

Estimulação Elétrica Neuromuscular e Estimulação Eletrotátil na Restauração Artificial da Preensão e da Propriocepção em Tetraplégicos

Neuromuscular Electrical Stimulation and Electron-tactile Stimulation in Rehabilitation of Artificial Prehension and Proprioception in Tetraplegic Patients

MARIA CLAUDIA FERRARI DE CASTRO¹ & ALBERTO CLIQUET JR.²

RESUMO

Esse trabalho discute o uso da estimulação elétrica na reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados. A restauração da função motora de preensão foi obtida pela aplicação da estimulação elétrica neuromuscular, em seqüências de ativação adequadas a realização de atividades do cotidiano como comer, beber, escrever e digitar. Uma luva instrumentalizada com sensores de força possibilitou quantificar o padrão de movimento exercido artificialmente. Esse sistema foi utilizado como alça de realimentação para a restauração de uma propriocepção através da aplicação da estimulação eletrotátil, possibilitando a evocação de sensações tácteis codificadas, relacionadas ao movimento artificial. A integração sensoriomotora se deu pela aplicação simultânea dos sistemas desenvolvidos, possibilitando desde a restauração de padrões funcionais de preensão, até o reconhecimento do padrão de movimento exercido através das sensações evocadas artificialmente.

Descritores – Estimulação Elétrica Neuromuscular. Estimulação Eletrotátil. Restauração de Movimentos. Preensão. Propriocepção. Tetraplegia

SUMMARY

This paper discusses the use of electrical stimulation in upper limb sensorial and motor rehabilitation. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) was used aiming to restore motor hand function by means of muscle activation sequences to perform daily living activities such as drinking, eating, writing and typewriting. Custom made gloves instrumented with force transducers were used aiming quantitative evaluation of the artificially generated movement. This system was used as a sensorial feedback supplier for an artificial proprioception system. Encoded tactile sensation relating to artificially generated movements was provided by electron-tactile stimulation. The results showed that the sensorial-motor integration attained yielded both functional movement restoration and the recognition of artificial grasp force patterns, in order to allow the neuroprosthetic system to become closer to the biologic system.

Key words – Neuromuscular Electrical Stimulation. Electrotactile Stimulation. Movement Restoration. Grasp. Proprioception. Tetraplegia.

Trabalho realizado junto ao Departamento de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

1. Doutora em Engenharia Biomédica pela Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP e Pós-Doutoranda junto ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo (USP).
2. Professor Titular da Universidade de São Paulo (USP) junto ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos e Professor Titular junto ao Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Endereço para correspondência:

Depto. de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas, UNICAMP, (13083-970), Campinas - SP - E-mail: mclaudia70@zipmail.com.br

Work performed at Department of Orthopedics and Traumatology of Hospital das Clínicas da Faculdade de Ciências Médicas of the Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

1. PhD in Biomedical Engineering - Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação of UNICAMP and Post-Doc at Electric Engineering Department of Escola de Engenharia de São Carlos of Universidade de São Paulo (USP).
2. Titular Professor of Universidade de São Paulo (USP) at Electrical Engineering Department of Escola de Engenharia de São Carlos e Professor Titular at Orthopedics and Traumatology Department of Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Address for correspondence:

Depto. de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas, UNICAMP, (13083-970), Campinas - SP - E-Mail: mclaudia70@zipmail.com.br

INTRODUÇÃO

Atividades baseadas na preensão e na manipulação de objetos, apesar de comuns no cotidiano, envolvem movimentos complexos requerendo a ativação de várias unidades musculares em uma sequência tempo-espacial adequada. A destreza e a agilidade dos membros superiores é, portanto, um reflexo da capacidade do sistema nervoso em planejar, coordenar e executar esses movimentos ^(1,2).

Lesões medulares geralmente interrompem a comunicação funcional entre os centros superiores de controle motor e os músculos abaixo do nível da lesão, de tal forma que os comandos vindos dos centros supra-medulares não mais atingem o músculo alvo, bem como informações proprioceptivas, necessárias para realimentar o sistema, não mais atingem os centros de controle, resultando na paralisia dos membros. No caso de lesões aos níveis da quinta e sexta vértebras cervicais (C5 – C6) apesar de preservado o potencial de movimentação do braço (ombro e cotovelo), a função dos membros superiores está prejudicada pela falta de controle da musculatura intrínseca e extrínseca da mão, dificultando ou impedindo a preensão dos objetos necessários para a realização de atividades comuns do cotidiano.

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma técnica de ativação neural, objetivando a obtenção de contrações musculares, mediante a utilização de baixos níveis de corrente. A adoção desta técnica não espera, à princípio, o retorno da função neurológica, mas sim fornecer um meio de restauração artificial da função motora. A ativação controlada das fibras nervosas que inervam grupos de músculos específicos, em uma sequência tempo-espacial adequada, pode ser utilizada para a geração de padrões funcionais de preensão, contribuindo para a reintegração dos membros superiores na realização de atividades comuns do cotidiano ⁽³⁻⁹⁾.

Por outro lado, o comprometimento não é apenas da função motora atingindo também a função sensorial. Na prática, do ponto de vista do uso funcional e cotidiano da EENM, isto limita a autonomia e o desempenho dos usuários do sistema em controlar e coordenar o movimento obtido artificialmente, principalmente no que se refere à restauração da preensão. Neste caso, é necessário não apenas deflagrar uma sequência de ativação preestabelecida, mas também graduar a força exercida, objetivando uma força necessária e suficiente para a preensão dos diferentes objetos. Uma força excessiva, além de poder danificar o objeto, contribui para acelerar o processo de fadiga muscular, um dos principais fatores que inviabilizam o uso cotidiano da EENM. Dessa forma, é necessário também a restauração da função proprioceptiva, realimentando o indivíduo com parâmetros que caracterizam a resposta motora obtida artificialmente, direcionando os ajustes que se fizerem necessários.

A função tátil tem sido estudada para servir como uma entrada sensorial suplementar podendo auxiliar e até mesmos substituir uma outra função sensorial. A estimulação eletrotátil tem se mostrado uma técnica promissora para a implementação de uma

INTRODUCTION

Activities based on object prehension and manipulation, even though are usual in common daily activities, involve a number of complex movements requiring activation of several muscle units in a time-space correct sequence. Ability and agility of upper limbs is so a reflex of the ability of nervous system to plan, coordinate and execute these movements. ^(1,2).

Spine cord injuries generally break the functional communication between upper motor controlling centers and muscle below the injury level, so preventing commands to come from supra-medullary centers and reach target muscle, as well as proprioceptive information, necessary for system feedback, can't reach controlling centers, resulting in palsy. In case of injuries affecting levels from 5th to 6th cervical vertebrae (C5-C6), even though potential movement of arm is preserved (shoulder and elbow), upper limb function is hindered by lack of control of intrinsic and extrinsic hand muscles making difficult or impossible prehension of needed objects for common daily activities.

Neuromuscular Electric Stimulation (NMES) is a neural activation technique aiming to get muscle contractions with use of low current levels. Adoption of this technique doesn't expect a neurologic restoration but to give means to an artificial restoration of motor function. Controlled activation of nervous fibers innervating specific muscles in a time-space correct sequence can be used for generation of functional patterns of prehension, contributing for reintegration of upper limbs in performing common daily activities ⁽³⁻⁹⁾.

On the other hand, it is not only motor activity that is compromised, but also the sensorial one. From a practical point of view of the daily use of NMES, this limits autonomy and performance of system users to coordinate the artificially obtained movement, mainly in prehension restoration. In this case, it is necessary just not to start a sequence of preset activation, but also to graduate the exercised force, aiming at a necessary and enough force for prehension of the different objects. An excessive force, besides could damage the object, contributes to accelerate the process of muscular fatigue, one of the main factors that make unfeasible the daily use of NMES. In that way, it is necessary also the restoration of the proprioceptive function, feeding back the individual with parameters that characterize the motor reaction artificially obtained, addressing the adjusts that may be necessary. Tactile function has been studied to serve as a supplementary sensorial input, and can help or even replace other sensorial function. Electron-tactile stimulation has been shown to be a promising technique for implementation of a supplementary communication through tactile function. The information should be coded through stimulation parameter variation that will be interpreted, allowing the individual to link the evoked tactile sensation to the information intended to transmit ^(10,13,14).

This work is intended to look at both problems, focusing sensorial-motor integration in prehension restoration in spine injured

comunicação suplementar através da função táctil. A informação deve ser codificada através da variação de parâmetros de estimulação que serão interpretados, possibilitando ao indivíduo relacionar a sensação táctil evocada à informação que se deseja transmitir ^(10,13,14).

Este trabalho vai de encontro a essas duas problemáticas, enfocando a integração sensoriomotora na restauração da preensão em lesados medulares, apresentando o desenvolvimento e a aplicação de sistemas artificiais baseados em estimulação elétrica neuromuscular e estimulação eletrotáctil.

MATERIAL E MÉTODOS

Visando a restauração dos movimentos de preensão foi desenvolvido um sistema específico para uso clínico em laboratório. O estimulador é controlado por computador, viabilizando a elaboração e aplicação de diferentes estratégias de estimulação e possibilitando a ativação coordenada de até oito unidades musculares. O sinal de saída corresponde a trens de pulsos monofásicos em tensão, forma de onda quadrada, com largura máxima de 300 ms e frequência de 20 Hz. A estimulação é liberada transcutaneamente, segundo a seqüência e temporização definidos, através de eletrodos de superfície auto-adesivos posicionados nos pontos motores dos músculos selecionados.

Foram elaboradas seqüências de ativação neural visando a restauração da preensão palmar (Tabela 1) e da preensão lateral (Tabela 2). Esses dois padrões (figura 1), tomados em conjunto, possibilitam a realização da maioria das atividades presentes no cotidiano. A seleção dos músculos baseou-se em estudos anatômicos, cinesiográficos e eletromiográficos em indivíduos normais e na viabilidade de estimulação com eletrodos de superfície, resultando em seis unidades motoras: Extensor Radial do Carpo (ERC), Extensor Comum dos dedos (ECD), Flexor Superficial dos dedos (FSD), Abdutor do polegar (AbP), Oponente do polegar (OpP) e Lumbricais (L). Para coordenar a ativação desses músculos, o movimento foi dividido em quatro sub-fases definidas como abertura, posicionamento, preensão e liberação do objeto. Em cada uma delas os músculos responsáveis pela função pretendida foram ativados segundo uma temporização específica, com exceção da sub-fase de preensão que tem duração variável de acordo com a atividade a ser desempenhada.

patients, and presenting development and application of an artificial systems based on neuromuscular electric stimulation and electron-tactile stimulation.

MATERIALS AND METHODS

Aiming prehension movements restoration, it was developed an specific system for clinic and laboratory usage. The stimulator is controlled by a computer, making possible the elaboration and application of different strategies of stimulation and allowing coordinated activation of up to 8 muscle units. The output sign corresponds to groups of tension monophasic pulses, with square shaped waves, maximum width of 300 ?s and frequency of 20 Hz. The stimulation is released trans-cutaneously according to preset sequence and temporization, through self-adherent surface electrodes positioned at selected muscles motor points

Sequences of neural activation were made aiming palmar prehension restoration (Table 1) and lateral prehension (Table 2). These two patterns (Figure 1) taken together make possible to perform most of the daily activities. Muscle selection was based on anatomical, kinesiological and electron-myographic studies in normal individuals and on viability of stimulation with surface electrodes, resulting in 6 motor units: Radial Carpal Extensor (RCE), Common Finger Extensor (CFE), Superficial Finger Flexor (SFF), Thumb Abductor (TA), Thumb Opponent (TO) and Lumbricalis (L). In order to coordinate these muscles activation, the movement was divided into 4 sub-phases described as: opening, positioning, prehension and release of the object. In each one of these phases, the muscles responsible for the intended function were activated according to an specific temporization, except the prehension sub-phase, which has a variable duration, according to the activity to be performed.

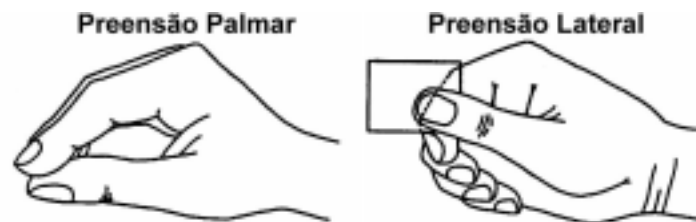
Tabela 1 – Seqüência de ativação para a restauração da preensão palmar.
Table 1 – Activation sequence for palmar prehension restoration.

Sub-Fases Sub-Phases	Músculos Muscles	Duração (s) Duration (s)
Abertura Opening	ECD, AbP	2
Posicionamento Positioning	ERC, AbP, L	1
Preensão Prehension	ERC, AbP, L, FSD, OpP	7
Liberação Liberation	ECD, AbP	2

Tabela 2 – Seqüência de ativação para a restauração da preensão lateral.
Table 2 – Activation sequence for restoration of lateral prehension.

Sub-Fases Sub-Phases	Músculos Muscles	Duração (s) Duration (s)
Abertura Opening	ECD, AbP	2
Posicionamento Positioning	ERC, AbP, FSD	3
Preensão Prehension	ERC, AbP, FSD, OpP	7
Liberação Liberation	ECD, AbP	2

Figura 1 – Configuração e posicionamento dos dedos nas preensões palmar e lateral.
Figure 1 – Configuration and positioning of fingers in palmar and lateral prehension.



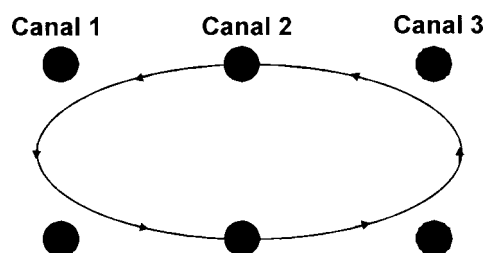
Uma terceira seqüência, baseada na ativação dos L e FSD, foi definida visando a obtenção de um posicionamento dos dedos adequados para o uso de um teclado de computador, atividade esta muito comum nos dias atuais, mas que por não envolver a preensão de objetos não pode ser realizada através das seqüências anteriores.

Objetivando a restauração de uma propriocepção de força foram desenvolvidos dois sistemas. O primeiro deles, capaz de detectar e quantificar a força exercida durante a preensão palmar, corresponde a uma luva de lycra com sensores de força (FSRs – force sensing resistors) posicionados na face palmar da falange medial dos dedos indicador e médio e na face lateral da falange distal do polegar^(8,15,16). O segundo sistema, capaz de codificar a informação da variação da força de preensão através da estimulação eletrotátil, baseia-se na aplicação do fenômeno phi-táctil, segundo o qual uma imagem tátil em movimento é evocada sobre a pele a partir de três pares de eletrodos, quando a amplitude dos estímulos, aplicados em seqüência, varia de forma complementar. Experimentos preliminares mostraram que os melhores resultados são obtidos com pulsos quadrados de 100 Hz, modulados em amplitude por um sinal de envoltória elíptica de 1 Hz de frequência, mantendo-se uma defasagem de 180 graus entre canais consecutivos. A aplicação dessa configuração particular de estimulação eletrotátil resulta na percepção de uma elipse, como se um lápis estivesse exercendo pressão contra a pele desenhando de maneira dinâmica a figura (figura 2)^(12,13).

A third sequence, based on L and SFF was defined aiming an adequate positioning of fingers for using a computer keyboard, which is currently a very common activity, but, for not involving objects prehension can not be performed through the previous sequences.

With the objective of restoring force proprioception two systems were developed. The first one, capable of detecting and quantifying the strength applied during palmar prehension, consists in a Lycra glove with strength sensors (FSRs – force sensing resistors) positioned on palmar aspect of medial phalanx of indicator and medium fingers and lateral aspect of distal thumb phalanx^(8,15,16). The second system, able to encode prehension force variation information through electron-tactile stimulation, is based on application of the phi-tactile phenomenon, according to which a tactile image in movement is evoked over the skin from three pairs of electrodes when stimuli amplitude applied in sequence has a complementary variation. Preliminary experiments demonstrated that the best results are achieved with square pulses of 100 Hz, modulated in amplitude by an elliptical involving signal of 1 Hz frequency, maintaining a 180 degree discrepancy between consecutive channels. Application of this particular configuration of electron-tactile stimulation results in the perception of an ellipsis as if a pencil was exercising pressure against skin drawing dynamically the figure (Figure 2)^(12,13).

Figura 2 – Imagem composta em movimento evocada sobre a pele.
Figure 2 – Composed movement image evoked over skin.



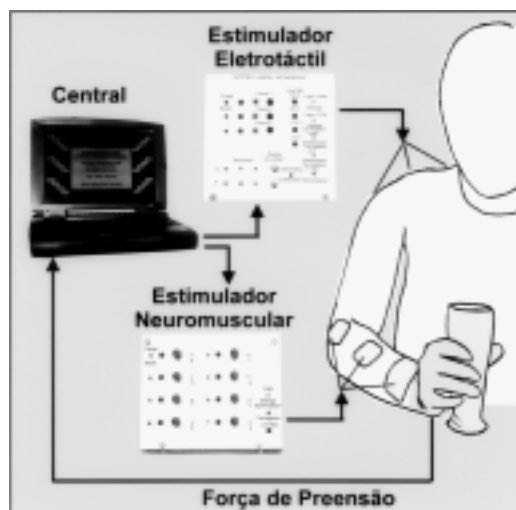
A segunda etapa corresponde a elaboração de um código que associe a imagem evocada (elipse) a variações da força de preensão, parâmetro a ser transmitido e realimentado ao usuário do sistema de restauração artificial de movimentos. Definiu-se a amplitude de estimulação de cada um dos três canais de estimulação proporcional à força detectada por cada um dos sensores da luva instrumentalizada, de maneira a transmitir o padrão de força exercido, seja qualitativamente, identificando a distribuição da força entre os dedos monitorados, ou quantitativamente, especificando a magnitude da força aplicada.

A integração sensoriomotora pode ser descrita segundo o diagrama da figura 3. O sistema de estimulação elétrica neuromuscular é aplicado objetivando a restauração artificial do padrão de preensão. A luva instrumentalizada detecta e quantifica a força exercida por cada um dos dedos monitorados, definindo assim a amplitude de estimulação de cada um dos canais do estimulador eletrotátil. A aplicação dessa estimulação, em uma região com sensibilidade preservada (região posterior do ombro), resulta em uma sensação tátil que deverá ser associada ao padrão da força de preensão através do código definido.

The second phase corresponds to elaboration of a code that links the evoked image (ellipse) and variations of prehension strength, a parameter that should be transmitted feeding back the artificial movement restoration system user. The amplitude of stimulation for each one of the three stimulation channels, proportional to the detected force for each one of the sensors of the special glove, allowing to transmit the strength pattern applied, either qualitatively, identifying the force distribution among the monitored fingers, or quantitatively specifying the magnitude of the applied force.

Sensorial-motor integration can be described according to Figure 3. The neuromuscular electric stimulation system is applied aiming artificial restoration of prehension pattern. The special glove detects and quantifies the exercised force for each one of the monitored fingers, thus defining the amplitude of stimulation of each one of the electron-tactile stimulator channels. The application of this stimulation in a region with preserved sensation (posterior shoulder region) results in a tactile sensation that should be associated to the pattern of prehension strength through a defined code.

Figura 3 – Diagrama da configuração utilizada para a obtenção da integração sensoriomotora.
Figure 3 – Diagram of configuration used for obtaining sensorial-motor integration.



RESULTADOS

A aplicação do sistema de EENM com as seqüências de ativação definidas resultou na obtenção de padrões funcionais de preensão palmar e preensão lateral, viabilizando atividades comuns do cotidiano como comer, beber, escrever e datilografar (figura 4).

RESULTS

Application of the NMES with defined activation sequence resulted in achieving functional patterns of palmar and lateral prehension, making possible to perform common daily activities such as eating, drinking, writing and typewriting. (Figure 4).

Figura 4 – Padrões de preensão obtidas artificialmente para a realização de atividades do cotidiano.
Figure 4 – Artificially obtained prehension patterns for daily activities performance.



A ativação do ERC objetivou a obtenção da posição de função da mão. O ECD e o AbP conferem uma abertura da mão adequada para a introdução ou liberação do objeto. Para a preensão palmar a ativação dos L flexiona as articulações metacarpofalangeanas iniciando a aproximação dos dedos com relação ao objeto, enquanto o FSD e o OpP garantem a preensão. Já na preensão lateral a ativação do FSD prepara a mão para receber o objeto na face lateral do indicador, enquanto a ativação do OpP na fase seguinte garante a preensão.

A adequação da resposta motora final foi possível pela definição de amplitudes de estimulação específicas e adequadas para cada uma das unidades motoras, resultando em padrões funcionais próximos aos padrões normais ^(14,15). Estando o objeto fixo e estável na mão o indivíduo pode, através do controle voluntário do cotovelo e ombro, manipulá-lo de maneira a realizar a atividade pretendida.

A relação entre as amplitudes de estimulação das unidades motoras é um parâmetro importante e determinante da qualidade

Activation of RCE aimed to obtain a functional position of the hand. CFE and TA give a hand opening useful for introduction of liberation of an object. For activation of palmar prehension, L activation flexes metacarpophalangeal joints starting approximation of the fingers to the object, while SFF and TO warrant prehension. In lateral prehension SFF activation prepares the hand to receive the object at lateral indicator aspect, while TO in the next phase, warrants prehension.

An adequate final motor response was possible for the definition of the specific stimulation amplitudes and adequate to each of motor units, resulting functional patterns close to normal ones ^(14,15). Once the object is fixed and stable in the hand, the individual can, using voluntary control of elbow and shoulder, manipulate it and perform the intended activity.

The relation between stimulation amplitude of the motor units is an important parameter and determinant of the quality of motor response and of the intended movement. L activation, according to the level of applied stimulation, can simultaneously activate, by mirror effect of

da resposta motora e do movimento pretendido. A ativação dos L pode, dependendo do nível de estimulação aplicado, ativar simultaneamente, pelo espalhamento das linhas de corrente, o extensor do dedo indicador, conferindo uma configuração da mão diferente. Apesar de limitar o desempenho da preensão palmar obtida pela aplicação da seqüência definida na Tabela 1, essa nova configuração pode ser utilizada com outros propósitos. Estando o indicador estendido, a ativação do FSD resulta apenas na flexão dos demais dedos. A configuração resultante, visualizada na figura 4 pode então ser utilizada para a digitação em um teclado de computador.

Com relação ao sistema de restauração da propriocepção de força, a aplicação do código definido resultou na percepção de variações da imagem padrão, caracterizadas por interrupções no traçado da elipse na região correspondente ao dedo que não estava exercendo força ou mesmo a diferenciação de diferentes níveis de pressão percebida sobre a pele correspondendo a diferentes níveis de força exercidos por cada um dos dedos (figura 5). Essa analogia mostrou-se de fácil interpretação por parte dos indivíduos tornando-se eficaz na transmissão do padrão de força exercida artificialmente. Os indivíduos com lesões a partir de C6 puderam descrever claramente o padrão de força exercida artificialmente pela identificação e interpretação da imagem tátil evocada sobre a pele através da aplicação da estimulação eletrotátil.

Por outro lado, a região estimulada, em função da configuração monopolar dos eletrodos, excede a área com sensibilidade preservada em indivíduos com lesões acima de C6, de tal forma que indivíduos com lesões em C5 e entre C5 e C6 apresentaram uma percepção parcial da imagem, correspondendo a região superior da elipse. A região inferior não pode ser identificada com clareza, limitando a eficácia do código utilizado na transmissão de informação.

DISCUSSÃO

Apesar da complexidade e grande variedade de movimentos da mão é possível restringi-los aos padrões de preensão palmar e preensão lateral, que tomados em conjunto possibilitam a realização da maioria das atividades do cotidiano. A aplicação da EENM torna viável a restauração artificial desses movimentos auxiliando os indivíduos lesados medulares na re aquisição de sua independência.

O sistema de EENM desenvolvido foi adequado ao uso clínico em laboratório, podendo servir como um auxiliar no processo de reabilitação de membros superiores. As seqüências apresentadas possibilitaram ao indivíduo mostrar a sua habilidade em pegar e liberar objetos do cotidiano, viabilizando a realização de atividades como comer, beber, escrever e datilografar.

Além disso, o uso de eletrodos de superfície, considerados inadequados à restauração da preensão, não mostrou ser um limitador do desempenho do sistema, desde que corretamente posicionados nos pontos motores, restringindo apenas o número e as unidades motoras disponíveis à estimulação. Os parâmetros determinantes da qualidade do movimento obtido artificialmente

current lines, the index finger extensor, giving a different hand configuration. Even though limiting the performance of palmar prehension obtained by the sequence defined in Table 1, this new configuration can be used for other objectives. Once the index is extended, SFF stimulation results only in extension of the other fingers. The resultant configuration, seen in Figure 4, can be used for typing a computer keyboard.

In relation to the force proprioception restoration system, the application of the defined code resulted in variations of the perception of the pattern image, characterized by interruptions in the ellipsis tracking in the region correspondent to the finger which was not exercising force or even the differentiation of different levels of pressure perceived over the skin by each one of the fingers (Figure 5). This analogy proven to be of easy interpretation by the individuals, becoming efficacious in transmission of the force pattern artificially exercised. Individuals with lesions below C6 could clearly describe the force pattern artificially exercised by means of identification and interpretation of the tactile image evoked over the skin by the application of electron-tactile stimulation.

On the other hand, the stimulated region, due to monopolar configuration of the electrodes, exceeds the sensorial preserved area in individuals with injury above C6, so that individuals with injury between C5 and C6 presented a partial perception of the image, corresponding to the superior region of the ellipsis. The inferior region could not be clearly identified, so limiting the efficacy of the code used in information transmission.

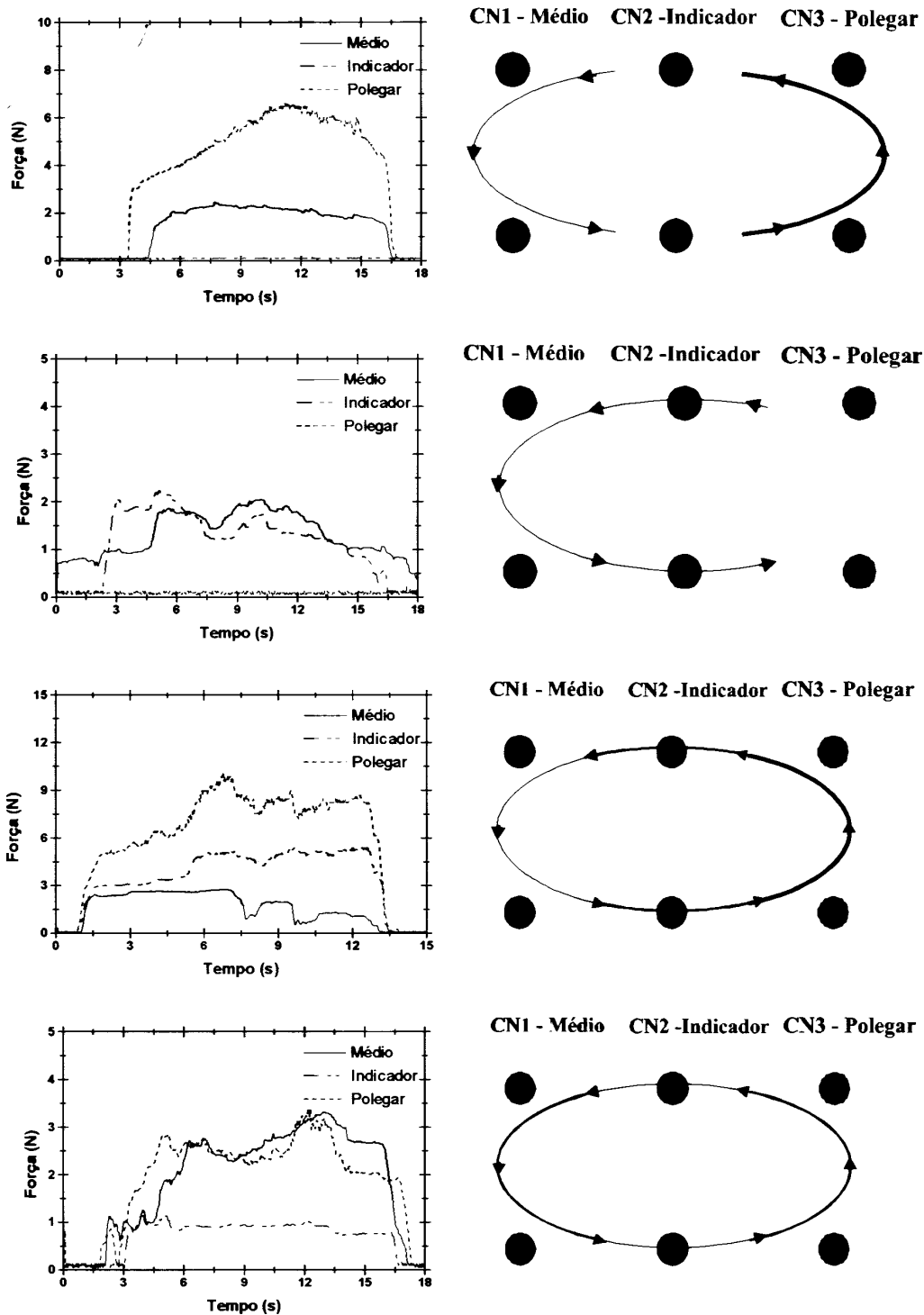
DISCUSSION

Even though hand movements are widely complex and varied, it is possible to restrict them to palmar and lateral prehension, which together can allow performing most of daily activities. Application of NMES makes feasible to artificially restore these movements, helping spine cord injured patients to get back their independence.

The developed NMES system was adequate to clinical and laboratorial use, and can be of help in rehabilitation process of upper limbs. The presented sequences allowed individuals to demonstrate their ability to hold and release daily use objects, allowing to perform activities such as eating, drinking, writing and typewriting.

Besides this, the use of surface electrodes, considered inadequate to restore prehension did not show to be limiting of system performance, since are correctly placed at motor points, only restricting the number of motor units available for stimulation. The quality of artificially obtained movement determinant patterns are correspondent to physiological condition of the motor units, activation sequence between involved motor units and the stimulation amplitude relation between the involved motor units in prehension pattern generation.

Figura 5 – Padrões de força e imagens tácteis equivalentes
 (espessura da linha proporcional à pressão percebida sobre a pele).
Figure 5 – Equivalent patterns of force and tactile images
 (thickness of the line is proportional to the pressure perceived over skin).



correspondem à condição fisiológica das unidades motoras, sequência de ativação e a relação de amplitudes de estimulação entre as unidades motoras envolvidas na geração do padrão de preensão.

Contudo, para o uso cotidiano da EENM é preciso o desenvolvimento de um sistema funcional, autônomo, e microprocessado, que permita ao indivíduo, através de um mecanismo de comando, controlar e coordenar o movimento, temporizando e graduando a resposta motora conforme as necessidades da atividade a ser desempenhada.

Por outro lado, o controle do movimento pressupõe uma avaliação dos parâmetros que o definem. Uma vez que a lesão medular afeta não apenas a função motora, mas também a sensorial, é necessário a implementação simultânea de uma propriocepção artificial, direcionando, de forma precisa e consciente, qualquer ação do indivíduo sobre o sistema, proporcionando os meios para ajustar a resposta motora ao movimento pretendido.

O movimento de preensão pode ser caracterizado em função da posição dos dedos e da força exercida. O primeiro parâmetro pode ser facilmente monitorado através da realimentação visual, o que não é possível de ser realizado com a força de preensão. Neste contexto, a estimulação eletrotátil baseada no fenômeno phi-tátil mostrou-se, em função do código estabelecido, uma técnica promissora de restauração da propriocepção artificial de força de preensão, desde que a região estimulada apresente função sensorial preservada. A utilização da amplitude de estimulação, como parâmetro de transferência da informação, possibilitou a criação de padrões diferentes da imagem evocada sobre a pele, que puderam ser facilmente interpretados na descrição qualitativa e quantitativa do padrão da força exercido.

Já os indivíduos com lesões em C5 apresentaram déficit sensorial em 50% da região estimulada, limitando a percepção da imagem evocada. Nesses casos deverá se promover alterações do código de transferência da informação ou a utilização de uma configuração bipolar de eletrodos, restringindo a região a ser utilizada.

CONCLUSÕES

A restauração de padrões de preensão e da propriocepção de força com a aplicação da EENM e da estimulação eletrotátil mostrou que a integração sensoriomotora não é apenas viável de ser implementada, mas fundamental para aumentar o desempenho e a funcionalidade da restauração de movimentos de preensão, na tentativa de se aproximar o funcionamento do sistema artificial ao do obtido de forma fisiológica.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer ao CNPq e a FAPESP pelo apoio financeiro na realização deste trabalho.

However, pro a daily use of NMES it is necessary to develop a functional system which is autonomic and micro-processed, allowing the individual, through a command mechanism, to control and coordinate the movement, temporizing and graduating the motor response according to the needs of the intended activity.

On the other hand, movement control presupposes an evaluation of the defining parameters. Once medullary injury affects not only motor function, but also the sensorial one, it is necessary to simultaneously implement an artificial proprioception, directing precise and consciously any action of the individual over the system, giving means to adjust the motor response to the intended movement.

Prehension movement can be characterized according to the fingers position and exercised strength. The first parameter can easily be monitored through visual feed back, what is not possible to be performed about prehension strength. In this context, electron-tactile stimulation, based on the phi-tactile phenomenon, demonstrated, due to the used code, to be a promising technique in artificial restoration of prehension force proprioception, since the stimulated region has preserved sensorial function. The use of stimulation amplitude as a parameter for information transference allowed creating different evoked image over the skin patterns that could be easily interpreted in qualitative and quantitative description of the force pattern exercised.

Yet individuals with injuries at C5 presented sensorial deficit in 50% of the stimulated region, limiting evoked image perception. In these cases alteration in transference codes should be provided, or the use of a bipolar configuration of the electrodes, restricting the region to be used.

CONCLUSIONS

Restoration of prehension patterns and force proprioception by the use of NMES and electron-tactile stimulation shows that sensorial-motor integration is not only feasible but fundamental to improve performance and functionality of restoration of prehension movements, in an attempt to make artificial movement system closer to the physiologic one.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank CNPq and FAPESP for financial support to this work.

REFERÊNCIAS

1. Ghez, C.: The control of movement; in: Kandel, R.E.; Schwartz, J.H. & Jessej, M.T.; *Principles of Neural Science*, New York, Elsevier, 1991, p. 533-547.
2. Ghez, C.: Voluntary movement; in: Kandel, R.E.; Schwartz, J.H. & Jessej, M.T. *Principles of Neural Science*, New York, Elsevier, 1991, p. 609-625.
3. Peckham, P.H., Keith, M.W. & Freehafer, A. A.: Restoration of functional control by electrical stimulation in the upper extremity of the quadriplegic patient. *J Bone and Joint Surg* 70-A(1):144-148, 1988.
4. Seeger, B.R., Law, D., Crewell, J.E. & Stern, L.M.: Functional electrical stimulation for upper limb strengthening in traumatic quadriplegia. *Arch Phys Med Rehab* 70:663-667, 1989.
5. Kilgore, K.L., Peckham, P.H., Thrope, G.B., Keith, M.W. & Gallaher-Stone, K.A.: Synthesis of hand grasp using functional neuromuscular stimulation. *IEEE Trans Biom Eng* 36(7):761-770, 1989.
6. Triolo, R.J., Bieri, C., Uhlir, J., Kobetic, R., Scheiner, A. & Marsolais, E.B.: Implanted functional neuromuscular stimulation systems for individuals with cervical cord injuries: clinical case reports. *Arch Phys Med Rehabil* 77(11):1119-1128, 1996.
7. Kilgore, K.L., Peckham, P.H., Keith, M.W., Thrope, G.B., Wuolle, K.S., Bryden, A.M. & Hart, R.L.: An implanted upper-extremity neuroprosthesis. *J Bone Joint Surg* 79-A(4):533-541, 1997.
8. Castro, M.C.F., Novo Jr., J.M., Oberg, T.D., Carrara, E.C., Gallo Jr., L., Cliquet Jr., A.: Artificial Quadriplegic Grasping: Neuromuscular Electrical Stimulation Sequences and Instrumentation Development for Evaluating Prehension. *Proc IX Int Conf Biomed Eng*, Singapore, 1997, p. 3-6.
9. Castro, M.C.F., Cliquet Jr., A.: Artificial Grasping System for the Paralyzed Hand. *Artif Organs* 24(3):185-188, 2000.
10. Szeto, A.Y.J. & Saunders, F.A.: Electrocutaneous Stimulation for Sensory Communication in Rehabilitation Engineering. *IEEE Trans. Biomed. Eng* 29: 300-308, 1982.
11. Szeto, A.Y.J.: Electrocutaneous Code Pairs for Artificial Sensory Communication Systems. *Ann Biomed Eng* 10:175-192, 1982.
12. Nohama, P., Lopes, A.V. & Cliquet Jr., A.: Electrotactile Stimulator for Artificial Proprioception. *Artif Organs* 19: 225-230, 1995.
13. Nohama, P. & Cliquet Jr., A.: Sensação Fantasma: Avanços da Estimulação Eletrotátil no Estudo de Propriocepção Artificial. *Rev Bras Eng – Cad Eng Biomed* 14(2):7-34, 1998.
14. Castro M.C.F. & Cliquet Jr., A.: Artificial Sensorymotor Integration in Spinal Cord Injured Subjects through Neuromuscular and Electrotactile Stimulation, *Artif Organs*, in press.
15. Castro, M.C.F. & Cliquet Jr., A.: A Low-Cost Instrumented Glove for Monitoring Forces During Object Manipulation. *IEEE Trans Rehab Eng* 5(2):140-147, 1997.
16. Castro M.C.F. & Cliquet Jr., A.: Artificial Grasping Evaluation System for the Paralyzed Hand. *Med Biol Eng Comput* 38:275-280, 1997, 2000.