

XVI CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA MECÂNICA
Engenharia para o Novo Milênio

16th BRAZILIAN CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING
Engineering for the New Millennium

COBER
2001

26 a 30 de Novembro de 2001
UBERLÂNDIA - MG - BRASIL

RESUMOS / ABSTRACTS



16th Brazilian Congress of Mechanical Engineering
Engineering for the New Millennium

ABSTRACTS

November 26-30, 2001
Federal University of Uberlândia
Uberlândia-MG, Brazil

ISBN 85-85769-06-8

TRB1394 - ANALYSIS OF THE POSSIBILITIES OF THE CONVENTIONAL WHEEL CHAIRS MOTORIZATION

Alvarenga, Flávia Bonilha

Faculdade de Engenharia Mecânica - UNICAMP

flavia@fem.unicamp.br

Dedini, Franco Giuseppe

dedini@dpm.fem.unicamp.br

Abstract: The conventional wheelchair is comprised of four ground engaging and narrow width wheels. Two of them with large diameter are mounted on an axle positioned below the seat portion of the chair. The other two with smaller diameter (usually castor wheels) may be positioned on front or behind the large ones. The occupant of the wheelchair is seated in a fashion such that his/her lower legs will be generally perpendicular to the ground. The wheelchair can be powered manually either by the occupant , another person or by a motor. The objective of this work is study the possibilities to motorize a conventional wheelchair . This article analyses the possibilities of motorizations.

Keywords: motorization, disabled people.

TRB1462 - THE STATE OF THE ART FOR UPPER LIMB PROSTHESES: MECHANISMS, SENSORS AND ACTUATORS

Del Cura, Vanderlei de Oliveira

USP - Escola de Engenharia de São Carlos

vdelcura@sel.eesc.sc.usp.br

Aguiar, Manoel Luís

aguiar@sel.eesc.sc.usp.br

Cunha, Fransérgio Leite

fcunha@sel.eesc.sc.usp.br

Clique Jr., Alberto

cliquest@sel.eesc.sc.usp.br

Abstract: The constant improvement of active upper limb prostheses with actuating external force is a real need, because they should assist individuals who need to use them appropriately. This fact is confirmed by efforts of several world research centers in the sense of promoting a better performance allied to a high anthropomorphism. This is also confirmed by the constant evolution of functions carried out by those prostheses. That is due to the use of advanced techniques in their development, the use of both new materials and of several types of sensors, actuators and mechanisms. A large part of studies on prostheses is centered on the use of a sensory system to provide the user a prostheses similar to the human hand. This similarity can be viewed as the prostheses' movement, its appearance and in the reception of information of the environment, thus becoming an afferent mechanism. Concerning the movements of the prostheses, there are several mechanisms capable of providing a great number of degrees of freedom and different types of actuators. Another point is the feedback that this prosthesis can supply, so that the user obtains sensations of the object that is being manipulate. This should be of employment of sensors capable to inform the subject the measured physical variables in an appropriate way. They should also be of easy use, compact and resistant to daily use. This paper discusses technically each one of the several types of components, such as the sensory, the actuators and mechanisms, showing their applications, advantages and disadvantages. The techniques used in the feedback are also discussed to show the current state of the art towards the rehabilitation of the upper limbs with the use of prosthetic devices.

Keywords: sensors, actuators, mechanisms.

**O ESTADO DA ARTE DOS MECANISMOS, SENSORES E ATUADORES
PARA PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES ATIVAS POR FORÇA
EXTERNA****Vanderlei O. Del Cura**

LABCIBER - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação

LACEP - Laboratório de Controle e Eletrônica de Potência

Universidade de São Paulo – Escola de Engenharia de São Carlos – Departamento de Engenharia Elétrica

Av. Trabalhador Sãocarlense, 400

Caixa Postal 35913566-590 - São Carlos - SP

Telefone: 16 2739365, Fax: 16 2739372

vdelcura@sel.eesc.sc.usp.br

D331e

Fransérgio L. Cunha

LABCIBER - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação - SEL - EESC - USP

fcunha@sel.eesc.sc.usp.br

Manoel L. Aguiar

LACEP - Laboratório de Controle e Eletrônica de Potência - SEL - EESC - USP

aguiar@sel.eesc.sc.usp.br

Alberto Cliquet Jr

LABCIBER - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação - SEL - EESC - USP

Departamento de Ortopedia e Traumatologia – Faculdade de Ciências Médicas/UNICAMP

cliquet@sel.eesc.sc.usp.br

Resumo. A melhoria constante das próteses para membros superiores ativas por força externa é uma necessidade, pois estas devem atender adequadamente os pacientes a quem são destinadas. Este fato é comprovado pela observação dos esforços de vários centros de pesquisa mundiais no sentido de promover um melhor desempenho aliado a um alto antropomorfismo e pela evolução constante das funções desempenhadas por essas próteses. Isso se deve ao uso de técnicas avançadas no seu desenvolvimento, utilização de novos materiais e de diversos tipos de sensores, atuadores e mecanismos.

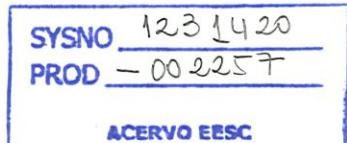
Grande parte dos estudos sobre próteses estão centrados na utilização de sensores que possam proporcionar ao usuário uma prótese parecida com a mão humana. Tanto nos seus movimentos quanto na aparência e na recepção das informações do ambiente, tornando-a também um mecanismo aferente. Com relação aos movimentos da prótese, existem diversos mecanismos capazes de proporcionar um grande número de graus de liberdade e para acioná-los, diferentes tipos de atuadores. Outro ponto a ser discutido é a realimentação que estas próteses podem fornecer de modo que o usuário obtenha sensações do objeto que está manipulando. Isso se deve ao emprego de sensores capazes de informar ao paciente as grandezas medidas de forma adequada. Eles devem também ser de fácil utilização, compactos e resistentes ao uso diário.

Desta forma, pretende-se então discutir tecnicamente neste artigo cada um dos diversos tipos de componentes, dentre eles os principais sensores, atuadores e mecanismos, mostrando seu emprego, suas vantagens e desvantagens. As técnicas empregadas na realimentação, de modo a mostrar o estado atual das pesquisas na área de reabilitação das funções dos membros superiores através do uso de próteses.

Palavras chave: próteses para membros superiores, sensores, atuadores, mecanismos.

1. Introdução

Nas próteses comerciais mais comuns para membros superiores, o sistema de controle é essencialmente em malha aberta, sendo que a única realimentação existente é visual, ou seja, o paciente detecta através da visão se a prótese está realizando os movimentos que ele desejou. Já as próteses multifunção em pesquisa, como a "Mão de São Carlos", que está sendo desenvolvida pelos autores no Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação – LABCIBER, da Escola de Engenharia de São Carlos – USP/Brasil, exigem sistemas de controle mais elaborados para seu perfeito funcionamento, e por conseguinte, sensores específicos para realimentação das informações, visando fechar a malha de controle ou mesmo informar ao paciente alguns detalhes do objeto que está manipulando. Estes sensores podem ser então divididos em sensores que servem para adquirir os sinais de controle provenientes do paciente, para comandar a prótese; sensores para monitorar se os movimentos e a força aplicada estão de acordo com o desejado pelo paciente ou requerido para segurar determinados objetos; sensores para extraír algumas informações do objeto manipulado e finalmente, sistemas para transmitir ao paciente as informações extraídas do ambiente ou do objeto. Após receber as informações dos sensores, o bloco de controle gera os comandos ao bloco referente ao mecanismo da prótese para que as decisões tomadas pelo paciente sejam efetuadas. Neste bloco, há atuadores, para fornecer ao mecanismo dos dedos a potência necessária para executar a tarefa determinada. Um diagrama de blocos dos principais sensores na malha de controle e realimentação de uma prótese para membros superiores multifunção pode ser observado na Fig. (1).



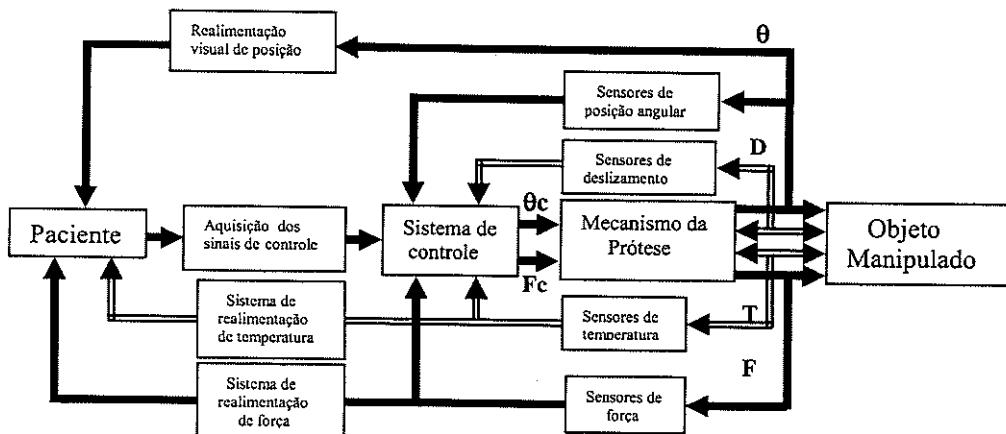


Figura 1. Diagrama de blocos do sistema de controle e realimentação de uma prótese para membros superiores, onde Θ é o vetor de posição angular resultante, F o vetor de força exercida pela prótese, T a temperatura do objeto manipulado e D o possível deslizamento existente entre o objeto e a mão artificial. Θ_c e F_c são os sinais de comando de posição e força, dados pelo sistema de controle, definidos pelo paciente.

O problema do controle de uma prótese se agrava quando se aumenta o número de graus de liberdade (DOF – degrees of freedom) necessários para tornar o mecanismo mais antropomórfico. Porém esta é uma exigência dos usuários que fazem o fator de rejeição ser diretamente ligado ao fator estético da prótese. Assim, este estudo trata apenas dos sensores, sistemas de realimentação, atuadores e mecanismos utilizados para a confecção de próteses para o antebraço, fazendo um estudo comparativo entre os diversos tipos de sensores e sistemas para cada aplicação, com foco para a mão artificial. Desta forma, este artigo está dividido em mais três seções. A próxima seção retrata os sensores utilizados; a segunda expõe os atuadores e mecanismos utilizados. Finalmente, na conclusão deste trabalho, uma comparação entre todos os sensores, atuadores e mecanismos é feita, visando auxiliar a melhor escolha destes para o projeto de uma prótese antropomórfica e algumas diretrizes para futuros trabalhos serão dadas.

2. Sensores

Este tópico está dividido em três subseções para o melhor entendimento. A primeira sobre os meios de aquisição do sinal de controle; a segunda sobre os sinais de monitoramento e a terceira sobre os meios de realizar a realimentação das informações do ambiente para o paciente.

2.1. Aquisição do sinal de controle

Os sinais de controle mais comuns são provenientes do membro residual e podem ser resultantes da medição da força exercida pelo membro, da variação do volume muscular ou dos sinais mioelétricos de um determinado grupo muscular. Sistemas de aquisição de sinais de controle baseados na medição da força muscular vêm sendo usados principalmente para executar os movimentos de flexão e extensão do antebraço, em amputações acima do cotovelo e para abertura e fechamento da mão artificial (Bertos et all, 1997).

Este último sistema se confunde com os sistemas baseados na medição da variação do volume muscular. Quando uma contração é realizada, uma variação do volume muscular é notada na superfície da pele. Se esta variação for medida, poderá também ser usada para realizar o controle da prótese. Recentemente, Kenney et all (1999) desenvolveu um sensor capaz de fornecer um sinal elétrico proporcional à variação dimensional do músculo envolvido, chamando este de sinal miocinemétrico (SMC). Este dispositivo utiliza um sensor de efeito Hall para efetuar a medida da variação de volume do músculo. A maneira mais utilizada atualmente para realizar o controle de uma prótese acionada por força externa é através de sinais mioelétricos (SME).

Sinais de controle provenientes de sensores que convertem as forças musculares através de cabos ou hastes não proporcionam ao paciente movimentos naturais ou são métodos invasivos, dependentes de cirurgias, como a cineplastia (Bertos et all 1997). Estes métodos também não proporcionam sinais que possam ser processados, extraiendo mais de uma informação como os SMEs. Isto se torna útil quando se deseja obter mais de um movimento usando-se apenas um sensor, como visto nos trabalhos de Cunha et all (2000) e Franca et all (2000). Aparentemente os sensores que possuem um potencial maior para utilização em próteses são os sensores miocinemétricos e os mioelétricos. Os sensores mioelétricos possuem alguns problemas, pois seus sinais provenientes são dependentes da impedância da pele, que varia de acordo com a transpiração; dos movimentos relativos do eletrodo com o coto; da fadiga do músculo que também acarreta maiores problemas (Kenney et all, 1999), bem como de uma boa amplificação e filtragem (Ortolan et all, 2000). Os sensores de SMCs possuem um grande potencial para o uso em próteses, porém ainda estão em fase de testes; desta forma a principal aplicação seria principalmente em próteses que funcionam de maneira "on-off" ou de maneira proporcional, com números reduzidos de funções, a não ser que futuros trabalhos mostrem que os SMCs possuem um certo padrão de comportamento, variante de acordo com o tipo de contração ou grupo muscular envolvido.

2.2. Sensores de monitoramento

Os sensores que realizam o monitoramento das variáveis envolvidas no controle da prótese servem para verificar se os comandos emitidos pelo paciente estão sendo realizados de acordo com sua vontade, e para indicar qual a intensidade de algumas variáveis, para posteriormente, na fase de realimentação sensorial, informar ao paciente algumas características do objeto que está manipulando. Os sensores de monitoramento estão divididos em sensores de posição angular, de força e deslizamento e finalmente, sensores de temperatura.

2.2.1. Sensores de posição angular

Em próteses multifunção (Ortolan et al., 2000; Cunha et al., 2000; Franca et al., 2000; Duarte et al., 2000) estes sensores são imprescindíveis, visto que para cada função que a mão irá realizar, uma determinada posição angular dos dedos e das falanges será exigida para execução de uma função específica, principalmente em algumas próteses mais elaboradas. Deve-se salientar que existem vários sensores de posição angular usados em robótica, porém, para se usá-los em próteses algumas características devem ser respeitadas: tamanho reduzido e flexibilidade, já que não há muito espaço disponível em uma prótese para muitos dispositivos; precisão e faixa de trabalho adequada; baixa histerese e interferência; pouco consumo de energia; e finalmente, custo reduzido, pois a prótese deve resultar em um produto comercial. Em relação à precisão, deve-se salientar que ao contrário dos robôs convencionais, uma prótese de mão não exige extrema precisão nos movimentos, facilitando assim o processo de escolha dos sensores que serão utilizados. Estas características são importantes não só para os sensores de posição, mas também para todos os outros sensores que serão usados na prótese.

Para se tentar reduzir as dimensões do sensor, uma solução é usar sensores baseados na variação da indutância ou sensores de efeito Hall. Como exemplo, Jacobsen et al. (1986) usou, em cada junta dos dedos da UTAH/MIT Hand, um sensor de efeito Hall, fixo na falange mais proximal, e um dispositivo, fixo na falange distal correspondente à outra, que possui dois imãs operando de tal forma que caracterizam um dipolo.

Um outro tipo de sensor que pode ser usado, aliando uma boa relação entre peso, volume e precisão são os Shape Sensors™ (Measurand Inc., 2000). Estes sensores usam fibras óticas de 0.25mm tratadas de forma a perder por refração a luz transmitida proporcionalmente à deflexão sofrida pelas fibras. A principal vantagem é que o pacote eletrônico de processamento do sinal pode ser colocado bem distante do ponto onde se deseja medir o ângulo, liberando excesso de peso do mecanismo da mão, além do peso reduzido. Uma das vantagens deste sensor é que ele pode passar pela linha neutra do objeto que se deseja medir, sem apresentar os problemas normalmente vistos com o uso de strain-gages, além de serem bipolares e imunes a possíveis torções (Measurand Inc., 2000).

Sendo mais leves, os sensores baseados na deflexão de fibras óticas mostram-se mais atraentes, porém aparentemente apresentam problemas de calibração e fixação. Os sensores por efeito Hall e indutivos apresentam problemas relativos à construção de dispositivos específicos.

2.2.2. Sensores de força e deslizamento

Uma das maiores reclamações dos usuários de próteses é a falta de realimentação das informações do ambiente, ou seja, o sentimento de tato que o mecanismo protético não proporciona. As próteses comerciais são estritamente eferentes, enquanto deveriam ser também, em um certo nível, mecanismos aferentes (Cunha, 1999). Neste ponto de vista, os dois principais sentidos que deveriam ser implementados seriam o de força exercida contra ou pelo membro artificial e o de temperatura dos objetos que a prótese estaria manipulando. Em um primeiro momento, este artigo trata dos sensores de força e deslizamento, e posteriormente dos sensores de temperatura.

É importante que o paciente saiba qual o nível da força que a prótese está realizando, pois ele pode danificar o objeto que está segurando ou não agarrá-lo com força suficiente. Neste caso, além de força, a prótese deve identificar se o objeto está deslizando e tomar alguma decisão, como por exemplo aumentar a força de preensão. A informação de deslizamento do objeto é então processada internamente, semelhante à informação de posição angular, já que para o paciente é suficiente apenas saber qual a força ele está aplicando. Esta informação de força deve ser feita em níveis, como um controlador fuzzy. Assim, poderiam ser divididos três níveis de força, como proposto em (Duarte et al., 2000), suficientes para que o paciente não tenha excesso de informações para processar. Desta forma, a precisão dos sensores de força pode também ser decrementada, simplificando o processo de escolha (Bertos et al., 1997).

Obana et al. (2000) desenvolveu um sensor de força baseado em extensômetros semicondutores que aparentemente atendem às especificações para o uso em uma prótese. Estes sensores, desenvolvidos por eles, apresentam uma resposta linear na faixa de 0 a 100N, com uma resolução de 0.5N, pequena histerese e tempo de resposta de 7.2ms, com 4mm de diâmetro e 1mm de espessura.

Fazendo uso da deformação sofrida por um material conhecido, pode-se ainda usar elementos capacitivos, indutivos ou sensores de efeito Hall para se medir a força aplicada. Este último apresenta as mesmas vantagens relacionadas no item “sensores de posição angular” e são mais citados nas referências pesquisadas do que os sensores capacitivos ou indutivos. A construção de um sensor de força usando um sensor de efeito Hall pode ser feita fixando-o em uma plataforma fixa e fazendo um imã permanente variar sua distância em relação ao sensor, de maneira proporcional à força, como proposto por Duarte et al. (2000). Outra opção seria usar sensores piezelétricos, porém suas dimensões e

faixa de atuação (até 1,5Kgf) inviabilizam seu uso em próteses. Um FSR (force sensitive resistor) é um elemento sensor de força composto de três finas camadas, que são: uma de polímeros semicondutores, espaçadores e eletrodos que juntos proporcionam uma diminuição da resistência com o aumento de força (Interlink Electronics, 1997). Observa-se neste dispositivo que a relação entre a força e a resistência não é linear, porém pode ser linearizada dentro de certos limites. O FSR não foi desenvolvido para atuar em mecanismos de precisão, pois suas medidas são afetadas por uma alta histerese e dependem do ângulo de incidência da força (Duarte et all, 2000), além de ser um dispositivo frágil. Entretanto, possui várias características que viabilizam o seu uso em próteses, como peso e volume reduzidos, capacidade de deformar-se, moldando-se na superfície aonde será aplicada a força, e uma simples eletrônica para processamento do sinal.

A principal característica em um sensor de deslizamento é medir a derivada da deformação sofrida pelo sensor de força, melhor do que a própria deformação (Maël, 2000), pois os deslizamentos são identificados por introduzir componentes de frequência bem maiores, na ordem de 1kHz, do que em situações de preensão normais, cujas componentes atuam abaixo de 100Hz (Duarte et all, 2000), ou seja, deve-se medir a vibração causada pelo movimento relativo entre o objeto e o dedo da prótese.

Destes, o mais comum para se medir deslizamentos são os sensores capacitivos que usam as propriedades da variação de capacidade de acordo com a mudança de área, distância entre os condutores e mudanças das características do dielétrico para efetuar a medida da vibração. Estes tipos de sensores são, por exemplo, utilizados na prótese apresentada no trabalho de Chappell et all (1991). Outro tipo que poderia ser utilizado, é o microfone ótico (Phone-or, 2000), que mede a variação da diferença de intensidade entre a luz recebida e a luz emitida, após esta incidir sobre uma membrana reflexiva, que por sua vez recebe as ondas sonoras do meio. Nenhum trabalho pesquisado relacionado ao projeto de próteses para membros superiores, ou mesmo de manipuladores robóticos, cita o uso destes microfones ópticos portanto, alguns testes devem ser feitos para verificar sua aplicabilidade.

Uma técnica muito utilizada na robótica, conhecida como "lift-and-try" (Bento et all, 2000), pode ser utilizada para detecção de deslizamentos, caso os atuadores sejam motores elétricos. Esta técnica se resume em observar a variação da corrente consumida pelos motores no momento em que acontece a preensão do objeto. Se a corrente não aumentar devido à carga, então o objeto está deslizando e portanto deve-se tomar a providência adequada. Assim como os microfones ópticos, mais pesquisas devem ser feitas para testar se esta técnica pode ser aplicada com sucesso em próteses para membros superiores.

Talvez uma boa opção para se medir o deslizamento seja através do uso de lâminas piezelétricas, ou Piezo Films (Measurement Specialties Inc, 2000), como são reconhecidos comercialmente. Este sensor possui uma pequena película de material piezelétrico depositada sobre um substrato, que fornece uma tensão de saída proporcional à força aplicada (Bento et all, 2000), ou seja, seguem o princípio dos sensores piezelétricos de força, e suas características de operação são condizentes ao uso em próteses (Duarte et all, 2000).

2.2.3. Sensores de temperatura

Para complementar a sensação tática, outro sentido que pode ser incorporado é o de temperatura. Poucos centros de pesquisa vêm desenvolvendo trabalhos voltados para implementação da sensação de temperatura em próteses para membros superiores (Hanger Orthopedic Group Inc, 2001; Machado et all, 2000). A informação de temperatura torna-se importante quando o paciente manipula objetos cuja temperatura pode vir a destruir o revestimento externo da prótese, quando ele pretende levar algum líquido à boca ou quando ele deseja ter uma noção aproximada da temperatura do objeto manipulado (Machado et all, 2000). Outro problema é como realizar a realimentação das informações de temperatura. Como será visto mais adiante, existem algumas maneiras de enviar esta e outras informações para o paciente de maneira adequada para cada situação.

Existem várias técnicas para medir a temperatura de objetos, mas as formas ideais são aquelas em que as informações de temperatura são convertidas em sinais elétricos, viabilizando o controle da prótese. Neste sentido, os métodos de medida de temperatura se resumem basicamente no uso de termopares, termômetros de resistência e nos termistores.

A principal restrição ao uso de termopares em próteses, é a temperatura de referência, que deve ser conhecida e plenamente controlada, de modo que fique constante durante toda a medição. Além disso, eles não são usados na faixa de temperatura de ambientes, por não serem muito confiáveis neste caso.

Os termômetros de resistência funcionam através do princípio de que a resistência elétrica de um material varia de acordo com a temperatura. Geralmente são usados metais como cobre, níquel ou platina e são muito utilizados na indústria, devido a sua boa precisão e aplicabilidade. Os termistores funcionam da mesma maneira que os termômetros de resistência, porém, são fabricados a partir de materiais semicondutores. Neste caso a resistência decresce com a temperatura. A principal vantagem dos termistores em relação aos termômetros de resistência é que eles podem ser fabricados em pequenas dimensões, viabilizando sua aplicação em próteses.

Machado et all (2000) propôs o uso de um termistor da Siemens, modelo KTY 11-7, para realizar a medida de temperatura, na faixa de 25 a 100°C. Este transdutor possui dimensões reduzidas, aliadas a uma boa resistência mecânica e tempo de resposta. Sua resistência a 25°C é de $2k\Omega$, com uma constante de tempo igual a 11s. Porém, para medir temperaturas mais baixas, outro tipo de sensor deve ser utilizado. Uma opção seria o modelo NTC R-T Curve Matched da Betatherm Ireland (2000), já que este termistor atua na faixa de -55 a 150°C, com uma constante de tempo de 10s e resistência a 25°C de $1.252k\Omega$ (Betatherm Ireland, 2000).

2.3. Sistemas de realimentação das informações de força e temperatura

Uma forma de simplificar e tentar expressar a sensação de tato para um paciente seria transmitir apenas as informações de temperatura do objeto manipulado e da força aplicada pela prótese, como mencionado anteriormente.

Existem várias maneiras de se transmitir estas informações ao paciente, a primeira é a citada por Bertos et all (1997), onde as próprias hastes que realizam o comando para a prótese, inseridas por cineplastia nos músculos do coto, também servem para enviar ao paciente, através de seus canais proprioceptores, as informações sobre o objeto manipulado. O principal inconveniente desta técnica é que ela usa medidas invasivas. As outras técnicas são realizadas por estimulação visual ou auditiva através de códigos luminosos ou sonoros (Machado et all, 2000), ou de sistemas de substituição baseados no tato, como a estimulação mecânica, elétrica (Nohama et all, 1998) ou mesmo térmica. Estes últimos são aplicados na pele do coto ou em outras regiões disponíveis, desde que não interfiram no funcionamento da prótese. O principal inconveniente da realimentação baseada na visão e na audição é o fator estético e o constrangimento causado. Da mesma forma que o paciente percebe os sinais, todas as pessoas que o circundam também os percebem. Isso acarreta rejeição do dispositivo, já que o paciente deseja uma prótese que seja antropomórfica e que não chame a atenção (Cunha, 1999). Sendo assim, estes meios tornam-se desaconselháveis, e devem ser usados somente quando os meios de estimulação táteis forem totalmente impraticáveis.

Nohama et all (1998) demonstrou em seu trabalho que estimuladores baseados no fenômeno Phi tátil, gerado por impulsos elétricos na pele, têm se mostrado eficientes para transmitir sinais de realimentação ao paciente. Estes estimuladores foram testados em pacientes portadores de lesão medular, e alguns detalhes podem ser vistos em (Castro et all, 2000). Talvez o único inconveniente seja o fato de que o nível de tensão possa interferir na aquisição do SME, caso a prótese seja controlada desta maneira e que o estimulador seja colocado próximo aos sensores mioelétricos (Nohama et all, 1998).

Em contrapartida, a transmissão das informações de temperatura já foi alcançada por pesquisadores da Hanger Orthopedic Group, Inc. (2001), que desenvolveram meios de transmitir estas informações, porém, a prótese com tais sensores ainda não está disponível para o mercado, desta forma, como é feita tal realimentação não foi divulgado. Acredita-se que as informações de frio e calor são transmitidas através de módulos de efeito Peltier (Big-list.com, 2001), porém não se sabe se as informações são contínuas ou intermitentes, respeitando as características térmicas do módulo. Qualquer que seja o meio de realimentação, este deve ser feito tomando sempre o cuidado para que na área estimulada não ocorra uma habituação nervosa, ou seja, que esta não fique insensível.

3. Atuadores e mecanismos de transmissão

Os atuadores são compostos por motores ou materiais ativos, e podem ser classificados de acordo com seus princípios de funcionamento, empregados na geração do movimento, seja ele linear ou rotacional, em atuadores convencionais ou não. Os atuadores convencionais compreendem um grupo cujo princípio de funcionamento está baseado no fenômeno eletromagnético, que é utilizado há muito tempo em diversos equipamentos e máquinas. Por outro lado, os atuadores não convencionais utilizam como princípio de funcionamento os fenômenos ligados diretamente à estrutura atômica do material, como ligas metálicas, materiais piezelétricos e compostos químicos do tipo polímero gel.

Nesta seção, também são comentados alguns tipos especiais de mecanismos de transmissão, que por suas características construtivas possuem a propriedade de tornar o mecanismo protético mais antropomórfico, mais leve ou farão com que sejam usados menos atuadores.

3.1. Atuadores convencionais

Os micromotores de corrente contínua (DC) são os motores mais empregados em próteses, principalmente nas próteses comercializadas. Estes precisam ser acoplados a um redutor para aumentar seu torque e diminuir sua alta velocidade de saída para viabilizar o acionamento da maioria dos mecanismos e, tendo seu funcionamento baseado no princípio eletromagnético, requerem uma maior manutenção devido ao desgaste das escovas, o que se torna um problema.

O tamanho reduzido desses motores e dos redutores facilita a acomodação dos mesmos em próteses, sendo possível inserir vários conjuntos motor/redutor para se ter um maior número de juntas ativas na prótese. Porém, cada conjunto é responsável por 1 DOF, e assim podem imprimir à prótese uma elevada massa e volume conjuntamente com a presença de dispositivos eletrônicos de chaveamento para cada um dos motores, sendo todos esses fatores contribuintes para dificultar o bom funcionamento e a utilização da prótese.

Os motores brushless também são baseados no princípio eletromagnético, sendo a função de comutação realizada por uma chave eletrônica (estado-sólido), livre de manutenção. A comutação é feita com o uso de fototransistores (ou sensores de efeito Hall em alguns casos), que detectam a incidência de luz e acionam um transistor (chave) que irá energizar uma respectiva bobina do estator. Esses motores também necessitam de redutores, mas podem ser mais compactos que um motor DC convencional, e assim serem inseridos com mais facilidade na cavidade da prótese.

Carrozza et all (2000) utilizam micromotores brushless bidirecionais acoplados a redutores planetários que por sua vez estão ligados a transmissões do tipo parafuso-guia, conversores de movimento rotacional em movimento linear,

usados para acionar os micro mecanismos do dedo artificial. O conjunto motor/redutor/transmissão possui tamanho bastante reduzido de forma a ser integrado dentro da estrutura da mão protética, de modo a aumentar a quantidade de juntas ativas e interferindo pouco no espaço interno da prótese. Esse tipo de construção se mostra muito compacta, mas devido à presença do conjunto motor-redutor-transmissão nas falanges do dedo artificial pode-se ter um aumento da inércia, e associado a isso, um baixo torque desenvolvido pelo reduzido motor, fazendo com que o dedo exerça uma pequena força de aperto e baixa velocidade de movimentação, além do ruído, que parece ser mais alto que o tolerado pelos usuários de prótese (Carrozza et all, 2000).

Outra opção seria os servomotores R/C constituídos por um motor DC convencional ou brushless, um sistema de redução e um sistema de controle. Caracteriza-se pela precisão de posicionamento angular do eixo de saída, porém seu tamanho pode inviabilizar o uso em próteses. O sistema de redução fornece ao servomotor R/C um elevado torque de saída e em conjunto com o sistema de controle é responsável pela manutenção da posição angular do eixo através de um sensor de posição, ligado diretamente no eixo de saída que informa seu posicionamento angular. O eixo assume diferentes posições relativas a um sinal de comando representado por um trem de pulsos. Ortolan et all (2000) em seu recente trabalho, utiliza servomotores R/C para movimentação do protótipo de um dedo artificial constituído pelas falanges proximal, medial e distal, onde cada servomotor R/C movimenta uma falange do dedo através de uma transmissão por cabos, de modo que cada segmento possua os movimentos de flexão e extensão, conferindo ao dedo três DOF.

Outro atuador que utiliza o fenômeno eletromagnético como fonte de potência primária é o músculo artificial hidráulico. Esse atuador fornece energia hidráulica através da transferência de energia mecânica gerada por um motor DC a um fluido por meio de uma micro bomba. A micro bomba é constituída por um cilindro, um pistão, um conversor de movimento rotacional em linear e um motor DC acoplado a um redutor. Esse conjunto pode gerar 0.6 MPa de pressão hidráulica, sendo possível controlar a pressão hidráulica e o deslocamento do micro músculo artificial de borracha (Mckibben artificial muscle), o qual é constituído por uma estrutura tubular de borracha, podendo não somente realizar a contração como um músculo normal, mas também apresentar grande força por meio da tensão aplicada ao motor (Lee et all, 2000). Esse músculo se apresenta leve, com grande potência e capaz de realizar movimentos suaves. Devido à mudança da pressão interna de acordo com a carga aplicada externamente, pode ser também utilizado como um sensor de pressão. Ele apresenta vantagens como a necessidade de pequeno fluxo, alta eficiência da força, o fluido de atuação pode ser reciclado, saída de força pode ser amplificada e pequeno sobre sinal – “overshoot” (Lee et all, 2000), mas sua baixa freqüência de funcionamento, difícil obtenção de velocidade de movimentação pela geração insuficiente de fluxo pela micro bomba e dificuldade de se obter tubos com diâmetros menores podem dificultar sua utilização em próteses.

3.2. Atuadores não convencionais

Os atuadores cujo princípio de funcionamento está baseado no fenômeno piezelétrico, têm em comum uma alta relação peso/potência. Uma construção comum deste atuador é representada por um estator ativo e um rotor passivo, onde o estator ao sofrer uma diferença de potencial se deforma linearmente para frente e sua extremidade força o rotor a se movimentar, girando ao redor de seu eixo devido ao grande atrito gerado entre o atuador e o rotor. No retorno, o atrito diminui e aliado a uma combinação do tipo de oscilações elétricas aplicadas, cria um movimento senoidal e não retilíneo na ponta do atuador, não permitindo que o rotor gire ao contrário. Estes atuadores possuem tamanho reduzido para um grande torque de saída quando comparados aos motores eletromagnéticos, mas são de difícil construção e custo relativamente elevado (Cunha, 1999). Outro exemplo são os motores ultra-sônicos (USM – ultrasonic motors), que usam vibrações mecânicas na região ultra-sônica (acima de 20 kHz) como fonte de acionamento (Sashida et all, 1993). Trabalham baseados na geração de propagação de ondas em um disco ou anel elástico, composto de material piezelétrico, que conduz a um movimento elíptico das partículas na superfície do sólido chamado estator, sendo esse movimento elíptico transmitido por contato direto com o rotor (Pons et all, 2000), que por sua vez está acoplado ao eixo de saída do motor.

As características mais relevantes nesse motor são sua alta densidade de potência, alto torque e baixa velocidade, funcionamento silencioso, não geração de campos magnéticos, uma rápida resposta, baixa inércia, boas características de controle na partida e parada, máxima eficiência com alto torque, alto torque para tensão igual a 0V e operação em campos magnéticos. Existem algumas desvantagens, dentre elas pode-se citar a necessidade de uma alta freqüência da fonte de energia, curto tempo de vida devido ao uso das superfícies de contato, variação de velocidade, pequena eficiência com relação aos motores eletromagnéticos e alto custo de fabricação devido ao número reduzidos de fabricantes (Pons et all, 2000).

As ligas com memória de forma (SMA – Shape Memory Alloy) são consideradas atuadores não clássicos. Tratam-se de ligas metálicas e caracterizam-se por assumir fases ou formas diversas sob temperaturas diferentes, podendo ser deformada facilmente à temperatura ambiente (Cunha, 1999). Estas ligas apresentam memória de forma, ou seja, são capazes de retornar a uma forma pré-determinada quando aquecidas (TiNi Alloy Company, 2000).

Dentre as vantagens que essa liga apresenta pode-se citar sua utilização na forma de fios, boa relação resistência/peso, elevada relação força/área o que possibilita utilizar esse material em uma prótese para membros superiores substituindo motores com menor massa e preço, facilitar o controle e desenvolver elevada força para agarrar objetos. Mas existem algumas desvantagens ao se utilizá-la, como: as altas temperaturas empregadas (variam de 55 a 100°C) para trazer o material ao estado inicial, baixo nível de ciclos por minuto (baixa freqüência de funcionamento)

devido principalmente à baixa taxa de troca de calor com o ambiente, baixa variação do fator de encurtamento (entre 3 a 8%), o que significa que para uma grande deformação é necessário um grande comprimento do fio de SMA (Cunha, 1999), efeito não linear e baixo ciclo de vida (DeLaurentis et all, 2000). Em seu estudo, DeLaurentis et all (2000) apresenta um dedo com 4 DOF construído em alumínio e utilizando fios de Nitinol (NiTi), com 150 mícrons de diâmetro para a movimentação das juntas.

O polímero gel contrátil representa um método de atuação alternativo, sendo composto por material capaz de sofrer razoável deformação mediante à aplicação de um estímulo externo, como térmico, químico ou elétrico. Uma propriedade comum em todos estes polímeros, e importante para projeto de atuadores, é sua habilidade única para sofrer mudança abrupta no volume (Brock, 1991). Há vários tipos de polímeros gel, diferenciados por suas composições e tipos de estímulos usado na contração, podendo-se citar como exemplo três desses polímeros: o PAA (Poli – ácido acrílico) estimulado pelo potencial hidrogeniônico ou pH, o NIPA (N-isopropilacrilamida) estimulado pela temperatura e o PAM (Poli – acrilamida) estimulado por um campo elétrico (Brock, 1991).

Devido a essas características, o polímero gel pode destacar-se em aplicações de robótica e reabilitação, por ocupar um espaço reduzido e possuir pouca massa, podendo tornar essa estrutura mais compacta, leve e com um grande número juntas ativas, aumentando assim o número de DOFs da prótese.

No trabalho realizado por Sakamoto et all (1994), o objetivo foi de desenvolver e utilizar material polimérico contrátil (PAM) para movimentação das juntas da prótese de mão, capaz de substituir motores com menor massa e preço, sendo o ideal desenvolver um “músculo artificial” controlado por sinais elétricos e biocompatível para implantes, correspondendo a uma forma de atuador que pode substituir ou auxiliar um músculo natural em suas funções (Sakamoto et all, 1994).

3.3. Mecanismos de transmissão

O mecanismo múltiplo de transmissão (MT), em desenvolvimento pelos autores, aciona vários cabos, por meio de polias, ao mesmo tempo ou independentemente um do outro, possibilitando a movimentação de cada segmento de um dedo artificial. O MT é constituído por um motor ligado a um redutor, um sistema de acoplamento eixo-polia e um sistema de bloqueio. As polias são ligadas ao eixo de saída do moto-redutor, mas desacopladas desse eixo, sendo o sistema de acoplamento o responsável pela união entre polia e eixo permitindo que o moto-redutor tracione os cabos. Após o segmento do dedo ser movimentado até a posição desejada, o sistema de bloqueio mantém a posição desse segmento prendendo a respectiva polia, e permitindo a livre movimentação do eixo. No movimento inverso, o sistema de bloqueio libera a polia e o segmento recua, pela força de uma mola, até uma outra posição desejada, mediante novamente à atuação do sistema de bloqueio.

Esse se apresenta relativamente leve e, devido à presença de várias polias para tracionamento dos cabos, confere à mão protética várias juntas ativas com vários DOF. Devido aos sistemas de acoplamento e bloqueio e ao número de juntas ativas, o atuador pode não ser compacto o suficiente para ocupar a região relativa à mão protética, podendo ser acomodado ao longo de toda a cavidade da prótese evitando a concentração de massa na região distal, promovendo uma distribuição mais homogênea de massa.

No mecanismo proposto por Ma et all (1993), chamado CT Arm tipo 1 ou 2, existem polias que juntamente com os cabos permitem o acionamento dos diversos segmentos que constituem um dedo artificial. Tomando-se como base o movimento do dedo artificial, a junta distal tem somente uma polia ligada a ela; já a junta medial possui duas polias, sendo uma ligada a ela e a outra para auxílio ao movimento do cabo para a polia da junta distal e assim esse sistema se repete para a falange proximal. O número de cabos para um mecanismo de n DOF pode ser igual a n , onde cada motor pode movimentar um cabo e consequentemente 1 DOF, reduzindo o fardo de força de tração nos cabos. Este é o mecanismo (CT Arm 1) escolhido pelos autores, baseados no trabalho de Cunha (1999), para a construção de um protótipo de bancada de um dedo existente no LABCIBER.

O mecanismo de Manivela Deslizante (Slider Crank), tratado no trabalho de Carrozza et all (2000), comprehende um mecanismo acionado por um atuador linear, onde este movimento é usado para acionar diretamente as juntas de um dedo artificial com três falanges. Neste dedo, a junta metacarpofalangeana e a junta interfalangeana proximal, possuem cada uma um atuador linear e um mecanismo Slider Crank, com dimensões diferentes, enquanto a junta interfalangeana distal tem sua força de acionamento transmitida por meio de uma ligação (Carrozza et all, 2000). Esse mecanismo juntamente com o atuador linear, possui dimensões bastante reduzidas a fim de ser acomodado na palma e falange proximal, obtendo-se pequeno tamanho e redução de massa, o que possibilita um aumento no número de DOF e consequente aumento da mobilidade da prótese, proporcionando uma melhora na área de contato entre as falanges e o objeto durante a tarefa de agarrar (Carrozza et all, 2000). Devido o reduzido tamanho do atuador o mecanismo recebe uma quantidade de força pequena e consequentemente a força de aperto da mão protética será pequena.

Em seu trabalho, DeLaurentis et all (2000) mostra o protótipo de um mecanismo, um dedo artificial com 4 DOF, no qual utiliza SMA, como um músculo artificial para movimentar as juntas. Os segmentos do protótipo foram feitos de tubos de alumínio, para promover um dedo leve. Ligando os segmentos há pinos de suportes, que são presos pelo lado de dentro dos tubos e conferem movimento de revolução ao segmento seguinte sobre o pino de revolução, além de servir como canais para os cabos de SMA através do dedo. No segmento mais próximo da palma há uma junta que permite que o dedo realize os movimentos de adução e abdução.

Esse tipo de construção se mostra bastante leve, com elevado grau de antropomorfismo, apresentando os mesmos DOF de um dedo humano e compacto devido ao uso de SMA na forma de fios, porém devido ao tipo de construção e

consequente forma de fixação dos cabos no interior dos segmentos, é necessária a realização de elevada força para a tarefa de agarrar um objeto o que leva a um elevado consumo de energia.

4. Conclusões

Tabela 1. Tabela de seleção e comparação entre os sensores, atuadores e mecanismos estudados.

<i>Sensores, Atuadores e Mecanismos</i>		<i>Tamanho</i>	<i>Peso</i>	<i>Flexibilidade e aplicabilidade</i>	<i>Precisão</i>	<i>Faixa de operação</i>	<i>Histerese e não repeitibilidade</i>	<i>Consumo de energia</i>	<i>Freqüência de funcionamento</i>	<i>Eficiência</i>	<i>Densidade de Potência</i>	<i>Antropomorfismo</i>	<i>Custo</i>	<i>Total</i>
<i>Sensor de aquisição do sinal de controle</i>	Mioelétricos	3	4	5	5	5	5	4	-	-	-	-	3	34
	Miocinemétricos	2	4	3	4	3	4	4	-	-	-	-	2	26
	Força muscular (FSR)*	1	2	1	2	4	2	1	-	-	-	-	4	15
	Força muscular (Strain-Gages)	1	1	1	4	4	4	2	-	-	-	-	1	18
<i>Sensor de posição</i>	Potenciométricos	2	3	2	3	4	4	2	-	-	-	-	5	25
	Encoders	1	1	1	5	5	5	3	-	-	-	-	1	22
	Indutivos	3	3	4	3	4	2	3	-	-	-	-	4	26
	Por efeito Hall	3	3	4	3	5	4	3	-	-	-	-	3	28
	Por Strain - gages	1	1	1	5	5	5	2	-	-	-	-	1	21
	Por fibras óticas	5	5	5	3	3	4	3	-	-	-	-	1	29
<i>Sensor de força</i>	Por Strain - gages	3	3	2	5	5	5	2	-	-	-	-	1	26
	Por efeito Hall	3	2	3	4	5	5	3	-	-	-	-	3	28
	Piezelétricos	2	1	1	5	2	5	5	-	-	-	-	2	23
	FSRs	5	5	4	2	5	2	1	-	-	-	-	4	28
<i>Sensor de desliz.</i>	Microfones capacitivos	4	5	3	2	5	5	3	-	-	-	-	2	29
	Microfones óticos	4	5	3	2	4	5	2	-	-	-	-	1	26
	Piezo films	5	5	4	3	5	5	5	-	-	-	-	2	34
<i>Sensor de temp.</i>	Termopares	4	3	2	4	5	5	5	-	-	-	-	2	30
	Termômetros de resist.	1	1	1	5	5	5	1	-	-	-	-	1	26
	Termistores	5	5	5	4	5	5	3	-	-	-	-	4	34
<i>Atuador Convencional</i>	Micromotor DC	4	4	4	4	-	5	5	5	5	3	-	5	44
	Brushless	5	5	4	4	-	5	5	5	5	3	-	5	46
	Servomotor R/C	3	4	3	5	-	5	5	4	5	3	-	5	42
	Músculo artificial hidr.	3	3	3	3	-	4	4	2	3	2	-	4	31
<i>Atuador Não Convencional</i>	Atuador piezelétr. rot.	3	4	3	4	-	5	5	5	5	5	-	2	41
	USM	5	5	4	4	-	5	5	5	4	5	-	1	43
	SMA	2	5	3	2	-	2	2	1	2	5	-	4	28
	Polímeros gel	4	5	2	2	-	3	3	1	3	5	-	2	30
<i>Mecanismos</i>	MT	3	3	4	4	-	-	-	-	4	-	5	4	27
	CT Arm1	4	5	5	4	-	-	-	-	5	-	5	5	33
	Slider Crank	5	5	4	4	-	-	-	-	5	-	5	4	32
	Dedo (SMA) – 4 DOF	5	5	4	4	-	-	-	-	2	-	5	4	29

* foi considerado todo o conjunto cabos(ou haste)/transdutor para os sensores de aquisição baseados em força muscular (Bertos et all, 1997). Os espaços em branco representam características ausentes nos sensores, atuadores ou mecanismos.

Visando auxiliar a escolha correta dos sensores, atuadores e mecanismos a serem usados em próteses para membros superiores, este artigo propôs uma tabela de seleção cujas principais características receberam notas de performance,

para cada tipo. Estas notas variaram de 1 a 5, sendo que quanto menor o tamanho, peso, histerese e não-repetibilidade, consumo de energia e custo, maior a nota; e quanto maior a flexibilidade e aplicabilidade, a precisão, freqüência de funcionamento, eficiência, densidade de potência e antropomorfismo, maior a nota. Entende-se como flexibilidade e aplicabilidade o conjunto de características funcionais do elemento que possibilita sua aplicação de maneiras diversas, além de poder se adaptar adequadamente ao uso proposto. As notas foram dadas empiricamente, de acordo com as observações obtidas nas referências pesquisadas e baseadas na experiência dos autores. Quanto mais a nota da classificação geral, que é resultado do somatório das notas individuais das características, se aproxima dos valores 40, 50 e 35, respectivamente para sensores, atuadores e mecanismos, melhor esse componente se aplica à prótese. Em caso de empate entre componentes do mesmo tipo, vale o de menor custo. As notas e o resultado da classificação geral pode ser vista na Tab. (1). Não foram considerados os meios de realimentação, devido ao fato que esta função pode variar para cada tipo de paciente.

Observando a Tab. (1), verifica-se que os melhores sensores para aquisição dos sinais de controle são os sensores mioelétricos. Já para os sensores de posição angular observa-se que os óticos são ligeiramente melhores do que os baseados em efeito Hall. Neste caso uma escolha mais apurada deve ser feita, a exemplo dos atuadores e mecanismos, onde o motor brushless e o CT Arm 1 se mostraram mais aplicáveis, mas bem próximos das segundas opções. Se a opção for por atuadores não convencionais, os motores piezelétricos são os mais indicados. Já o custo dos sensores de força do tipo FSR indica que esta é a melhor opção, visto que em uma avaliação final, estes empataram com os sensores baseados em efeito Hall. Os Piezo Films (Measurement Specialties Inc, 2000), para medir deslizamentos, e os termistores, para medir a temperatura dos objetos manipulados, mostram-se as melhores opções para suas aplicações específicas.

A partir desta seleção serão feitos testes quantitativos mais precisos entre os elementos que não obtiveram uma diferença muito grande na classificação geral da Tab. (1), como os sensores de posição angular e os sensores de força, para se verificar a sua real aplicabilidade.

5. Agradecimentos

Ao apoio financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP (#96/12198-2) e a Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES, e a Msc. Marcela de Oliveira Sene, pela ajuda na revisão deste artigo.

6. Referências

- Bento, F. R. O. et all, 2000, "Sensoriamento Tátil Dinâmico em Próteses de Membros Superiores". Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, ISBN: 84-699-3253-5, Madrid, pp 343 – 346.
- Bertos, Y. A. et all, 1997, "Microprocessor Based E.P.P Position Controller for Electric-Powered Upper-Limb Prostheses", Proceedings – 19th International Conference – IEEE/EMBS Oct. 30 – Nov. 2, Chicago, IL. USA, pp 2311 – 2314.
- Betatherm Ireland Ltd, 2000, "Betatherm Manufacturer of Negative Temperature Coefficiente (NTC) thermistors", Ireland, USA: Product, [on line]. Disponível: <http://www.Betatherm.com/producnaold.htm> [Capturado em 31 de jan. de 2001].
- Big-List.Com, 2001, "Peltier Device Information Directory", [on line]. Disponível: <http://www.peltier-info.com/> [Capturado em 04 de fev. de 2001].
- Brock, D.L., 1991, "Review of Artificial Muscle based on Contractile Polymers", A.I.Memo No. 1330, November, 1991, [on line]. Disponível: <http://www.ai.mit.edu/projects/muscle/pubs.html> [capturado em 06 de fevereiro de 2001].
- Carrozza, M.C. et all, 2000, "An Actuator System for a Novel Biomechatronic Prosthetic Hand", Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 June, Bremen, Germany, pp276-280.
- Castro, M. C. F.; Cliquet Jr, A., 2000, "A. Artificial Sensorymotor Integration in Spinal Cord Injured Subjects". Artificial Organs. ISSN: 0160-564X. The Official Journal of the International Society for Artificial Organs, Blackwell Scientific Publications, Inc., Cambridge, MA, EUA, 24(9), pp. 700-717.
- Chappell, P.H., Kyberd, P.J. , 1991, "Prehensile Control of a Hand Prosthesis by a Microcontroller". J. Biomed. Eng. Vol. 13, p. 363 – 362.
- Cunha, F. L. et all, 2000, "O Uso De Redes Neurais Artificiais para o Reconhecimento de Padrões em uma Prótese Mioelétrica de Mão". Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, ISBN: 84-699-3253-5, Madrid, pp 339 – 342.
- Cunha, F. L., 1999, "Obtenção e Uso dos Acoplamentos Cinemáticos Interfalangianos e Interdigitais no Projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores". Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica – Automação) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, 143 p.
- DeLaurentis, K.J., e Mavroidis, C., 2000, "Development of a Shape Memory Alloy Actuated Hand", Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 June, Bremen, Germany, pp281-284.
- Duarte, A. et all, 2000, "Sensores de Contacto, Fuerza y Deslizamiento para Manos Protésicas". Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, ISBN: 84-699-3253-5, Madrid, pp 95 – 98.
- Franca, J. E. M. et all, 2000, "A Specific Control System for na Anthropomorphic Myoelectric Hand Prosthesis". Nonlinear Dynamics, Chaos, Control and Their Applications to Engineering Sciences. ISBN: 85.900351-6-6. J.M. Balthazar, P.B. Gonçalves, R.M.F.L.R.F., Brasil, I.L. Caldas, F.B. Rizatto, Editors, 6: Applications of Nonlinear Phenomena, pp. 356-365 (in press).

- Hanger Orthopedic Group, Inc., 2001, "Hanger New Technology - Sense of Feel and Hot and Cold Sensory Systems" [on line], Disponível: <http://www.novacaresabolich.com/newtech.html> [capturado em 8 de fev de 2001].
- Interlink Electronics Inc., 1997, "FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog", Data Sheet with suggested Electrical Interfaces.
- Jacobsen, S. C. et all, 1986, "Design of the UTAH/M.I.T. Dextrous Hand". CH2282-2/86/000/1520\$01.00 IEEE, pp 1520 - 1532.
- Kenney, L. P. J. et all, 1999, "Dimensional Change in Muscle as a Control Signal for Powered Upper Limb Prostheses: A Pilot Study", Medical Engineering & Physics, 21, pp 589 - 597.
- Lee, Y.K., Shimoyama,I., 2000, "A Micro Rubber Artificial Muscle Driven by A Micro Compressor for Artificial Limbs", Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 - 21 June, Bremen, Germany, pp272-275.
- Ma, S., Hirose, S., and Yoshinada, H., 1993, "Design and Experiments for a Coupled Tendon-Driven Manipulator", IEEE Control Systems, February, p.30-36.
- Machado, E. L. et all, 2000, "Implementação do Sentido de Temperatura em Próteses Mioelétricas para membros Superiores". Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, ISBN: 84-699-3253-5, Madrid, pp 103 - 106.
- Maël, E., 2000, "Tactile Sensor", [on line]. Disponível: <http://www.neuroinformatik.ruhr-uni-bochum.de/ini/VDM/research/robotics/Hardware/TactileSensor/contents.html> [Capturado em 24 de jan. de 2001].
- Measurand Inc., 2000, "Shape Sensor™. Instruction Manual". Fredericton, NB, June 14.
- Measurement Specialties, Inc., 2000, "Piezo Information Downloads" [on line]. Disponível: http://www.msiusa.com/piezo_download_listing.htm#PART1-INT.pdf [Capturado em 31 de jan. de 2001].
- Nohama, P., Cliquet Jr, A., 1998, "Sensação Fantasma: Avanços da Estimulação Eletrotátil no Estudo da Propriocepção Artificial", RBE - Caderno de Engenharia Biomédica, V. 14, No 2, pp 7-35.
- Obana, F. Y. et all, 2000, "Desenvolvimento de Sensores Tácteis Utilizando Extensômetros Semicondutores". XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Anais..., Florianópolis, pp. 626 -630.
- Ortolan, R. L. et all, 2000, "Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores". Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, ISBN: 84-699-3253-5, Madrid, pp 111 - 114.
- Phone-Or, 2000, "SOM-010 – Security Optical Microphone", [on line]. Disponível: <http://www.phone-or.com/pdf/Security%20SOM%20010.pdf> [Capturado em 29 de jan. de 2001].
- Pons, J.L. et all, 2000, "High Torque Ultrasonic Motors for Hand prosthetics: Current Status and Trends", Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 - 21 June, Bremen, Germany, pp285-288.
- Sakamoto, M.Y., Duek, E.A.R., Zavaglia, C.A.C., Cliquet Jr, A., 1994, "A Myoelectric Hand Prosthesis Driven By Polymers", Resumo apresentado no World Congress on Medical Phisycs and Biomedical Engineering Rio de Janeiro, Brazil-1994.
- Sashida, T. and Kenjo, T., 1993, "An Introduction to Ultrasonic Motors", Monographs in Eletrical and Eletronic Engineering, Oxford : Clarendon.
- TiNi Alloy Company, 2000, "Introduction to Shape Memory Alloys" [on line], Disponível: <http://www.sma-mems.com/intro.htm>. [capturado: 07 de fevereiro de 2001].

THE STATE OF THE ART FOR UPPER LIMB PROSTHESES: MECHANISMS, SENSORS AND ACTUATORS

Vanderlei O. Del Cura, Fransérgio L. Cunha, Manoel L. Aguiar, Alberto Cliquet Jr
 LABCIBER - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação - SEL - EESC – USP
 Universidade de São Paulo – Escola de Engenharia de São Carlos – Departamento de Engenharia Elétrica
 Av. Trabalhador Sãocarlense, 400
 Caixa Postal 35913566-590 - São Carlos – SP - Brazil
 Telefone: +55 16 2739365, Fax: +55 16 2739372
 vdelcura@sel.eesc.sc.usp.br

Abstract. *The constant improvement of active upper limb prostheses with actuating external force is a real need, as they should assist individuals who need to use them appropriately. This fact is confirmed by the efforts of several world research centers in the sense of promoting a better performance allied to a high anthropomorphism. This is also confirmed by the constant evolution of functions carried out by those prostheses. That is due to the use of advanced techniques in their development, as well as the use of both new materials and several types of sensors, actuators and mechanisms.*

A large part of studies on prostheses is centered on the use of a sensory system to provide the user with a prosthesis similar to the human hand. This similarity can be noted in the prosthesis' movements, in its appearance and in the reception of information about the environment, thus becoming an afferent mechanism. Concerning the movements of the prosthesis, there are several mechanisms capable of providing a great number of degrees of freedom and different types of actuators. Another point is the feedback that this prosthesis can supply, so that the user obtains sensations of the object that is being manipulated. This is due to the use of sensors capable of informing the individual of the measured physical variables in an appropriate way. Such sensors should also be of easy use, compact and resistant to daily use.

This paper discusses technically each of the several types of components, such as sensory, actuators and mechanisms, showing their applications, advantages and disadvantages. The techniques used in the feedback are also discussed to show the current state of the art towards the rehabilitation of the upper limbs with the use of prosthetic devices.

Keywords. *upper limb prostheses, sensors, actuators, mechanisms*