novo conceito em design e função de uma órtese funcional para mão. Estudos futuros são necessários para verificar o funcionamento da Luva Funcional em indivíduos que apresentam paralisias em mão e punho.

**RECONHECIMENTO:** Esse projeto foi financiado com recursos do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico- CNPq e da Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais - FAPEMIG.

---

MENESES, K. V. P.; ROCHA, D. N.; CORRÊA, M. F. S.; PINOTTI, M. Preliminary test of a functional hand orthosis prototype. **Rev. Ter. Ocup. Univ. São Paulo**, v. 19, n. 3, p. 193-201, set./dez. 2008.

**ABSTRACT:** The prescription, design, fabrication, testing and training of orthotic devices are common part of interventions for occupational therapist with physically disabled individuals, with the objective of regaining function and improving occupational performance. However, orthosis for patients with chronic deficits in hand and wrist, as occurs in brachial plexus injuries, spinal cord injuries, and degenerative neurological diseases, is presented as a challenge. This work has the objective to describe the prototype of a new model of functional hand orthosis, known as Functional Glove, and the results of preliminary tests. It was conducted an exploratory study, shared into three phases. In the first phase, it was tested the operation of the biomechanics orthosis part, in the second phase, it was tested the circuit by means of myoelectrical signal, and the third phase, the operation of the entire system of orthosis. The results were satisfactory, demonstrating the proper operation of the Functional Glove as well as its ability to hold objects through the command performed by means of myoelectrical signals. We conclude that Functional Glove has the potential to assist individuals with paralysis in the hand and wrist, improving occupational performance.

**KEY WORDS:** Hand. Rehabilitation. Biomedical engineering. Occupational therapy. Orthotic devices/utilization.

---

## REFERÊNCIAS

- ALON, G.; MCBRIDE, K. Person With C5 or C6 tetraplegia achieve selected functional gains using a neuroprosthesis. *Arch Phys Med Rehabil.*, v. 84, p. 119-24, 2003.
- BARROS FILHO, T. E. P. et al. Estudo Epidemiológico dos pacientes com traumatismo da coluna vertebral e déficit neurológico, internados no instituto de ortopedia e traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. *Rev. Hosp. Fac. Med. S. Paulo*, v. 45, n. 3, 1990.
- BARROSO, P. N.; PINOTTI, M. Development of a functional hand orthosis. In: *18th International Congress of Mechanical Engineering*, November 6-11, 2005, Ouro Preto, MG.
- BENJUYA, N.; KENNEY, S. B. Myoelectric hand orthosis. *J. Prosthetics Orthotics*, v. 2, n. 2, p. 149-154, 1990.
- FLORES, L. P. Estudo epidemiológico das lesões traumáticas de plexo braquial em adultos. *Arq. Neuro-Psiquiatr.*, v. 64, n. 1, 2006.
- FREED, M. M. Lesões traumáticas e congênitas da medula espinhal. In: KOTTKE, F. J.; STILLWELL, G. K.; LEHMANN, J. F. *Krusen: tratado de medicina física e reabilitação*. Local: Manole, 1984.
- HARVEY, L. Principles of conservative management for a Non-orthotic tenodesis grip in tetraplegics. *J. Hand Ther.*, v. 9, n. 3, p. 238-242, 1996.
- KILGORE, K. L. et al. *Synthesis of hand grasp using functional neuromuscular stimulation. Transactions on Biomedical Engineering*, v. 36, n. 7, p. 761-770, 1989.
- LIANZA, S. *Medicina de Reabilitação*. 3a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. 463p.
- MENESES, K. V. P. *Desenvolvimento de um protótipo de órtese funcional para mão*. 69p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2005.
- PETROFF, N. et al. Fuzzy-control of a hand orthosis for restoring tip pinch, lateral pinch, and cylindrical prehensions to patients with elbow flexion intact. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 9, n. 2, p.225-231, 2001.

PINTO, S. A. P. *Projeto, implementação e avaliação de uma órtese funcional robotizada de mão*. Dissertação de Mestrado, Departamento de Ciência da Computação UFMG, 1999.

PROCHAZKA, A. et al. The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil.*, v. 78, p. 608-614, 1997.

ROCHA, D. N. *Desenvolvimento do sistema de controle de uma órtese de mão*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2007.

ROCHA, D. N.; MENESES, K. V. P.; AFONSO, A. A.; CORRÊA, M. F. S.; BATISTA, C. E. P.; PINOTTI, M. Controle de Força de Prensão para uma Órtese de mão por meio da Análise da Corrente Elétrica do Atuador. *Revista Matéria*, v. 12, n. 1, p. 173 – 178, 2007. Disponível em: <http://www.materia.coppe.ufrj.br/sarra/artigos/artigo10865>.

RODRIGUES, A. V. N.; CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. Órteses e próteses. In: *Terapia ocupacional – Fundamentação e prática*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. Cap. 46.

ROMILLY, D. P., et al. A functional task: Analysis and motion

simulation for the development of a powered upper-limb orthosis. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 2, n.3, p. 119-129, 1994.

SLACK, M; BERBRAYER, D. A Myoelectrically controlled Wrist-hand orthosis for brachial plexus injury: A case study. *Journal of Prosthetic and Orthotics*, v. 4, n. 3, p. 171-174, 1992.

SOLINO, J. L. et al. Traumatismos da coluna vertebral. *Rev. Bras. Ortopedia*, v. 25, n. 6, 1990.

TROMBLY, C. A.; RADOMSKI, M. V. *Occupational Therapy for Physical Dysfunction*. 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2005.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS. *Órtese funcional para mão acionada por dispositivo elétrico*. In: MENESES, K. V. P. de; BARBOSA, M. P.; MARTINS, H. R.; CORRÊA, M. F. S.; SCHUTZ, O. F. L.; ROCHA, D. N. BR. n. PI 0504704-8, 12 junho 2007.

WIERZBICKA, M. M., WIEGNER, A. W. Orthosis for Improvement of Arm Function in C5/C6 Tetraplegia. *J. Prosthetics Orthotics*, v. 8, n. 3, p. 86-92, 1996.