

Tendências em Biomecânica Ortopédica Aplicadas à Reabilitação

Trends in Orthopedic Biomechanics Applied to Rehabilitation

RODRIGO LÍCIO ORTOLAN¹, FRANSÉRGIO LEITE DA CUNHA², DANIELA CRISTINA LEITE DE CARVALHO³,
JURACY EMANUAL MAGALHÃES FRANCA⁴, ADRIANA SIMONE LOPES SANTA MARIA⁵, ORIVALDO LOPES SILVA⁶, ALBERTO CLIQUET JR⁷

RESUMO

Conceitos de Biomecânica são constantemente utilizados nas mais diversas áreas. Tais conceitos são entretanto primordiais na área de Engenharia de Reabilitação. Este artigo pretende divulgar alguns estudos realizados e em andamento nas áreas de biomecânica e bioengenharia com o intuito de desenvolver novas técnicas para reabilitação de pacientes com algum tipo de deficiência motora. Estas deficiências podem ser de âmbito neurológico ou músculo-esquelético. Dentre as deficiências causadas por problemas neurológicos, pode-se mencionar os casos oriundos de lesões medulares, como a paraplegia e a tetraplegia, e os causados por lesões crânio-encefálicas. No campo das deficiências músculo-esqueléticas incluem-se amputações de membros inferiores ou superiores, doenças congênitas, e algumas doenças degenerativas, como a osteoporose.

Descritores: Biomecânica Ortopédica, Estimulação Elétrica Neuromuscular, Próteses para membros superiores, Propriocepção Artificial, Modelo Biomecânico da Coluna Vertebral.

SUMMARY

Biomechanic concepts are constantly used in several areas. These concepts are however of a paramount importance in Rehabilitation Engineering. This paper aims to divulge some studies, both performed and ongoing in the areas of biomechanics and bioengineering with the objective of developing new techniques for rehabilitation of patients with motor problems. These problems can be of a neurologic or musculoskeletal nature. Among these disturbs caused by neurologic problems, we can mention spine cord injuries related ones, as paraplegia and tetraplegia, and those caused by cranioencephalic injuries. Musculoskeletal conditions include lower and upper limb amputations, congenital diseases and some degenerative diseases as osteoporosis.

Key Words: Orthopedic Biomechanics, Neuromuscular Electrical Stimulation, Prosthetic Devices, Artificial Proprioception, Rehabilitation Engineering.

Trabalhos realizados na Escola de Engenharia de São Carlos – Universidade de São Paulo (EESC/USP), no Departamento de Engenharia Elétrica pelo Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LABCIBER)^{1,2,4,7}, no curso de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia^{3,5,6,7} e no Ambulatório do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas- UNICAMP⁷.

1. Engenheiro Eletricista. Aluno de Mestrado em Engenharia Elétrica com ênfase em Engenharia Biomédica (EESC-USP/SEL).
2. Mestre em Engenharia Elétrica. Aluno de Doutorado em Engenharia Elétrica com ênfase em Engenharia Biomédica (EESC-USP/SEL).
3. Fisioterapeuta. Aluna de Mestrado do Curso de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia (EESC/FMRP/IQSC-USP).
4. Engenheiro Eletricista. Aluno de Mestrado em Engenharia Elétrica com ênfase em Engenharia Biomédica (EESC-USP/SEL).
5. Educadora Física. Aluna de Mestrado do Curso de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia (EESC/FMRP/IQSC-USP).
6. Livre docente EESC-USP.
7. Professor Titular EESC-USP/ FCM –UNICAMP.

Escola de Engenharia de São Carlos – Universidade de São Paulo
Departamento de Engenharia Elétrica - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação - Caixa Postal 359 - 13560-250 – São Carlos – SP

These works were performed at Escola de Engenharia de São Carlos – Universidade de São Paulo (EESC/USP), at Department of Electrical Engineering by Bio-cybernetic Lab and Rehabilitation Engineering (LABCIBER)^{1,2,4,7}, in the Post-graduate course Bioengineering Interunits^{3,5,6,7} and at Department of Orthopedics and Traumatology of Faculdade de Ciências Médicas- UNICAMP⁷.

1. Electrician Engineer – Post graduate studente at Master level in Electrical Engineering wiht focus in Biomedical Engineering (EESC-USP/SEL).
2. Master in Electric Engineering – Post graduate student at Doctorate level in Electrical Engineering with focus in Biomedical Engineering (EESC-USP/SEL).
3. Physiotherapist – Post graduate student at Master level of Bioengineering Interunits (EESC/FMRP/IQSC-USP).
4. Electrician Engineer – Post graduate student at Master level with focus in Biomedical Engineering (EESC-USP/SEL).
5. Physical Educator – Post graduate student at Master level of Bioengineering Interunits (EESC/FMRP/IQSC-USP)
6. Free docent EESC-USP
7. Titular Professor EESC-USP/ FCM –UNICAMP.

Escola de Engenharia de São Carlos – Universidade de São Paulo
Departamento de Engenharia Elétrica - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação - Caixa Postal 359 - 13560-250 – São Carlos – SP

SEÇÃO I INTRODUÇÃO: PROBLEMAS DE MOBILIDADE

Um dos principais problemas que a sociedade moderna enfrenta é a integração das pessoas, com algum tipo de deficiência nas tarefas do cotidiano. Frequentemente não se percebe, na maioria das pessoas, a dificuldade na execução de tarefas simples, como abrir uma porta, ouvir e atender o telefone, levantar e andar ou mesmo tomar uma xícara de café. Vários esforços no sentido de reabilitar estes indivíduos vêm sendo feitos em vários lugares no mundo. Existem bons resultados nas áreas de ergonomia, construção civil e projetos arquitetônicos voltados para deficientes físicos, mas o desenvolvimento de equipamentos e tecnologia específica para cada caso é essencial. Pacientes que sofreram danos medulares, dependendo do nível da lesão, devem ser capazes de andar e movimentar-se; do mesmo modo, pacientes que sofreram amputações podem ter seus membros restabelecidos na forma de próteses funcionais e em alguns casos, o mais semelhante possível ao membro natural. Novos métodos para curar doenças degenerativas causadas pelas deficiências motoras adquiridas, devem ser pesquisados e novas alternativas de restabelecimento sensorial, devem ser encontrados, para deficientes audiovisuais.

Desta forma, para possibilitar ao paciente portador de deficiência motora tornar-se mais independente, mais produtivo e assim mais integrado à sociedade, este artigo pretende mostrar algumas das atuais tendências nas áreas de biomecânica e bioengenharia, aplicadas à reabilitação de pacientes com alguma deficiência motora. Estas deficiências podem ser de âmbito neurológico ou musculoesquelético. Dentre as deficiências causadas por problemas neurológicos, pode-se mencionar os casos oriundos de lesões medulares, como a paraplegia e a tetraplegia, e os causados por lesões crânio-encefálicas. Uma das conseqüências originadas destes problemas é a falta de propriocepção. No campo das deficiências músculo-esqueléticas incluem-se amputações de membros inferiores ou superiores, doenças congênitas, e algumas doenças degenerativas, como a osteoporose. Esta classificação, pode ser vista na figura 1.

Diversos avanços nesta área, propiciam aos pacientes com algum tipo de lesão medular, a esperança de readquirir alguns movimentos perdidos e até mesmo andar. Próteses de alta tecnologia, que empregam sinais mioelétricos para seu controle, permitem a realização de tarefas variadas, sendo amplamente comercializadas pelo mundo, mas há ainda muito a ser feito para se tornarem plenamente antropomórficas.

SECTION I INTRODUCTION: MOBILITY PROBLEMS

One of the major problems faced by modern society is integration of people with any kind of deficiencies for daily activities. Frequently it is not noticed in most of people any difficulty in performing simple tasks as opening a door, hearing and answering a telephone call, stand up, walking or even drink a cup of coffee. Several efforts to rehabilitate those individuals are being done in many places of the world. There are good results in areas such as ergonomics, building, disabled people considering architectural projects, however development of devices and technology specific for each case is essential. Patients who suffered spine cord injuries, according to lesion level, should be able to walk and move, as well as amputee patients could have their limbs rehabilitated by the use of functional prosthesis and in some cases as similar as possible to the natural limb. New methods for healing degenerative diseases caused by acquired motor deficiencies should be investigated and new alternatives for sensorial rehabilitation should be found for visually impaired patients.

So, to allow a motor impaired patient to become more independent, productive and this way more integrated to the society, this paper aims to display some of current trends in the filed of biomechanics and bioengineering, applied to rehabilitation of patients with some motor impairment. These deficiencies may be of neurologic or musculoskeletal. Among those caused by neurologic problems, we could mention those from medullary injury, as paraplegia and tetraplegia, and those caused by cranioencephalic problems. One of the consequences of this kind of problems is lack of proprioception. Among those of musculoskeletal origin, we can find lower and upper limb amputations, congenital diseases and some degenerative diseases such as osteoporosis. This classification is displayed in Figure 1.

Several advances in this field can allow patients with a certain types of spine cord injury hope of recovering some movements or even to walk. High technology prosthesis, which use myoelectrical signs for its control allow the performance of variable tasks, and are widely sold around the world, however there is still much to be done to make them fully anthropomorphic.



Figura 1

Figura 1. Classificação simplificada dos problemas de mobilidade para este artigo

Figure 1. Simplified classification of mobility problems used in this paper

SEÇÃO II PROBLEMAS NEUROLÓGICOS

Indivíduos com problemas neurológicos sofrem de diferentes graus de deficiência sensorial e motora, causando fortes impactos psicológicos. Na tentativa de reintegrar estes indivíduos à sociedade, são formados grupos multidisciplinares com objetivo de elaborar estratégias adequadas na reabilitação destas pessoas.

Dentre os trabalhos desenvolvidos em Engenharia de Reabilitação, relacionados com problemas neurológicos, serão mencionados aqueles referentes à Estimulação elétrica neuromuscular, Estimulação eletrotáctil e Ambiente de comunicação para indivíduos com traumatismo crânio-encefálico.

Estimulação elétrica neuromuscular

A estimulação elétrica do músculo esquelético tem se mostrado útil para a realização de movimentos de membros paralisados. Desta forma a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) passou a ser usada visando a reeducação muscular, prevenção de atrofas, redução temporária da espasticidade e redução das contraturas e edemas⁽⁵⁶⁾.

O sinal elétrico aplicado através de eletrodos de superfície induz linhas de campo dentro do membro, de forma que os íons de sódio, localizados externamente à membrana do nervo motor, sofram um influxo súbito para dentro do nervo, gerando o potencial de ação. Esta perturbação se propaga então pelo axônio até a fenda sináptica e o músculo então é contraído⁽⁴²⁾.

SECTION II NEUROLOGIC PROBLEMS

Individuals with neurologic conditions suffer from different degrees of sensorial and motor deficiency causing huge psychological impacts. Attempting to reintegrate those individuals to the society, multi-disciplinary groups are formed, aiming to elaborate strategies that are adequate in rehabilitating those people.

Among the works related to neurologic conditions developed in Rehabilitation Engineering we will mention those related to neuromuscular electrical stimulation, electric-tactile stimulation and communication environment for those cranioencephalic injured individuals.

Neuromuscular Electric Stimulation

Skeletal muscle stimulation has been shown as useful for improving movement of paralyzed limbs. This way, Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) came to be used aiming muscle re-education, atrophy prevention, temporary control of spasticity and contractures and swelling.⁽⁵⁶⁾

The electrical sign applied through surface electrodes induces lines of field inside the limb, making Na ions located externally to motor nerve membrane to suddenly influx to the nerve, generating an action potential. This disturbance proceeds through axon to the synaptic cleft and the muscle then contracts.⁽⁴²⁾

Um dos primeiros relatos históricos de EENM data por volta de 1750, quando um violinista com hemiplegia devido a um Acidente Vascular Cerebral (AVC) teve seus músculos superiores paralisados, foi estimulado eletricamente com uma fonte estática e após dois anos com este tratamento voltou a tocar violino⁽⁴⁷⁾. Em 1985, na cidade de Glasgow, Escócia, foi desenvolvido um trabalho pioneiro, responsável pela primeira caminhada em laboratório, de um paraplégico completo, utilizando a EENM nos membros inativos do paciente. Portanto além de ser útil no tratamento fisioterápico, a EENM pode ser adotada para restabelecer a marcha em pacientes com lesão medular⁽²¹⁾.

A EENM é feita através de trens de pulsos retangulares de baixa frequência e alta amplitude proporcionando correntes eficazes de alguns miliampéres. A frequência do sinal é adotada de forma a oferecer um satisfatório índice de tetanização do músculo, *versus* tempo para atingir a fadiga muscular. O aparelho é uma fonte de tensão controlável, pois nos casos de fontes de correntes, caso o eletrodo não esteja bem fixado à pele, temos o inconveniente de atingir altas densidades de corrente, podendo causar queimaduras na região, agravadas pelo fato da falta de sensação do lesado medular. Além disso, tais sistemas são projetados para funcionar com baterias, evitando assim o risco de choque proveniente de descarga da rede⁽²⁰⁾.

Para a realização da marcha é necessário um conjunto de movimentos que realizam a extensão do tronco (músculos para-vertebrais), extensão e abdução de quadril (glúteos máximo e médio), extensão de joelho (quadríceps), flexão de joelho e extensão de quadril (isquio-tibiais), flexão plantar de tornozelo e joelho (gastrotênio) e reflexo de retirada (nervo fibular) - figura 2. Portanto 16 canais (8 em cada perna) são suficientes para restaurar a marcha em indivíduos com lesão medular em nível alto (cervical)⁽⁵⁴⁾.



Figura 2

One of the first historic reports of NMES was around 1750, when a hemiplegic violinist, due to a cerebral stroke had his upper muscles paralyzed and was electrically stimulated with an static source, and after two years under this treatment came back to play his violin. (47). In 1985, in Glasgow, Scotland, a pioneer work was developed which lead to the first walk in laboratory of a completely paraplegic patient, using NMES in the inactive limbs. Thus, besides being useful in physiotherapical treatment, NMES can be adopted to restore walking in spine cord injured patients. (21)

NMES is performed through rectangular pulses of low frequency and high amplitude, giving efficacious stream of some milliamperes. Signal frequency is adopted in a way that offers a satisfactory muscle contraction, versus time to reach muscle fatigue. The equipment is a source of controllable tension, for in cases of stream sources, in case the electrode is not well fixed to the skin there is the possible inconvenience of reaching high stream intensity with risk of causing burnings aggravated by the fact of lack of sensation of the spine cord injured. Besides this, these systems are designed to work with batteries, avoiding the risk of discharge form the network (20).

For walking it is necessary a number of movements which perform trunk extension (paravertebral muscle), hip extension and abduction (gluteus maximus and medium), knee extension (quadriceps), knee flexion and hip extension (ischiotibials), plantar flexion of ankle and knee (gastrocnemius) and withdrawn reflex (fibular nerve) - Figure 2. So, 16 channels (8 each leg) are enough to restore walking in spine cord injured patients at a high level (cervical) (54).

Figura 2. Paraplégico realizando marcha através de EENM nos nervos fibular e femural.

Figure 2. Paraplegic patient performing walking through NMES in fibular and femoral nerves.

Paraplégicos completos ao deambularem marcha, através de EENM, consomem cerca de 400% de oxigênio a mais durante a caminhada com relação ao nível basal, e têm um consumo energético de 349 J/kg.m. Enquanto que a marcha realizada por estes indivíduos através de EENM acompanhada de órteses mecânicas, compondo assim um sistema híbrido, consomem substancialmente menos energia com relação ao sistema utilizando somente a EENM, dependendo da órtese o consumo energético pode chegar a 90 J/kg.m^(2, 22). As forças de reação com o solo, do braço e da perna no sistema híbrido são consideravelmente menores que no sistema utilizando apenas a EENM^(24, 25).

O paciente portador de lesão medular possui atrofia fisiológica decorrente de modificações de propriedades metabólicas e contráteis das fibras musculares, diminuindo a capacidade do músculo de realizar trabalho. Desta forma, os pacientes entram em fadiga muscular precocemente, levando de 24 a 48 h para a musculatura sob EENM, retornar ao normal. Testes em pacientes foram realizados utilizando um canal de estimulação, recrutando todo o conjunto muscular do quadríceps, e estimulação multicanal seqüencial, recrutando de forma multiplexada, os músculos: vasto lateral, vasto medial e reto femoral que compõe o quadríceps. Foi observado que a resistência à fadiga do músculo paralisado pode ser aumentada por um programa de exercício, induzido pela EENM. Além disso com a estimulação multicanal o músculo prolonga o seu tempo de entrada em fadiga, pois este processo é semelhante à estimulação fisiológica⁽⁶⁰⁾. No entanto, com o uso da técnica multiplexada, o músculo não desenvolve força suficiente para realizar a marcha.

Para o controle da marcha utilizando estimuladores multicanais foram realizados vários trabalhos, propondo o controle através de redes neurais, para tornar a marcha o mais parecida possível com a marcha natural. A rede é composta de três camadas e pode utilizar como entrada os ângulos das articulações do joelho, tornozelo e quadril^(59, 60); somado a estes pode-se ter ainda como entrada da rede a força vertical de reação do solo e o momento anterior/posterior associado aos membros superiores em manoplas de muletas/andadores^(57, 58). Como sensores de ângulo das articulações são usados eletrogoniômetros no joelho, quadril e tornozelo do paciente, e para medir a componente vertical da força de reação do solo e momento antero-posterior são usadas palmilhas instrumentalizadas (FSR's¹ localizados em pontos determinados da sola dos pés) ou ainda muletas instrumentalizadas ("Strain Gauges" em ponte, medindo a deformação da muleta)⁽⁵³⁾. Para realizar a marcha a rede deve ter saídas proporcionais às mudanças nas larguras de pulso da EENM nos nervos femoral e fibular localizados na perna do indivíduo^(54, 59, 60), contraindo assim os músculos reto femoral, tibia anterior, ísquio-tibiais, glúteo máximo, e gastronêmio^(57, 58).

A rede neural compara o passo dado com a marcha normal e quando a relação entre ambos é boa, é aplicado um esquema de

Complete paraplegic when walking through NMES consume about 400% more oxygen during walking when compared to baseline, and have an energy consume of 349 J/kg.m. While march performed by those individuals through mechanical orthosis, so making an hybrid system, consume significantly less energy when compared to system using only NMES. According to the orthosis the energy consumption can reach 90 J/kg.m^(2, 22). The reaction to floor forces of the leg in the hybrid system is considerably smaller than in the system using only NMES^(24, 25).

A patient with spine cord injury has a physiologic atrophy due to changes in metabolic and contractile properties of muscle fibers leading to a reduced working capacity of the muscle. So, patients get fatigued earlier, taking from 24 to 48 h to muscle submitted to NMES return to normal. Tests were performed in patients by using one stimulation channel, recruiting all quadriceps group, and multi-channel sequential stimulation, recruiting in a multi-plexate way the following muscles: lateral vastus, medial vastus, femoral rectus, which are part of the quadriceps. It was noticed that paralyzed muscle resistance to fatigue could be increased by an exercise program induced by NMES. Besides this, with a multi-channel stimulation the muscle prolongs the time to get into fatigue, since this process is similar to the physiological stimulation⁽⁵⁰⁾. However, with the use of multi-plexate technique, the muscle doesn't develop enough strength to perform walking.

For gait control using multi-channel stimulators, several works were performed, proposing to control through neural networks, allowing walk to be as similar as possible to the natural one. The network is composed of 3 layers and can use as points of entrance the angles joints of knee, ankle and hip^(59, 60); additional to these, it can also be used as an entrance for the network the floor vertical reaction force and the momentum anterior/posterior linked to the upper limbs in gauntlets of crutches/walkers^(57, 58). As angle sensors for joints are used electro-goniometers in patient's knee, hip and ankle, and for measuring vertical component of floor reaction force and anterior/posterior momentum, special inner soles (FSRs¹ placed in determined points of foot soles) or even special crutches (with strain gauges placed to measure crutch deformation)⁽⁵³⁾. For walking performance the network should have exits that are proportional to changes in NMES pulse width in femoral and fibular nerves at individual's leg^(54, 59, 60), so contracting the femoral rectus, anterior tibial ischio-tibial, gluteus maximus and gastrocnemius muscles^(57, 58).

The neural network compares the step taken to normal gait and when relation between them is good, an improvement supervised

¹ FSR: Resistores Sensíveis a Força (Pressão) Interlink, USA.

aperfeiçoamento de retro programação supervisionada. O treinamento da rede é feito off-line e depois on-line. O controle do movimento é feito de forma que os músculos sejam contraídos apenas quando necessário, esta informação é obtida através da monitoração dos sensores. Com este controle teremos um tempo maior até que o músculo chegue à fadiga.

No entanto para utilizar a EENM fora do laboratório o sistema deve estar apto a atender às várias condições necessárias como superar pequenos obstáculos⁽⁵³⁾, ou subir escadas. Foi proposto ainda o comando, de forma voluntária, do movimento através do reconhecimento de padrões do sinal de voz, utilizando redes neurais^(19, 57, 58) e também o reconhecimento de padrões do sinal Mioelétrico (EMG) dos músculos preservados acima da lesão, utilizando análise digital.⁽⁵²⁾

A EENM pode ser usada ainda, na reabilitação de tetraplégicos, para restaurar movimentos e funções dos membros superiores. Eletrodos de superfície foram utilizados para recrutar as unidades musculares e realizar as funções de garra desejada – figura 3. As funções de garra propostas são a Preensão Palmar, Garra Composta e uma Composição da Garra de Força e extensão do dedo indicador⁽²⁸⁾. A composição da garra de força e extensão do indicador pode ser utilizada para digitar no teclado do computador, e a garra composta é utilizada para preensão lateral através do músculo opositor do polegar, podendo assim o paciente segurar por exemplo um cartão de crédito⁽¹⁴⁾.

feed back program is applied. Network training is performed off line and later on line. Movement control is made in such way that muscles are contracted only when necessary and this information is gathered by sensor monitoring. With this control we can have a larger time before muscle gets fatigued.

However, for using NMES out of a lab, the system should be able to match the different necessary conditions, such as overcoming small obstacles ⁽⁵³⁾, or to climb stairs. A command was including proposed, as a voluntary control of movement through acknowledgment of voice patterns, using neural networks ^(19, 57, 58) and also through acknowledgment of myoelectrical sign (EMG) of muscle preserved above the lesion, using digital analysis ⁽⁵²⁾.

NMES can also be used in rehabilitation of tetraplegic patients, restoring upper limb movements and functions. Electrodes Surface electrodes were used to recruit muscle units and to perform the desired grip function – Figure 3. The proposed claw functions are Palmar Prehension, Composed Claw and a composition of the Strength Grip Claw and indicator finger extension ⁽²⁸⁾. The composition of strength claw and index extension can be use for typing a computer's keyboard, and the composed claw is used for lateral prehension through thumb opponens muscle, allowing, for example, holding a credit card ⁽¹⁴⁾.

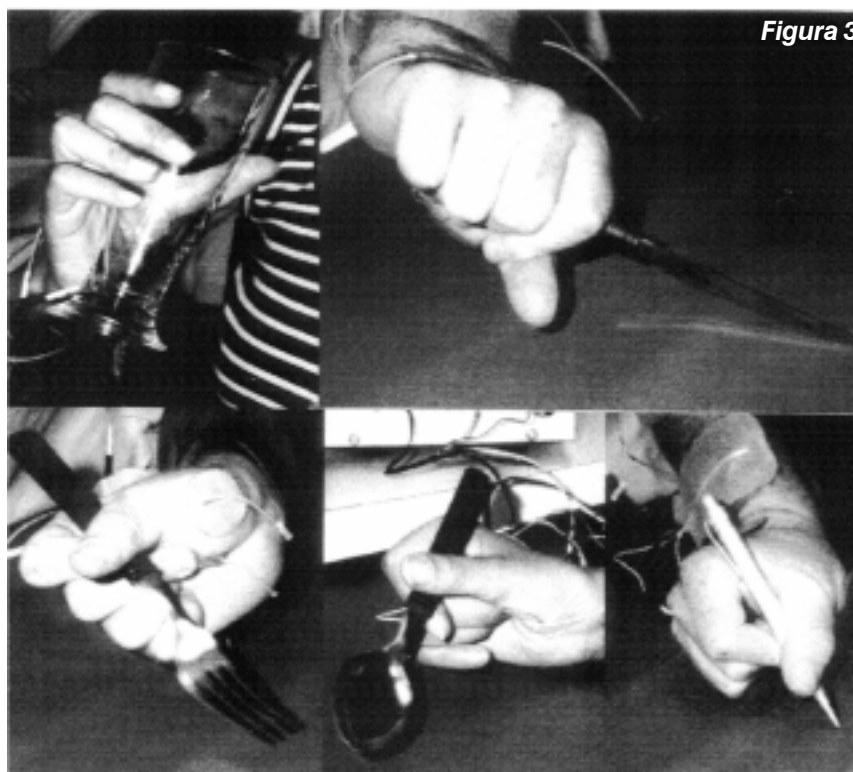


Figura 3. EENM usada na reabilitação de tetraplégicos para restaurar movimentos e funções dos membros superiores

Figure 3. NMES used in rehabilitation of tetraplegic for restoring movements and functions of upper limbs

Para comandar a contração dos músculos da mão foi desenvolvido um sistema de controle através da voz usando redes neurais artificiais. A rede é responsável pelo reconhecimento de padrões da voz, identificando os fonemas /a/, /e/, e /i/, associando cada fonema a um tipo de garra. O sistema apresenta um índice de acerto de 70 % para vozes masculinas e 20% para vozes femininas, devido ao fato da rede ter sido treinada exclusivamente para vozes masculinas⁽²³⁾.

Tetraplégicos não têm sensação nos membros, e a sua mão pode efetuar uma força exagerada na preensão estimulada de objetos, podendo ocorrer danos aos objetos como amassar um copo descartável por exemplo. Para solucionar este problema foi proposta uma luva instrumentalizada composta por uma luva de Lycra com sensores de força baseados em FSRs fixados nas regiões correspondentes as falanges distais do polegar, indicador e médio. O sinal dos FSRs foi filtrado digitalizado e visualizado graficamente através de um software em linguagem C, para preensão de objetos com diferentes pesos^(12, 13, 15). A partir do estudo destes sinais pode-se então implementar um sistema de realimentação tornando o sistema em malha fechada de duas maneiras: a primeira é que depois de processado o sinal, um software de controle determina a intensidade da estimulação de acordo com os níveis medidos e desejados, e a segunda forma de controlar a estimulação é através de um processo de propriocepção eletrotátil onde o próprio indivíduo poderá saber e corrigir a força que sua mão está aplicando para segurar algum objeto .

Estimulação Eletrotátil.

A estimulação elétrica também pode ser utilizada para a realimentação sensorial, quando o indivíduo perde um, ou mais, dos sentidos primários (visão, audição, propriocepção, tato), que pode ser consequência de problemas neurológicos, ou músculo-esqueléticos⁽⁴⁸⁾.

Neste caso, vale à pena considerar que um indivíduo mediano possui cerca de 2 m² de pele⁽³⁵⁾, e na consequente vantagem da exploração da sensação tátil como um canal de entrada sensorial alternativo para a transmissão da informação perdida. Além da disponibilidade de uma extensa área para a transmissão da informação, o uso da sensação tátil apresenta diversas vantagens como: liberar os sentidos remanescentes para outras tarefas; normalmente não são prejudicados por estímulos ambientais rápidos e constantes; pode fornecer grandes quantidades de informações compactadas na faixa de resposta espaço-temporal útil; a estimulação tátil pode ser realizada usando painéis leves e pequenos dispostos sob as roupas, evitando alterações cosméticas, rejeição por parte do usuário e preconceitos sociais^(46, 55, 62).

For hand muscles control it was developed a voice system by the use of artificial neural networks. The network is responsible for acknowledging voice patterns, identifying the phonemes /a /, /e /, and /i /, associating each phoneme to a claw type. The system presents an index of success of 70% for masculine voices and 20% for feminine voices, due to the fact of the net was trained exclusively for masculine voice ⁽²³⁾.

Tetraplegic patients have no sensation in their limbs, and their hand can exert an excessive force in stimulated prehension of objects, and damage can occur to objects as with a disposable glass. To solve this problem a special device composed by a glove of Lycra with stress gauges based in FSRs placed in the corresponding areas of the distal phalanges of the thumb, indicator and medium. The FSRs sign was filtered, digitized and visualized graphically through a software in language C, for prehension of objects with different weights ^(12, 13, 15). From the study of these signs it is so possible to implement a feed back system, making the system really adequate in two different ways: first, is that after processing the sign a control software determines the intensity of stimulation according to the desired levels, and second, through a electron-tactile proprioception process, where the individual him/herself can know how to correct the power his/her hand is applying to a given object.

Electron-tactile Stimulation

When an individual loses one or more of his/her primary sensations (vision, hearing, proprioception, and tact), which can be consequence of neurological or musculoskeletal problems, electrical stimulation can also be used for sensorial feed back ⁽⁴⁸⁾.

In this case, it is worthy to consider that a median individual has about 2 m² of skin ⁽³⁵⁾, and in the consequent advantage of the exploration of the tactile sensation as an alternative sensorial entrance channel for transmitting the lost information. Besides the availability of a large area for information transmission, several other advantages of the use of tactile sensation can be considered such as releasing the remaining senses for other tasks, being not normally disturbed by rapid and constant environmental stimuli, allowing large amounts of information which are compacted within the band of useful space-temporal response and tactile stimulation may be performed by using light and small panels placed under the clothes avoiding cosmetic problems and rejection by the user due to social pre-concepts ^(46, 55, 62).

Pode-se gerar sensações tácteis, seguras e confortáveis, através da aplicação de estímulos elétricos bem controlados na superfície da pele, sendo este processo denominado por estimulação eletrotáctil. Estudos demonstraram que sua utilização pode ser otimizada (através da redução da quantidade de eletrodos, por exemplo) quando o sistema é desenvolvido para gerar o fenômeno Phi táctil⁽⁴⁹⁾. Este fenômeno, permite a criação de uma série de figuras em movimento (de diferentes tamanhos e posições) sobre a pele usando apenas dois, ou três canais de estimulação elétrica. Esta propriedade é particularmente importante porque a modulação espacial apresenta os melhores resultados⁽⁴³⁾.

O fenômeno Phi táctil ocorre quando dois estímulos são aplicados na pele simultaneamente e em locais adjacentes gerando uma única sensação em alguma região entre os mesmos. Esta sensação é determinada pela distância entre os eletrodos, as amplitudes e ordens temporais dos sinais, e corresponde a uma imagem composta pela combinação destes. Por isso, normalmente é denominada por sensação fantasma.^(7, 35)

A estimulação eletrotáctil tem sido utilizada para compensar a perda a visão^(3, 34), audição^(61, 63), e da propriocepção^(11, 49). Esta última em particular é fundamental para o desenvolvimento de próteses mais eficientes, pois a propriocepção indica a posição e orientação dos membros do corpo, e o grau de contração muscular. Sendo que, os sensores relacionados a esta sensação, os proprioceptores, estão presentes, principalmente, nos músculos, articulações e tendões. Por exemplo, no desenvolvimento de próteses para membros inferiores usando EENM para lesados medulares, como foi descrito na seção anterior, Castro e Cliquet⁽¹⁶⁾ utilizaram uma palmilha com FSRs, e a estimulação eletrotáctil no ombro do paciente, possibilitando que este saiba quando o pé está em contato com o solo no processo de deambulação.

Ambiente de Comunicação para Indivíduos com Traumatismo Crânio-Encefálico.

Em muitos casos indivíduos com traumatismo crânio-encefálico têm a perda da mobilidade e sensibilidade de todo corpo, além da ausência de comunicação com o meio externo, restando ativo apenas o sistema ocular. Com o intuito de promover um elo de comunicação entre estas pessoas e o mundo exterior foram desenvolvidos ambientes artificiais de comunicação.

O sistema consiste em uma matriz de LEDs (diodos emissores de luz) e um menu de necessidades variadas, a serem comunicadas. Os LEDs percorrem o menu, permanecendo por um tempo sobre cada necessidade. A escolha é feita através do piscar dos olhos durante dois segundos ou mais quando o LED está sobre o item desejado, acionando um dispositivo sonoro para chamar a atenção de quem estiver por perto. O sensor da piscada é composto por

Safe and comfortable tactile sensations can be generated through application of well controlled electrical stimuli over skin surface. This procedure is called electron-tactile stimulation. Studies demonstrated that its utilization could be optimized (by number of electrodes reductions, for example) when the system is developed to generate a Phi tactile phenomenon⁽⁴⁹⁾. This phenomenon allows the creation of a series of moving figures (of different sizes and positions) over the skin using only 2 or 3 electrical stimulation channels. This properties particularly important because spatial modulation presents the best results⁽⁴³⁾.

The Phi tactile phenomenon occurs when two stimuli are simultaneously applied to adjacent places over the skin, generating a unique sensation in a region between them. This sensation is determined by the distance between the electrodes, the amplitudes and temporal orders of the signs, and corresponds to an image composed by their combination. For this, it is normally called phantom sensation^(7, 35).

Electron-tactile sensation has been used for compensate lost of vision^(3, 34), hearing^(61, 63), and proprioception^(11, 49). This last, particularly is fundamental for the development of more efficient prosthesis since proprioception indicates the position and orientation of the limbs, and the degree of muscle contraction. And the proprioceptors are present mainly in muscles, joints and tendons. For instance, in the development of prosthesis for lower limbs using NMES for spine cord injured patients as described in the section before, Castro and Cliquet⁽¹⁶⁾ used a special inner sole with FSRs, and electron-tactile stimulation of the shoulder of the patient, making possible to him to know when his foot is in contact with the floor in the walking process.

Communication Environment for Head Injured Patients.

In many cases patients of head injury have loss of mobility and sensation in all the body, and absence of communication with their outside environment, remaining active only the ocular sensation. Aiming to promote a link of communication between those people and the outside world, artificial communication environments were developed.

The system is composed by a LED (Light Emitter Diode) matrix and a menu of varied needs to be communicated. The LEDs run the menu, staying for a time over each need. The choice is made by blinking the eyes during 2 seconds or more when the LED is over the desired item, triggering a sound device to call the attention of a person who is around. The blinking sensor is composed by an infrared emitter, which incides light over eyelashes and eyelids, and

um emissor infra-vermelho, que incide a luz sobre cílios artificiais colocados sobre a pálpebra do paciente, e um sensor infra-vermelho. Quando o paciente está com os olhos abertos, os cílios servem como anteparo à luz, refletindo-a de volta ao sensor. Este sistema possui ainda a possibilidade do paciente se comunicar respondendo perguntas diretas através de um código de “sim” e “não”⁽¹⁸⁾.

Vem sendo desenvolvida outra versão propondo sensores que rastreiam o movimento dos olhos e a piscada, tornando possível que o paciente percorra em uma tela, e escolha a opção desejada, em um processo parecido com o movimento e seleção através do “mouse” na tela do computador. Assim como no outro sistema, o paciente deve fechar os olhos, durante pelo menos dois segundos, para selecionar a opção, acionando um dispositivo sonoro.

O movimento dos olhos é realizado através de três pares de músculos extra-oculares dispostos ao redor do globo ocular de forma que um par seja responsável pelo movimento horizontal do olho, outro pelo movimento vertical e o terceiro par pelo movimento oblíquo⁽³⁸⁾. Através de técnicas de Eletromiografia (EMG) pode-se medir o potencial dos músculos extra-oculares de acordo com a posição dos olhos, utilizando eletrodos de superfície.

Para captar os sinais dos movimentos oculares são dispostos cinco eletrodos no paciente, um par é colocado aos lados extremos para captar os movimentos na direção horizontal, outro par acima/abaixo do olho para captar o movimento vertical e um outro eletrodo é usado como referência⁽⁶⁾. Com este sistema, o paciente não depende do movimento dos LEDs no painel, pois pode percorrer a tela conforme sua vontade. O sistema pode ficar ligado 24 h com os sensores conectados, e quando o indivíduo deseja fechar os olhos pode selecionar um modo de descanso, e ainda o paciente pode selecionar letras e escrever alguma frase.

SEÇÃO III PROBLEMAS MÚSCULO-ESQUELÉTICOS

Nesta seção são tratadas algumas das tendências de pesquisa nas áreas de biomecânica ortopédica, próteses para membros superiores e osteoporose, este último um problema que pode ser gerado em pacientes lesados medulares pela falta de movimentação. Alguns dos temas tratados na seção anterior, como a propriocepção artificial por exemplo, podem ser aplicados também em problemas músculo-esqueléticos. No exemplo citado, pode ser possível aplicar os conhecimentos obtidos e fornecer uma prótese para membros superiores com sensores artificiais de temperatura, usando os conceitos listados na parte que trata a propriocepção artificial.

an infrared sensor. When the patient has eyes opened, eyelashes serve as light fence reflecting it back to the sensor. This system has still the capability of allowing the patient to communicating by answering direct questions through a “yes” and “no” code⁽¹⁸⁾.

An other version, able to track eye movement and blinking, and making possible to the patient roll over a screen is under development. This would make possible to choose the desired option in a process similar to the use of a mouse in a computer screen. As in the other system, the patient should close the eyes for at least 2 seconds to choose the option, triggering a sound device.

Eyes movement is performed by 3 pairs of extra-ocular muscles placed around the eye globe, such that one pair is responsible for the horizontal movement, other for the vertical, and a third pair for the oblique movement of the eye globe⁽³⁸⁾. Through Electron Myographic techniques it is possible to measure the potential of extra-ocular muscles according to the position of the eyes, by the use of surface electrodes.

To capture the signs of eye movements 5 electrodes are placed: one pair at the sides to capture horizontal movements, one pair above and below the eye to capture the vertical movement, and an other electrode is used as a reference⁽⁶⁾. With this system, the patient does not depend on the LEDs movement on the panel, since can run over the screen at will. The system can be on 24 hours with the sensors connected, and, when the individual wants close the eyes, can choose a rest mode. And also the patient can choose letters and write some phrase.

SECTION III MUSCULO-SKELETAL CONDITIONS

In this section some of the trends in orthopedic biomechanics, superior limb prosthesis and osteoporosis are discussed. Osteoporosis is a problem that can be originated in spine cord injured patients due to the lack of movements. Some of the subjects discussed in the above section, as artificial proprioception, for example, can also be applied in musculoskeletal conditions. In this example it is possible to apply the knowledge to produce an upper limb prosthesis with artificial temperature sensors, using the same concepts as discussed in artificial proprioception.

Estudos dos esforços atuantes na coluna vertebral.

Um dos principais problemas na área de biomecânica que deve ser levado em consideração é o que acontece na coluna vertebral. O levantamento impróprio de uma carga acarreta várias lesões e atinge um grande percentual da população. Assim, o índice de incapacidade e de morbidade por dor lombar é muito alto, levando a prejuízos incalculáveis e situações sócio-econômicas muito graves. Nos Estados Unidos em 1990, foram gastos 192 milhões de dólares com medicamentos para dor lombar, sendo o custo total de tratamento estimado em mais de 50 bilhões de dólares ao ano⁽⁴⁰⁾.

Visando reverter este quadro, vários autores descreveram alguns modelos biomecânicos da coluna vertebral, onde forças de contato foram analisadas quando uma carga era levantada de modo impróprio^(1, 17), forças estas que podem atingir algumas vezes o valor do próprio peso do indivíduo, dependendo da carga elevada⁽²⁹⁾. A análise dessas forças, proposta anteriormente por alguns autores^(11, 29), considera a coluna como uma haste rígida, representando assim uma aproximação muito pobre para o sistema, uma vez que as diversas forças musculares envolvidas não são adequadamente analisadas e o movimento de retificação da coluna vertebral desprezado⁽¹¹⁾.

Uma das maneiras de contornar este problema é a elaboração de um modelo que seja mais próximo às condições reais que a coluna vertebral exhibe. Para a elaboração de um modelo mais apurado várias características mecânicas e anatômicas devem ser consideradas, juntamente com um modelo matemático adequado. De acordo com o que foi visto, um novo modelo vem sendo desenvolvido, obtendo um cálculo mais preciso das forças que realmente atuam na coluna vertebral, propiciando uma melhor interpretação dos esforços, evitando traumas, problemas posturais e assim, fornecer subsídios para sanar os problemas decorrentes de levantamentos de carga.

Próteses mioelétricas para membros superiores.

Um outro tema sob estudo é a reabilitação, por meio de próteses inteligentes, em pacientes que tiveram seus membros superiores amputados ou possuem alguma mal formação congênita. As próteses usadas na recuperação destes casos podem ser vistas como robôs manipuladores⁽²⁸⁾. Infelizmente, no caso de reabilitação, o problema de controle é mais sofisticado, pois geralmente controladores artificiais ou sistemas híbridos devem substituir o sistema de controle do corpo humano⁽²⁸⁾.

A diferença entre um robô e uma prótese inteligente é que nesta, a interface homem/máquina deve ser melhor analisada, no caso, pelo sistema de controle. Ainda existe o problema de substituição

Study of Spine Stress Factors

One of the major problems to be considered in biomechanics is what happens in spine. The inadequate lifting of a load brings several injuries, affecting a large percent of population. The index of incapacity and morbidity due to low back pain is very high, and causes huge prejudices and very severe social and economic problems. In the USA, in 1990 192 million dollars were spent with medicines for low back pain, and the total cost of the treatments was estimated in more than 50 billion-dollars/year⁽⁴⁰⁾.

With the objective of reverting this picture several authors described some biomechanical models of the spine, where contact forces were analyzed when a load was lifted in an improper way^(1, 17), which can reach some times the individual's weight himself, according to the lifted load⁽²⁹⁾. The analysis of these forces, previously proposed by some authors^(11, 29), considers the column as a rigid pole, so representing a very poor approximation to this system, once several involved muscular forces are not adequately analyzed, and the rectification movement of the spine not took into consideration⁽¹¹⁾.

One of the ways to deal with this problem is to elaborate a model closer to the real conditions. For a more accurate model, several mechanic and anatomic aspects should be considered, as well as an adequate mathematical model. Accordingly a new model is under development with a more precise calculation of the actual forces acting in the spine, allowing a better interpretation of the stresses, avoiding traumas, postural problems and so, giving subsidies to correcting usual weigh bearing problems.

Myoelectrical Prosthesis for Upper Limbs

Rehabilitation of upper limb amputees or malformation bearing patients, through intelligent prosthesis is another theme under study. Prosthesis used in recovery of this kind of patients can be understood as manipulator robots⁽²⁸⁾. Unfortunately, in case of rehabilitation, the problem of control is more sophisticated, since generally artificial controllers or hybrid systems should replace control systems of the human body⁽²⁸⁾.

The difference between a robot and an intelligent prosthesis is that the man/machine interface should be better analyzed in this last case by the control system. There is still the need to replace the natural

dos sensores naturais perdidos e dos mecanismos de execução dos comandos, que também podem ser artificiais. Muitas vezes torna-se impossível recuperar o modo natural de controle, sendo preciso desenvolver métodos alternativos aplicando novos tipos de sensores⁽³⁰⁾ e atuadores⁽³¹⁾ para substituir os perdidos. Na pesquisa destes problemas encontra-se uma integração de diversas áreas, como a Medicina e as Engenharias Mecânica e Elétrica.

Um fator agravante no desenvolvimento de próteses para membros superiores que não pode ser descartado, é o aspecto psicológico do paciente⁽³⁶⁾. Experiências mostram que uma prótese puramente estética⁽⁹⁾ é preferida à uma funcional, se esta for motivo de constrangimento ao paciente. Portanto, a prótese deve ser extremamente antropomórfica (figura 4), imitando a mão humana^(26, 27), tanto no aspecto estético como nos movimentos que esta deva executar. A maioria das próteses para membros superiores atuais possui movimentos e formas muito restritas, bem como um sistema de controle que requer um tempo muito grande de treinamento, fazendo com que o índice de rejeição se torne alto^(9, 36).

Portanto, o principal objetivo é diminuir o índice de rejeição das próteses para membros superiores, facilitando seu processo de treinamento e controle, tornando-a mais antropomórfica. Uma nova abordagem que também poderá ser interessante para a área é fornecer à prótese movimentos síncronos com a outra mão, no caso de uma amputação unilateral⁽⁴⁴⁾. Este é também um grave problema no projeto das próteses para membros superiores, já que seu controle não é feito de forma natural. A difícil sincronização dos movimentos da prótese com a mão existente é também um fator preponderante para rejeição. Isso pode ser realizado ampliando os conhecimentos obtidos em trabalhos anteriores⁽²⁶⁾, com o agarramento de objetos maiores do que as dimensões da mão e definindo os diversos tipos de movimentos coordenados possíveis para tal agarramento. Ao contrário das próteses tradicionais, onde o paciente tem um longo período de treinamento aprendendo a utilizá-la, a prótese aqui proposta será adaptada de acordo com o paciente. Desta maneira, o controle será simplificado, deixando a carga da placa microcontroladora as diversas configurações que a prótese poderá assumir.

sensors that were lost, and of the command execution mechanisms, which can also be artificial. Many times, it becomes impossible to recover the natural control, and it is necessary to develop alternative methods by applying new kinds of sensor⁽³⁰⁾ and actors⁽³¹⁾ to replace the lost ones. In the research of this kind of problems there is an integration of areas such as Medicine, Mechanics and Electrical Engineering.

One of the aspects that can not be ignored in developing upper limb prosthesis is the psychological side⁽³⁶⁾. The experience shows that a purely esthetic prosthesis⁽⁹⁾ is preferred to a functional one if this brings constraint to the patient. So, prosthesis should be very much anthropomorphic (Figure 4), imitating a human hand^(26, 27), both in an esthetic aspect as in movements. Most of the current prosthesis for upper limb have very restrict movements, as well as a control system that demands a long training time, making the rejection index to be high^(9, 36).

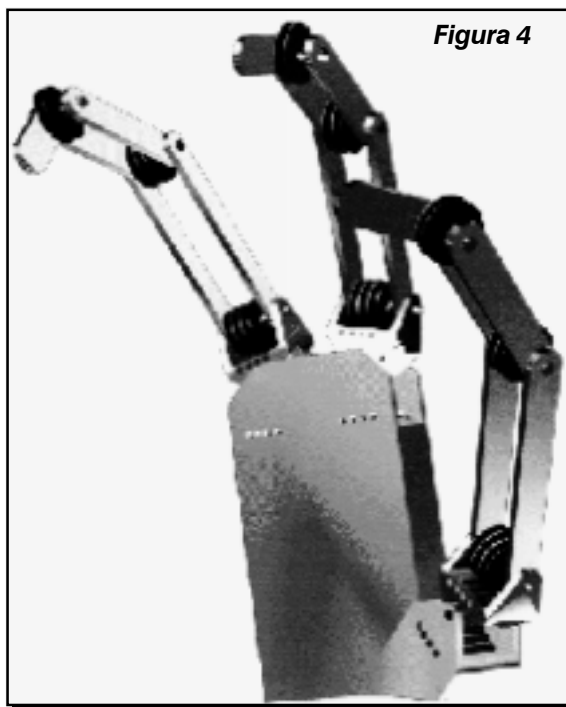


Figura 4. Desenho esquemático de uma prótese antropomórfica de mão.

So, the main objective is to reduce the rejection index of upper limb prosthesis, making easier their control training process, and making them more anthropomorphic. A new approach that can also be interesting for this area is to give a prosthesis with synchronic movements to the other hand, in cases of unilateral amputation⁽⁴⁴⁾. This is also a severe problem when projecting prosthesis for the upper limb, since their control is not made in a natural way. The difficult synchronization of the prosthesis with the existing hand is also an important factor for rejection. This can be made by using knowledge from previous works⁽²⁶⁾, with grasping of objects that are larger of the size of the hand, and defining several kinds of co-ordinated movements possible for such a grasping. Conversely, traditional prosthesis, which need a long training time to learn how to use it, this proposed prosthesis will be adapted according to the patient making the control simplified and leaving to the controlling plate the several possible configurations.

For this, a new study of these synchronic movements should be performed, relating these functions with other pattern objects of larger dimensions. This will lead to a significant control strategy change, starting from controlling signs, preferably through myoelectrical signs, to prehension functions.

Figure 4. Schematic drawing of an anthropomorphic hand prosthesis.

Para isso, deve ser feito um novo estudo destes movimentos síncronos, relacionando novas funções com outros objetos padrões de maiores dimensões. Assim, ocorrerá uma mudança significativa na estratégia de controle, que partirá desde a obtenção dos sinais de controle, preferencialmente através de sinais mioelétricos, até a realização das funções de preensão.

Ultra-som no tratamento da osteoporose.

A osteoporose é uma doença óssea metabólica, que promove diminuição da massa óssea, alterações na microarquitetura óssea, o que torna o osso mais frágil, com conseqüente aumento na ocorrência de fraturas.

A osteoporose pode estar associada ao envelhecimento, à menopausa e às patologias sistêmicas que promovem queda do conteúdo mineral ósseo, como nos traumas raqui-medulares. No entanto, seu aparecimento está principalmente relacionado com deficiência do hormônio ovariano nas mulheres pós menopausais, afetando um terço destas mulheres⁽⁴¹⁾. A deficiência de hormônios ovarianos, prejudica o equilíbrio entre osteoblastos e osteoclastos, células responsáveis pela formação e manutenção do tecido ósseo. Com a diminuição dos níveis séricos do hormônio estrógeno, acredita-se que os osteoclastos se tornam hiperativos, penetrando profundamente dentro de placas esponjosas perfurando-as⁽³²⁾. Essas alterações aumentam a fragilidade óssea e diminuem a capacidade do osso para resistir à compressão e à torção, tornando o osso mais vulnerável, o que aumenta a incidência de fraturas.

Segundo estatísticas mundiais, as fraturas mais freqüentes da osteoporose são as fraturas de coluna vertebral (17%), do terço proximal do fêmur (16%) e as do terço distal do rádio (11%), locais que apresentam maior concentração de osso esponjoso e, com exceção do rádio, são ossos que suportam diretamente o peso do corpo^(10, 37, 51). As fraturas de colo de fêmur podem acarretar seqüelas para os pacientes, desde a perda da independência até o óbito. Estima-se que até o ano 2000 cerca de 15 milhões de brasileiros apresentarão risco de desenvolver osteoporose⁽³⁹⁾, aumentando em 2025 para 34 milhões de pessoas na faixa etária a partir de 60 anos de idade⁽⁴⁵⁾.

O tecido ósseo e o conjuntivo, ao serem deformados, geram potenciais elétricos locais, denominados de SGPs (potenciais gerados por deformação), os quais contribuem para o reparo ósseo⁽⁵⁾ por atuarem como estímulos para células formadoras de osso. Desta forma, a aplicação de ultra-som pulsátil promove micro-deformações nos ossos, submetidos à sua energia mecânica, cria SGPs e estimula formação óssea. As células atuam então, como um transdutor biológico, onde uma maior atividade mitótica da célula é produzida pelo estímulo elétrico⁽⁴⁾.

Devido à gravidade do quadro clínico, existem vários tratamentos objetivando prevenir ou melhorar o quadro clínico da osteoporose, os quais baseiam-se em medicamentos, orientação alimentar, e exercícios físicos⁽³³⁾. No entanto, não há estudos que analisam a eficiência do ultra-som de baixa intensidade, para casos de osteoporose já instalados. Desta forma, está sendo desenvolvido

Ultrasound in the Treatment of Osteoporosis

Osteoporosis is a metabolic disease promoting bone mass reduction, micro-architecture changes, making the bone fragile and consequently leading to an increased risk of fracture.

Osteoporosis can be associated to aging, menopause and systemic diseases promoting bone mineral reduction, as rachimedullary traumas. However, its incidence is mainly related to deficiency of ovarian hormone in post-menopausal women, affecting 1/3 of those⁽⁴¹⁾. Ovarian hormone deficiency disturbs the balance between osteoblasts and osteoclasts, responsible cells for the formation and house keeping of bone tissue. With the reduction of serum levels of estrogen, it is believed that osteoclasts become hyperactive, penetrating deeply lamellar plates and perforating them⁽³²⁾. These changes increase bone fragility and reduce bone ability to resist to compression and twisting, making it more vulnerable, and increasing incidence of fractures.

According to world statistics, the most frequent osteoporotic fractures are of spine (17%), proximal femur (16%) and distal radius (11%), where a larger concentration of lamellar bone is found, and, except radius, are directly weight bearing bones^(10, 37, 51). Femoral neck fractures may lead sequelae including loosening of independence to death. It is estimated that up to 2000 about 15 million of Brazilian people will present with a risk of developing osteoporosis⁽³⁹⁾, increasing in 2025 to 34 million of people aged above 60 years old⁽⁴⁵⁾.

Bone and conjunctive tissue, when deformed, generate local electrical potentials, which are called SGP (stress generated potentials) which contribute to bone repair⁽⁵⁾ for working as stimulators for bone forming cells. In this way, the use of pulsatile ultrasound promotes micro-deformations in the bones, which are subject to mechanical energy, crates SGPs and stimulates bone formation. So, cells act as biological transducers with a larger mitotic activity produced by electrical stimulation⁽⁴⁾.

Due to the severity of the clinical picture, several treatments are available aiming to prevent or to ameliorate this picture, which are based on medicines, nutritional orientation and physical exercise⁽³³⁾. However, there are no studies that evaluate the efficiency of low intensity ultrasound in already installed cases of osteoporosis. So, an experimental work is being developed in an animal model subject to ovariectomy aiming to evaluate the response to treatment. It is expected from bone tissue to react by maintaining or increasing the bone mass amount in a specific region, reducing fractures and sequelae.

um trabalho experimental aplicando ultra-som de baixa intensidade em modelo animal osteopênico, submetido à ovariectomia, com o objetivo de avaliar às respostas a este tratamento. Espera-se, com este estudo, que o tecido ósseo responda de forma a manter ou aumentar a quantidade de massa óssea de uma região específica, diminuindo as fraturas e as seqüelas que decorrem delas.

SEÇÃO IV CONCLUSÕES

Conceitos de Biomecânica aplicados à reabilitação vêm permitindo o desenvolvimento de sistemas, órgãos artificiais e dispositivos ortopédicos e protéticos inteligentes, funcionais e estéticos, efetivamente contribuindo para a melhoria da qualidade de vida de deficientes físicos. As pesquisas apresentadas neste artigo mostram-se viáveis principalmente se tais conceitos forem bem empregados, mostrando que a biomecânica pode intervir em campos onde diretamente pensava-se não alcançar. Portanto, o estudo e confecção de novas técnicas e equipamentos de medição e instrumentação, e a disseminação de centros de pesquisa voltados para a biomecânica são de grande valia para o desenvolvimento de projetos na área de reabilitação.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPESP, à CAPES e ao CNPq pelos recursos prestados ao desenvolvimento das pesquisas divulgadas neste artigo.

REFERÊNCIAS

1. ANDERSSON, G.B.J et al. Quantitative studies of back loads in luting. SPINE, v.1, p-178-185, 1976.
2. ANDREWS, B.; CLIQUET JR., A.; OLIN, M.; BURNHAM, R.; TRASHER, A. Paraplegic locomotion: a linked knee-ankle-foot hybrid system. IN: 2nd Annual IFESS Conference and Neural Prosthesis: Motor Systems 5. Burnaby, Canada, pp. 165-167, 1997.
3. ANTONINO, P.H., CLIQUET JR., A. Sistema de estimulação tátil para recepção de informações ópticas. Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Caxambu, MG, Brasil, 20-24/11/92, p. 196-198, 1992.
4. BASSET, C.A.L. Biologic significance of piezoelectricity: Calcify Tissue Res, 1:252-172, 1968.
5. BASSET, C.A.L. e BECKER, R.O.: Generation of Electric Potentials by Bone in Response to Mechanical stress. Science (137): 1063-4, 1962.
6. BASSI, T. A. G.; CLIQUET JR., A. Relatório de Iniciação Científica – FAPESP, Departamento de Engenharia Elétrica, UNICAMP, Campinas, S.P., 1997
7. BÉKÉSI, G. Sensory Inhibition. Princeton Press, USA, 1967.
8. BLOHMKE, Fritz. Compêndio Otto Bock: Próteses para o membro Superior. Berlin: Schiele & Schön, 1994.
9. BOCCOLINI, F. Reabilitação: Amputado - Amputações - Próteses. São Paulo: Robe Livraria e Editora, 1990.
10. BONNICK, S.L. The osteoporosis handbook: Every woman's guide to prevention and treatment. Taylor Publishing Company, 1994.
11. CARLSÖÖ, S. The static muscle load in different work positions: an electromyographic study, Ergonomics, v.4, p.193, 1961.
12. CASTRO, M. C. F.; CLIQUET JR., A. A low cost instrumented glove for monitoring forces during object manipulation. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. ISSN: 1063-6528. The Institute of Electrical and Electronics Engineering, EUA, v. 5, n. 2, pp.140-147, 1997.
13. CASTRO, M. C. F.; CLIQUET JR., A. An artificial grasping evaluation system for the paralysed hand. Medical & Biological Engineering & Computing. Journal of the International Federation for Medical & Biological Engineering, GB, v. 38, n. 5, pp. 1-6, 2000.
14. CASTRO, M. C. F.; CLIQUET JR., A. An artificial grasping system for the paralysed hand. Artificial Organs. ISSN: 0160-564-X. Journal of the International Society for Artificial Organs. Blackwell Scientific Publications, Inc., MA, EUA, v.24, n. 3, pp.1- 4, 2000.

SECTION IV CONCLUSIONS

Biomechanic concepts applied to rehabilitation allow development of systems, artificial organs and orthopedic devices which are intelligent prosthesis which are esthetic and functional, effectively contributing to improve life quality of physically impaired patients. The researches presented in this paper show to be viable mainly if those concepts are well employed demonstrating that biomechanics can reach unexpected fields. So, study and development of new techniques and measuring and working equipment, and the dissemination of centers focused in biomechanics are of great value for the development of projects in the field of rehabilitation.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank FAPESP, CAPES and CNPq for funding the researches presented in this paper.

15. CASTRO, M. C. F.; CLIQUET JR., A. Uma luva instrumentalizada para tetraplégicos. Revista brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica. ISSN: 0102-2644. Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, v. 12, n.1, p.41-56, 1996
16. CASTRO, M.C.F.; CLIQUET JR., A. Artificial sensorymotor integration in spinal cord injured subjects through neuromuscular and electrotactile stimulation. Artificial Organs. ISSN: 0160-564-X. Journal of the International Society for Artificial Organs. Blackwell Scientific Publications, Inc., Cambridge, MA, EUA, v.24, n. 9, 2000.
17. CHAFFIN, D.B. Biomechanical modeling of the low back during load lifting, Ergonomics, v.31, n. 5, p. 685 - 697, 1988.
18. CLIQUET JR., A. Bioengenharia já consegue 'milagres'; Milagres viram referência dentro da Bioengenharia; Equipamentos entram na 'batalha pela vida'. Jornal A Tribuna de Campinas. Campinas, São Paulo, Brasil, capa, pag. 6, 23/11/1997
19. CLIQUET JR., A. et al. A neural network-voice controlled neuromuscular electrical stimulation system for tetraplegics. Rehabilitation Engineering Society of North America-RESNA. ISBN: 0-932101-30-5/ISBN: 0883-4741. RESNA press, Washington DC, EUA, 12, pp. 29-31, 1992
20. CLIQUET JR., A. Paraplegic gait restoration through neuromuscular electrical stimulation based strategies. Medical & Biological Engineering & Computing, 29 (Supplement), p.711, 1991.
21. CLIQUET JR., A. Paraplegic locomotion with neuromuscular electrical stimulation based systems – a feasibility study". Ph.D. thesis, University of Stratchclyde, Glasgow, UK, 1998.
22. CLIQUET JR., A.; BAXENDALE, R. H.; ANDREWS, B. J. Paraplegic Locomotion and its metabolic energy expenditure. In: Comprehensive Neurologic Rehabilitation - Vol. 3 - Neuromuscular Stimulation: Basic Concepts and Clinical Implications (Capítulo 11). Ed. Rose, Jones and Vrborá. ISBN: 0-939957-17-5. Demos, New york, EUA, pp. 139-146, 1989.
23. CLIQUET JR., A.; MENDELECK, A.; QUESNEL, D. R. F.; SOVI, F. X.; FELIPE JR., P.; OBERG, T. D.; LEMOS, G. J. P., GUIMARÃES, E. A.; QUEVEDO, A. A. F. A neural network-voice controlled neuromuscular electrical stimulation system for tetraplegics. Rehabilitation Engineering Society of North America-RESNA. ISBN: 0-932101-30-5 / ISSN: 0893-4741. RESNA Press, Washington DC, EUA, 12, pp. 29-31, 1992.
24. CLIQUET JR., A.; SOLOMONIDIS, S. E.; ANDREWS, B. J. Paraplegic locomotion with neuromuscular electrical stimulation. In: North Sea Conference on Biomedical Engineering. International Federation for Medical and Biological Engineering, Antwerp, Bélgica, 1990.
25. CLIQUET JR., A.; SOLOMONIDIS, S. E.; ANDREWS, B. J.; PAUL, J. P. Fns in standing up paralysed person – a biomechanical assessment. Clinical Applications of Biomechanics. Biological Engineering Society, University of Salford, GB, 1988.
26. CUNHA, F. L. da et al. Determinação dos Valores dos Ângulos entre as Juntas de um Dedo Através do Processamento Digital de Imagens. In: II SIMPÓSIO INTERDISCIPLINAR EM TECNOLOGIA E SAÚDE, Anais... p. 18, Rio de Janeiro, 1998.
27. CUNHA, F. L. da, SCHNEEBELI H. A., DYNNIKOV V. I. Obtenção das Ligações Cinemáticas entre os Dedos de uma Prótese Adaptativa para Mão Humana. In: XVI CONGRESSO NACIONAL DE CONTROLE AUTOMÁTICO, Anais... Vol. 2, p. 520 - 524, Buenos Aires, 1998.
28. CUNHA, F. L., SCHNEEBELI, H. A., DYNNIKOV, V. I. A development of Anthropomorphic Upper Limb Prostheses with Human-Like Interphalagian and Interdital Couplings. Artificial Organs - Março de 2000, Vol. 24, No. 3, pp. 193-197..
29. DANIELS, M.L.A., WORTHINGHAM, C. Provas de função muscular, Interamericana, 1981.
30. DE CASTRO, M. C. F. Uma Luva Instrumentalizada para Tetraplégicos. 1996. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – DEB/FEE/UNICAMP.
31. DE VINCENZO, C. V. et al. Modelagem mais Precisa dos Movimentos Mecânicos do Oscilador Piezelétrico. IN: XVI Congresso Nacional de Controle Automático, ANAIS.VOL. 2, P. 449 - 454, BUENOS AIRES, 1998.
32. DEMPSTER, D.A.; LINDSAY, R.. Pathogenesis of osteoporosis. The Lancet. 341: 797- 801, 1993.
33. DRIUSSO, P. Efeitos de um programa de atividade física na qualidade de vida em mulheres com osteoporose. Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-Graduação Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, 2000.
34. FONSECA, D.V.; ARAÚJO, M.V.; MALENA, G.P.G.; BARANAUSKAS, V.; CLIQUET JR., A. Studies in a tactile vision substitution systems. Physics in Medicine and Biology, v. 39a, n. 2, p. 865, 1994.
35. GIBSON, R. H. Electrical stimulation of pain and touch. In: The Skin Senses. Ed.: D.R. Kenshalo, Springfield, Illinois: Charles C. Thomas, p. 223-260, 1968.
36. GIRAUDET G. Iniciação à Aparelhagem dos Deficientes Físicos. São Paulo: Organização Andrei Editora, 1978.
37. GROSSI, R.; CAMPELLO, E.C.; OLIVEIRA, N.A.L.; GROSSI, C.V. Fraturas osteoporóticas: Clínica e tratamento ortopédico. ARS CVRANDI Clínica Médica, vol. 29, junho, 1996
38. GUYTON, A. C. Fisiologia Humana. Rio de Janeiro, editora Ganabara Koogans S. A., 1988.
39. IBGE(on line), Disponível: <http://www.ibge.gov.br>(capturado 20 fev. 2000).
40. INDEX OF /DISSERTA96/MERINO,(on line), Florianópolis, fev. 1996. Disponível: <http://www.eps.ufsc.br/disserta96/merino/>(capturado 5 abr. 2000)
41. JOHNELL, O. Advances in osteoporosis: better identification of risk factors can reduce morbidity and mortality. J. Int. med., 239: 299-304, 1996.
42. KOVÁCS, Z. L. O cérebro e sua mente: uma introdução a neurociência computacional. São Paulo, edição acadêmica, 1997.
43. KUME Y. and OHZU H. Electrocutaneous stimulation for information transmission – I: optimum waveform eliciting stable sensation without discomfort. Acupuncture and Electro-Therapeutics Research, Int. J., v. 5, p. 57-81, 1980.
44. LATWESSEN, A., PATTERSON, P.E. Identification of Lower Arm Motions Using the EMG Signals of Shoulder Muscles. Med. Eng. Phys., Vol. 16, p. 113-121, March 1994.
45. LEDERMAN, R.; CARNEIRO, R.A. Osteoporose: saúde pública no Brasil. ARS CVRANDI Clínica Médica, v. 29, p. 17-24, jun, 1996.
46. MASON, J.L., MACKAY, N.A.M. Pain sensations associated with electrocutaneous stimulation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 23, p. 405-409, 1976.
47. MCNEAL, D. R. 2000 years of electrical stimulation. In: Functional Electrical Stimulation: Applications in Neural Prostheses, edited by F. T. Hambrecht and J. B. Reswick. New York: Marcel Dekker, 1977, pp 3-35.

48. NOHAMA, P., CLIQUET JR., A. Sensação Fantasma: Avanços da Estimulação Eletrotátil no Estudo de Propriocepção Artificial, RBE – Caderno de Engenharia Biomédica, v. 14, n. 2, p. 7-35, jul/dez 1998.
49. NOHAMA, P., LOPES, A.M.V.A., CLIQUET JR., A. Electrotactile stimulator for artificial proprioception. Artificial Organs. V. 19, n. 3, p. 225-30, 1995.
50. PEIXOTO, B. O.; CLIQUET JR., A. Redução da fadiga muscular através da Estimulação Elétrica Neuromuscular em pacientes portadores de lesão medular. Revista de Bioengenharia, Caderno de Engenharia Biomédica. ISSN: 0102-2644. Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, v.12, n.2, pag. 21-46, jul/dez 1996.
51. PLAPLER, PG. Osteoporose e Exercícios. Rev. Hosp. Clin. Fac. Med., SP, 52 (3): 163- 170, 1997.
52. QUEVEDO, A. A. F.; CLIQUET JR., A. A system for digital analysis of electromyographic signals. In: Myoelectric Control Symposium'93 (Future Trends in myoelectric technology). ISBN: 1-55131-004-X. Institute of Biomedical Engineering, University of New Brunswick, Fredericton, Canada, pp. 128-132, 1993.
53. QUEVEDO, A. A. F.; PATLA, A. E.; CLIQUET JR., A. Methodology for definition of neuromuscular electrical stimulation sequences: application on overcoming small obstacles. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. ISSN: 1063-6528. The Institute of Electrical and Engineers, EUA, 5(1), pp. 30-39, 1997
54. QUEVEDO, A. A. F.; SEPÚLVEDA, F.; CASTRO M. C. F.; SOVI, F. X.; NOHANA, P.; CLIQUET JR., A. Development of control strategies for restoring function to paralyzed upper and lower limbs. In: IEEE Annual Meeting Engineering in Medicine and Biology Society. ISBN: 0-7803-4262-3. The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Chicago, EUA, pp. 1946-1949, 1997.
55. RISO, R.R., IGNANI, A.R., KEITH, M.W. Electrocutaneous sensations elicited using subdermally located electrodes. Automedica, v. 11, pp. 25-42, 1989.
56. SELKOWITZ, D. M. Improvement in Isometric Strength of Quadriceps Femoris Muscle After Training with Electrical Stimulation. Physical Therapy. v. 65, n. 2, p. 186-196, 1985.
57. SEPÚLVEDA, F.; CLIQUET JR., A. A simple auto-adaptive neural circuit for control of human gait: A simulation based on back-propagation. In: Intelligent Engineering Systems Through Artificial Neural Networks, vol. 4, Ed. Dagli, Fernández, Ghosh and Kumara. ISBN:0-7918-045-8. A.S.M.E.Press, New York, EUA, pp. 585-590, 1994.
58. SEPÚLVEDA, F.; CLIQUET JR., A. An artificial neural system for closed-loop control of locomotion produced via neuromuscular electrical stimulation. Artificial Organs. ISSN: 0160-564-X. Journal of International Society for Artificial Organs. Blackwell Scientific Publications, Inc., Cambridge, MA, EUA, 19(3), pp. 231-237, 1995
59. SEPÚLVEDA, F.; GRANAT, M. H.; CLIQUET JR., A. Gait restoration in a spinal cord injured subject via neuromuscular electrical stimulation controlled by an artificial neural network. The International Journal of Artificial Organs. ISSN: 0391-3988. European Society for Artificial Organs. Wichtig Editore, Milano – Birmingham – Osaka, 21(1), pp. 49-62, 1998
60. SEPÚLVEDA, F.; GRANAT, M. H.; CLIQUET JR., A. Two artificial neural systems for generation of gait swing by means of neuromuscular electrical stimulation. Medical engineering & Physics. ISSN: 1350-4533. Biological Engineering Society. Elsevier Science Ltd., Oxford, GB, 19(1), pp. 21-28, 1997.
61. SHERRICK, C.E. Basic and applied research on tactile aids for deaf people: progress and prospects. The Journal of the Acoustical Society of America, v. 75, n. 5, p. 1325-42, 1984.
62. SZETO, A.Y.J., SAUNDERS, F.A. Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-29, n. 4, p. 300-08, 1982.
63. SZETO, A.Y.J.; CHRISTENSEN, K.M. Technological devices for deaf-blind children: needs and potential impact. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, p. 25-29, 1988.
64. TUREK, S.L. Ortopedia: princípios e sua aplicação. 4a.Edição.SP: Editora Manole, 1991, vol 1.