

Projeto, Implementação e Avaliação de uma Órtese Funcional Robotizada de Mão

Saulo Augusto de Paula Pinto
(*saulo@intelligenesis.net*)

Professor Mário Fernando Montenegro Campos
(*mario@dcc.ufmg.br*)

Laboratório de Robótica, Visão e Percepção Ativa
Departamento de Ciência da Computação
Universidade Federal de Minas Gerais
Av. Antônio Carlos, 6627 Pampulha Belo Horizonte, MG
CEP 31270-010

Resumo: Pessoas com desabilidades motoras nas mãos apresentam, em geral, dificuldades para executar a manipulação de pequenos objetos, a qual é essencial para a execução de suas atividades cotidianas. Assim, elas ou não a executam ou a fazem de maneira ineficiente. A manipulação de pequenos objetos é feita, em geral, com *preensões de precisão* ou *pinças*. Este trabalho apresenta o projeto, implementação e avaliação da funcionalidade de uma órtese funcional robotizada de mão que restaura uma das formas de preensão de precisão polpa a polpa entre os dedos polegar e indicador, visando a restauração parcial da função da mão.

Abstract: People with hand motor disabilities have difficulties to manipulate small objects. This manipulation capability is essential to execute their everyday activities. So, these persons don't execute this tasks or do them in an inefficient way. To manipulate small objects the hand execute *precision grips* (or *pinch grips*). This work presents the design, implementation and assessment of functionality of a functional robotic hand orthosis that restore one of the pulp-to-pulp pinch grips between thumb and index fingers in order to partially restore hand function.

1 Introdução

A mão do homem é um órgão impressionante que é essencial para sua interação com o mundo físico que o cerca. Pelas mãos e através da manipulação de objetos, o homem transforma o mundo à sua volta. Em geral, a capacidade de manipular pequenos objetos é muito importante, mas ela é fundamental para a execução das Atividades da Vida Diária (AVD) de qualquer pessoa. Essas atividades são aquelas executadas rotineiramente como escovar dentes, vestir-se e despir-se, pentear o cabelo, alimentar-se, escrever, etc e normalmente necessitam de manipulação de pequenos utensílios. Com a perda da capacidade manipulatória, essas pessoas vêem-se privadas total ou parcialmente de executar suas AVD, o que leva à dificuldades na retomada de suas atividades tanto profissionais como sociais e mesmo pessoais. Por exemplo, a manipulação de escovas de dente e aparelhos de barbear é importante para a higiene pessoal, enquanto que a

manipulação de canetas, borrachas, blocos de papel e livros é muito importante no ambiente escolar ou em um escritório.

Desta forma, a perda da capacidade manipulatória das mãos leva a graves problemas para o indivíduo afetado. Sem a capacidade de executar os movimentos básicos da mão, a oposição e a contra-oposição do dedo polegar a um dos outros com a aplicação de força, a pessoa perde a possibilidade de segurar (e soltar) pequenos objetos de forma eficiente, sem o auxílio de algum outro mecanismo.

A fim de manipular pequenos objetos, a mão executa uma gama de movimentos conhecidos como *preensões de precisão* ou *pinças* [1]. Uma destas formas de preensão, a bidigital entre os dedos polegar e indicador, é responsável por cerca de 20% da manipulação nas AVD [3], sendo a forma de preensão mais comum.

Pessoas com lesão medular de níveis C5-C6, C6 e C6-C7 são, em geral, capazes de posicionar sua mão no espaço mas não possuem habilidade para segurar e soltar objetos. Frequentemente, esta desabilidade é o principal entrave à reintegração destas pessoas ao seu ambiente de vida social e profissional.

Este trabalho apresenta o projeto e implementação de um dispositivo simples e de baixo custo que amplia ou devolve a capacidade de uma pessoa de executar a pinça entre os dedos indicador e polegar. Um protótipo da órtese foi construído para avaliar-se o ganho funcional obtido com a sua utilização por pessoas com desabilidades motoras nas mãos

2 Background

Pessoas com lesão medular de níveis C5-C6, C6 e C6-C7 manipulam objetos utilizando a *tenodese*. Ela é um tipo de sinergia na qual a extensão do punho provoca uma flexão dos dedos (fechamento para segurar objetos) e uma flexão do punho provoca uma extensão dos dedos (abertura para soltar objetos). A tenodese apenas é bastante limitada, principalmente para a manipulação de objetos mais densos. Isso por que ela é devida, entre outros fatores, à tensões passivas nos tendões e ligamentos dos dedos [5].

A busca por soluções que visam restaurar a capacidade funcional da mão não é nova. Desde o século XVIII são construídos dispositivos com esta finalidade [12]. Mais recentemente, profissionais das áreas de Fisioterapia, Terapia Ocupacional e Engenharia Biomédica [6, 7] têm desenvolvido dispositivos com este objetivo. Além destas, a Robótica Reabilitatória tem evoluído e tende a representar uma fonte de soluções para este tipo de problema [2].

A despeito do recente desenvolvimento e do aumento no número de aplicações que visam a restauração da funcionalidade em indivíduos com desabilidades motoras [8, 9, 10], a Robótica Reabilitatória ainda deve evoluir bastante já que o número de dispositivos *efetivamente úteis* é desapontador. Segundo Kumar *et al.* [2] este fato é devido ao alto custo envolvido na construção de dispositivos sofisticados, à pobre interface entre os dispositivos e os usuários e pelo estigma social existente para com os robôs.

No tocante à aplicação da Robótica Reabilitatória na restauração de movimentos da mão, são conhecidos alguns poucos trabalhos que apresentam *próteses* que visam substituir a mão perdida por amputação [10, 13], mas não são conhecidos trabalhos que visam a construção de uma *órtese funcional de mão*, ou seja, um dispositivo que seja acoplado à mão de uma pessoa para restaurar-lhe algumas de suas funções, como o que é aqui proposto.

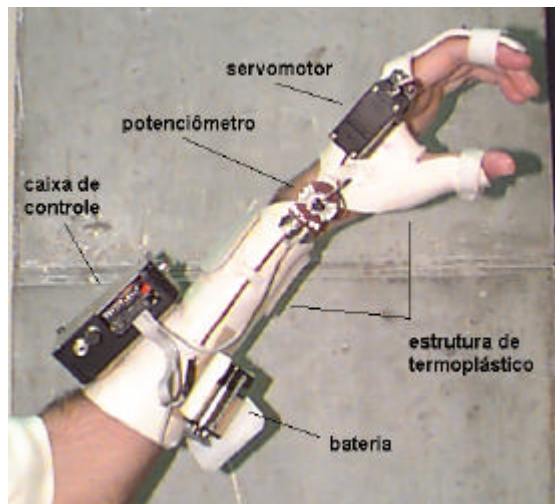


Figura 1: o protótipo.

3 Metodologia

Um protótipo da órtese é mostrado na Figura 1. A estrutura é construída a partir de material termoplástico moldável em baixas temperaturas (em torno de 70°C) [6]. Este tipo de material é leve, de baixo custo e pode ser moldado para se adequar aos contornos do corpo do usuário, aumentando o nível de conforto na utilização do dispositivo.

A estrutura é composta de três partes (ou *links*) que são unidas por uma junta atuada e outra passiva. O link intermediário mantém o dedo polegar em uma posição funcional (fixa) que permite o fechamento da pinça apenas com o movimento do dedo indicador. Isto é feito através da atuação de um servomotor DC que é acoplado diretamente sobre o eixo (aproximado) da articulação metacarpofalangiana (MCF) do dedo indicador — Figura 2.

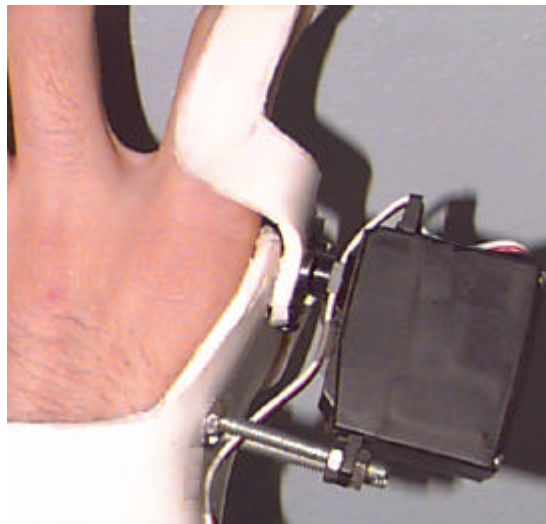


Figura 2: esquema de atuação via acoplamento direto (*direct drive*).

Um potenciômetro localizado, aproximadamente, sobre o eixo de flexo-extensão da articulação do punho, informa a posição angular deste — que é o *set point* para o sistema de controle — para um microcontrolador.

O dispositivo possui apenas um grau de liberdade artificialmente atuado e dois passivos. Estes últimos correspondem à articulação do punho e possibilitam a movimentação livre durante a flexo-extensão do punho, enquanto permite uma liberdade de movimentação limitada na direção rádio-ulnar (setas na Figura 3). Esta liberdade, ainda que limitada, provê conforto durante a utilização da órtese e maior facilidade para colocá-la e retirá-la do corpo.

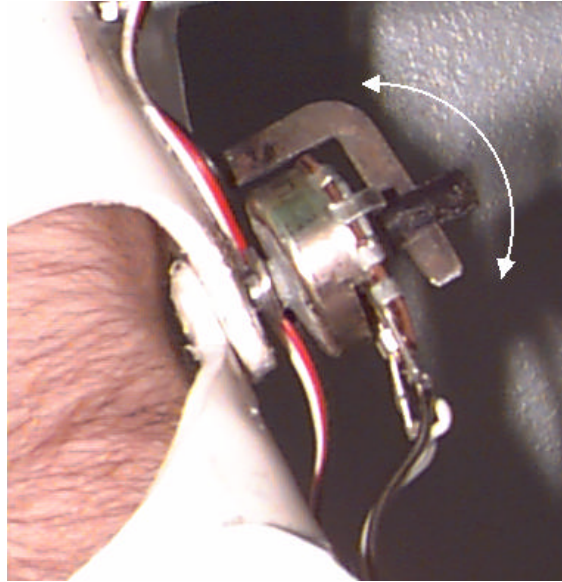


Figura 3: montagem do potenciômetro. As setas indicam a direção do desvio rádio-ulnar.

Controle da Órtese pelo Usuário

O controle da órtese pelo usuário é muito simples e natural. A simplicidade vem do fato de que existe apenas um grau de liberdade a ser controlado. O controle é muito natural para o usuário por que os movimentos de flexo-extensão do punho, que provocam a tenodese, são utilizados para controlar o dispositivo. Como a tenodese já é utilizada para a manipulação de objetos, o tempo de aprendizagem de como utilizar a órtese é bastante reduzido. Um diagrama de blocos mostrando o funcionamento do dispositivo e sua interação com o usuário é mostrado na Figura 5.

O controle da preensão é feito pelo movimento de extensão do punho. O sistema nervoso central do usuário envia impulsos nervosos para fazer com que o punho seja estendido (e, assim, os dedos serem flexionados). A “rotação” do punho é medida pelo sensor de posição (um potenciômetro) e é convertido para uma posição angular (*set point*) pela unidade de controle. Um algoritmo de controle simples recebe esta posição angular, converte-a em uma largura de pulso proporcional — I na Figura 4, que é o sinal de comando do servomotor. O servomotor aplica um torque na junta correspondente à articulação MCF do dedo indicador, o qual leva ao fechamento da pinça em torno do objeto. Antes do contato entre dedos e objeto, os proprioceptores (mesmo que residuais) da mão do usuário e sua visão fecham a malha de controle externa da abertura da pinça. Simultaneamente, o sensor de posição envia a posição angular do punho para o sistema de controle automático — q_P na Figura 4 — e a posição da junta da MCF — q_{MCF} na Figura 4 — é realimentada para o sistema de controle interno do servomotor, o qual implementa um controlador PD . Após o

contato entre o objeto e os dedos, forças de preensão maiores podem ser conseguidas pela movimentação do punho no mesmo sentido (para uma maior extensão). Deste ponto em diante, o sensoriamento da força é feito pelos sensores de tato e de força (pressão) da mão do usuário e, também, pela sua visão a qual pode ser a única fonte de realimentação presente [14, 15]. Assim, o *loop cutâneo – proprioceptivo – visual / robótico* é capaz de prover o controle completo da órtese. Este loop é extremamente importante para a aceitação da órtese pelo usuário, bem como para minimizar o tempo de aprendizado para o controle do dispositivo. A principal razão para isso é a inclusão dos sensores táteis e proprioceptivos do usuário no loop de controle. Isso acontece pois a realimentação é feita por órgãos do próprio corpo do usuário que estão em contato com o objeto. Assim, ele pode sentir a manipulação. A contra-oposição é executada de modo similar mas é utilizado o movimento de flexão do punho para controlá-la.

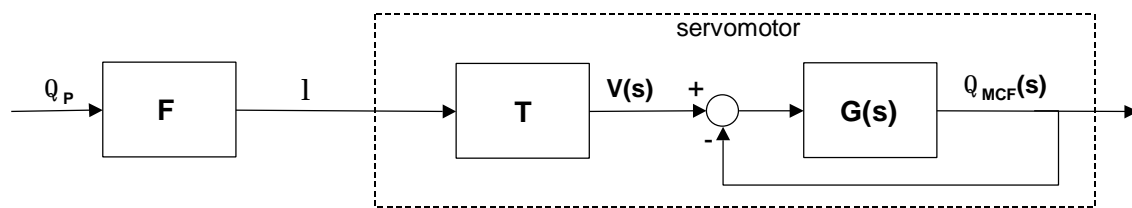


Figura 4: o sistema de controle automático da órtese.

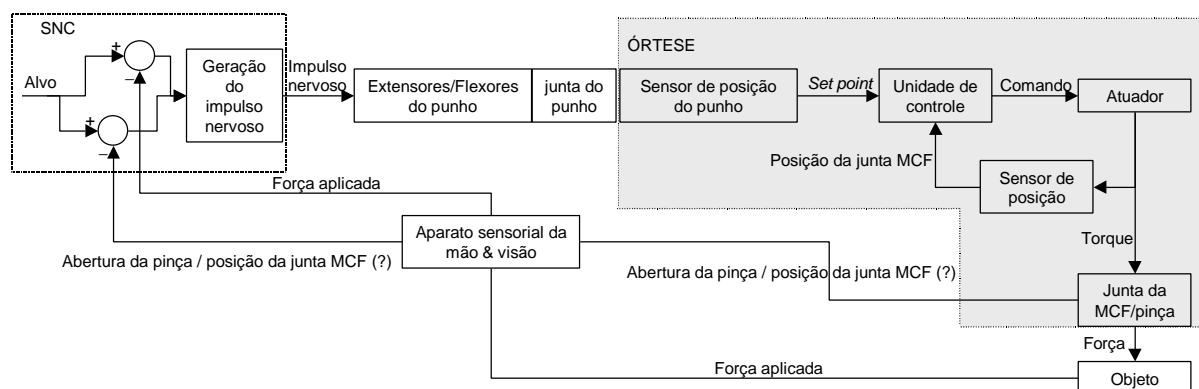


Figura 5: controle da órtese pelo usuário.

4 Resultados

Observações iniciais dos benefícios da órtese sugerem que ela proporciona bom ganho em funcionalidade, permitindo ao usuário executar tarefas importantes como alimentar-se e escrever e outras que ele não consegue sem a órtese, como manipular objetos como livros de maneira eficiente. Além disso, testes de força executados [16] mostraram que objetos de cerca de 0,5 Kg podem ser manipulados com a órtese; devendo, entretanto, ser observado que este valor depende das características do objeto e do meio onde se realiza a tarefa, entre outras variáveis. Isso por que objetos cujo atrito entre eles e os dedos do usuário for relativamente baixo tendem a ser mais “difíceis” de serem manipulados.

A fim de quantificar o ganho funcional, um teste de apreender-e-soltar foi conduzido. O teste é descrito como segue e maiores detalhes podem ser encontrados em [5], [11] e [16].

Teste de Aprender-e-soltar

Foi escolhido um conjunto de objetos – Tabela 1 – de forma a representar uma variedade de outros objetos manipuláveis com apenas uma das mãos.

O “pino” e o bloco representam objetos como canetas e pequenos pedaços de alimentos, enquanto que a lata e a fita de videocassete representam objetos de peso médio como copos e livros. Estes objetos devem ser manipulados da seguinte forma: são apreendidos em uma posição lateral intermediária, carregados transpondo uma barreira de 4,5 cm de altura e soltos (colocados) frontalmente.

Cada sessão consiste de testar cada objeto, com e depois sem a órtese, 5 vezes. Os voluntários são orientados a completar o máximo de tarefas dentro de *trials* de 30 segundos e o número de conclusões e falhas são contados para cada *trial*. Os objetos são testados em ordem randômica para minimizar erros sistemáticos devido à aprendizagem e fadiga do voluntário. Há um intervalo de 30 segundos entre cada *trial*.

Apenas um voluntário participou do teste. Ele possui lesão de nível C6-C7, com bom controle dos membros superiores (mas com nenhum controle sobre os dedos das mãos, como é próprio de sua lesão). A órtese foi vestida em sua mão esquerda (não-dominante), enquanto que a mão direita (dominante) foi utilizada para os testes sem a órtese. Isso se justifica pelo fato de estarmos comparando a capacidade funcional de uma mão teoricamente menos destra mas vestida com a órtese (esquerda), com outra teoricamente mais destra, já que é a dominante, mas sem a órtese (direita).

Objeto	Peso (N)	Tamanho (cm)	Material
Pino	0.0196	0.71 × 7.6	madeira
Bloco	0.0981	2.5 × 2.5 × 2.5	madeira
Lata	2.207	6.5 × 12.2	Alumínio
Fita de vídeo	3.286	3.0 × 12.3 × 22.5	Plástico

Tabela 1: Objetos utilizados no teste.

Resultados do Teste de Aprender-e-soltar

A Figura 6 apresenta alguns resultados para quatro sessões de testes aplicadas em quatro dias consecutivos. Pode-se notar que o desempenho com a órtese foi consistente e superior ao da tenodese, exceto para o objeto lata, em que a performance foi similar à medida em que o usuário foi aprendendo a utilizar a órtese. As diferenças mais marcantes são vistas para os objetos pino e para a fita de videocassete, sendo que esta não pôde ser manipulada em nenhuma das sessões, sem a órtese. Quanto ao objeto pino, a tenodese mostrou-se ineficiente devido à contrações involuntárias dos músculos motores dos dedos (espasmos musculares), as quais tornaram inconsistente seu desempenho. No tocante à fita de vídeo, o fato de ela só poder ser manipulada com a órtese é extremamente importante para a aceitação desta pelo usuário, já que mostra um exemplo de uma tarefa que ele consegue executar com o auxílio da órtese mas não consegue sem ela.

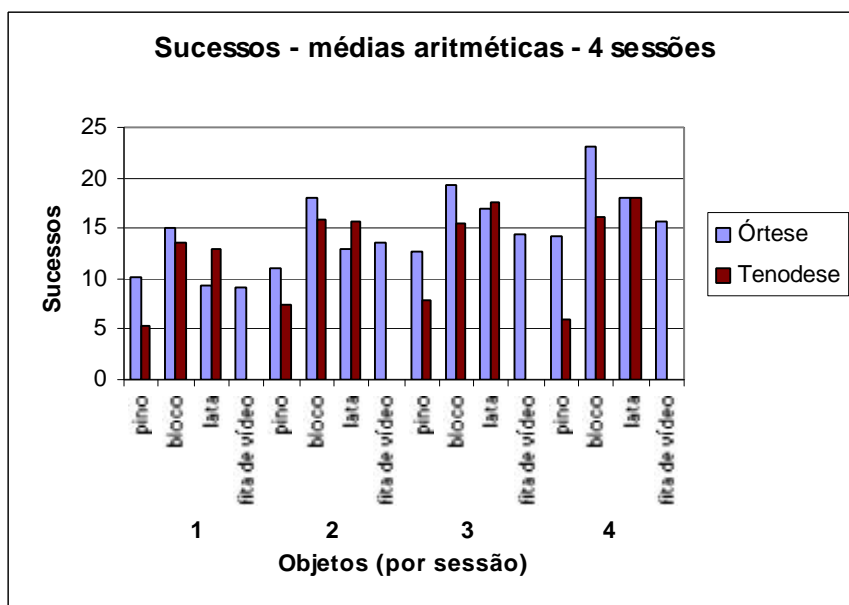


Figura 6: conclusões com sucesso para o teste de apreender-e-soltar.

Em relação ao número de falhas – Figura 7, aquelas com a órtese foram bem menores e foram devidas, principalmente, ao fato de o voluntário tentar executar o máximo de manobras dentro do tempo de cada *trial*, após ter-se acostumado com a órtese. A diferença é substancial para os objetos pino e fita de vídeo. Para este último não foi observada nenhuma falha durante as sessões de teste.

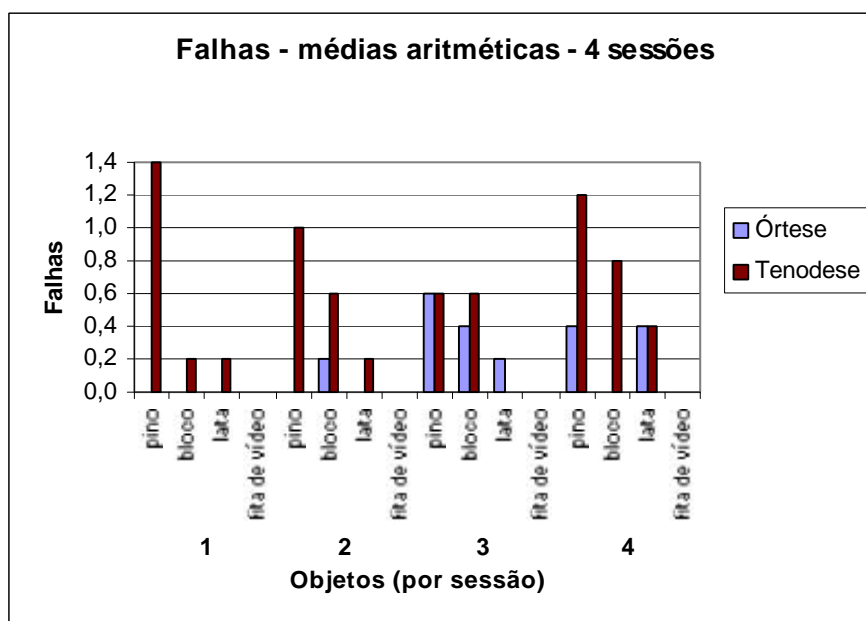


Figura 7: falhas durante o teste de apreender-e-soltar.

5 Conclusões

O projeto, a implementação de um protótipo e a avaliação (parcial) da funcionalidade de uma órtese de mão foram apresentadas aqui. As principais características do dispositivo são a sua performance, baixo custo (se levarmos em conta apenas o material gasto, o custo

fica próximo e abaixo de U\$ 100), simplicidade, facilidade de uso e possibilidade de adaptação para outros indivíduos. Os resultados do teste de apreender-e-soltar indicam que a órtese possibilita ganho funcional real para seus usuários. Evidentemente, mais testes com uma população estatisticamente significativa necessitam ser executados para confirmar esta indicação. Apesar disso, o voluntário que participou dos testes ficou muito satisfeito com a performance e a facilidade de uso do dispositivo, ao ponto de ter motivação para utilizá-lo em sua vida diária. Isto é devido, principalmente, ao fato de o dispositivo parecer-lhe confortável, fácil de controlar, fácil de “vestir” e fornecer estabilidade durante a manipulação. Entretanto, o fator mais importante para esta motivação foi a possibilidade de executar tarefas que ele não consegue sem a órtese, como a manipulação da fita de vídeo durante os testes).

Alguns problemas necessitam ser resolvidos a fim de tornar a órtese mais aceitável para seus usuários. Melhorias estéticas devem ser introduzidas e a substituição do esquema de atuação direta por um outro que diminua o espaço ocupado pelo servomotor na mão ou mesmo o deslocamento para uma posição mais próxima ao cotovelo deve ser feita.

Agradecimentos

O autor deseja agradecer a todos que de alguma forma contribuíram para a execução deste trabalho. Em especial ao aluno de Graduação em Ciência da Computação Leonardo Alves pela implementação dos circuitos eletrônicos. Este trabalho foi parcialmente suportado pela CAPES, CNPq 522618-96.0 e FAPEMIG TEC 609/96.

Referências

- [1] Napier J. R., *Hands*, George Allen & Unwin, London, England, 1980.
- [2] Kumar V., Rahman T., Krovi V., “Assistive Devices for People with Motor Disabilities”, to be edited in *Wiley Enciclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, 1997.
- [3] Magee, D., *Orthopedic Physical Assessment*, 3th edition, W. B. Saunders, 1997.
- [4] Smith, B. T., Mulcahey, M. J., Betz, R. R., “Quantitative Comparison of Grasp and Release Abilities with and without Functional Neuromuscular Stimulation in Adolescents with Tetraplegia”, *Paraplegia*, vol. 34, pages 16–23, 1996.
- [5] Harvey L., “Principles of Conservative Management for a Non-orthotic Tenodesis Grip in Tetraplegics”, *Journal of Hand Therapy*, nº 9, pages 238–242, 1996.
- [6] Linden C. A., Trombly, C. A., “Orthoses: Kinds and Purposes” in *Occupational Therapy for Physical Dysfunction*, C. A. Trombly, 4th edition, Williams & Wilkins, 1995.
- [7] Peckham P. H., Keith M. W., Freehafer A. A., “Restoration of Functional Control by Electrical Stimulation in the Upper Extremity of the Quadriplegic Patient”, *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 70A, nº 1, pages 441–447, 1988.
- [8] Harwin W., “Theoretical Considerations for the Design of Simple Teleoperators and Powered Orthoses”, *Proceedings of 5th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Bath, UK, 1997.

- [9] Nagai K., Nakanishi I., Hanafusa H., Kawamura S., Makikawa M., Tejima N., “Development of a 8 DOF Robotic Orthosis for Assisting Human Upper Limb Motion”, *Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, Leuven, Belgium, may, 1998.
- [10] Kyberd, P. J., Chappel, P. H., “Prehensile Control of a Hand Prosthesis by a Microcontroller”, *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 13:9, 1991.
- [11] Stroh Wuolle K. S., Van Doren C. L., Thrope G. B., Keith M. W., Peckham P. H., “Development of a Quantitative Hand Grasp and Release Test for Patients with Tetraplegia Using a Hand Neuroprosthesis”, *Journal of Hand Surgery*, vol. 19A:2, pages 209–218, 1994.
- [12] Matsuoka Y., *Embodiment and Manipulation Learning Process for a Humanoid Hand*, Master Thesis, Massachusetts Institute of Technology, May, 1995.
- [13] Mehdian, M., Rahnejat, H., “A Dexterous Anthropomorphic Hand for Robotic and Prosthetic Applications”, *Robotica*, vol. 12, 455-463, Cambridge University Press, 1994.
- [14] Gordon A. M., Forssberg H., Johansson R. S., Westling G., “Visual Size Cues in the Programming of Manipulative Forces During Precision Grip”, *Experimental Brain Research*, no. 83, págs. 477–482, 1991.
- [15] Henningsen H., Knetch S., Ende–Henningsen B., “Influence of Afferent Feedback on Isometric Fine Force Resolution in Humans”, *Experimental Brain Research*, no. 113, págs. 207–213.
- [16] 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.