Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,
v. 26, n. 2, p. 121-142, agosto 2010
© SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica
ISSN 1517-3151
http://dx.doi.org/10.4322/rbeb.2012.085

Artigo de Revisão
Recebido em 16/12/2009, aceito em 13/05/2010

Sistemas implantáveis de estimulação elétrica funcional para controle artificial de movimentos funcionais

Implantable functional electrical stimulation systems for artificially controlling functional movements

Guilherme Nunes Nogueira Neto*
Departamento de Engenharia Biomédica - FEEC,
Centro de Engenharia Biomédica / UNICAMP
CEB / UNICAMP, CP 6040
13084-971 Campinas, SP – Brasil
E-mail: nogueira@ceb.unicamp.br

Elisangela Ferretti Manffra
Percy Nohama
Laboratório de Engenharia de Reabilitação / PUCPR

Vera Lúcia da Silveira Nantes Button
DEB-FEEC, CEB / UNICAMP

*Autor para correspondência

Resumo
Pessoas com lesão no sistema nervoso central (SNC), particularmente após lesão medular e acidente vascular encefálico podem apresentar limitação na capacidade de realização das atividades da vida diária incluindo a locomoção. A estimulação elétrica funcional (FES) promove a contração dos músculos paralisados/paréticos e permite realizar essas tarefas funcionais. O objetivo deste trabalho é apresentar uma revisão dos sistemas artificiais de controle motor implantáveis desenvolvidos para minimizar os efeitos das incapacidades causadas pela lesão e de outras como as decorrentes de acidente vascular encefálico. Buscas foram feitas no serviço *online* Google Acadêmico, resultando na compilação de base com 259 artigos. Os estimuladores elétricos são classificados em quatro categorias, dependendo da localização dos eletrodos e da topologia do sistema: externos ou não-invasivos que utilizam eletrodos de superfície, *hard-wired* implantados com acoplamento transcutâneo, e totalmente implantados. O estimulador elétrico mais antigo citado é de 1961 e o mais recente é de 2008. Os estimuladores elétricos descritos foram eficazes para realizar artificialmente movimentos funcionais. Transdutores de várias naturezas foram empregados em sistemas de malha aberta e fechada. Sistemas de malha fechada tiveram maior incidência nos estimuladores elétricos mais recentes. Estimuladores elétricos totalmente implantados e com acoplamento transcutâneo apresentaram menos problemas com quebras de eletrodos e problemas de infecção do que os *hard-wired*. As estratégias de estimulação envolveram controle ativado tanto pelo paciente quanto automático. Depósitos de patente também são apresentados. A redução de dispositivos que permanecerão internos a dimensões injetáveis favorece os sistemas de FES com acoplamento transcutâneo. Pesquisas científicas de alta tecnologia buscam desenvolver microestimuladores injetáveis com novos materiais isolantes e técnicas de implante menos invasivas. No caso de sistemas implantados, antes de se realizar o implante é preciso testar a eficiência e ponderar a praticidade da estratégia de controle. Este fato também leva à necessidade do desenvolvimento de novas técnicas para comunicação mais eficiente entre estimuladores implantáveis e módulos de controle.

Palavras-chave: Sistemas implantáveis, Estimulação elétrica funcional, Eletrodos implantáveis.

Abstract
After suffering a spinal trauma, people with spinal cord injury become unable to perform several daily life activities. The aim of this study is to present a review of artificial motor control systems developed to minimize the effects of this impairment. A 259-paper database was compiled from the results of queries submitted to Google Scholar online service. Electrical stimulators are classified in four categories according to electrodes placement and system topology: external or non-invasive which use surface electrodes, hard-wired, implanted with transcutaneous coupling, and totally implanted. The oldest electrical stimulator cited dates back to 1961 and the most recent is from 2008. The described electrical stimulators were efficient for performing artificial functional movements. Transducers of different natures were used in open and closed loop systems. Totally implanted and transcutaneously coupled electrical stimulators showed less electrode failures and

infection problems than hard-wired systems. In recent electrical stimulators, closed loop systems are more incident. Patent deposits are also presented. The physical reduction of components and units to injectable dimensions favors transcutaneously coupled electrical stimulators. High technology scientific researches aim to develop injectable microstimulators with new insulation materials and less invasive implantation techniques. For implantable systems, before performing the implant it is required to test the efficacy and to consider the control strategy practicality. This fact also leads to the need of developing new techniques for communicating more efficiently between implantable electrical stimulators and the external control units.

Keywords: *Implanted systems, Functional electrical stimulation, Implanted electrodes.*

Extended Abstract

Introduction

After suffering central nervous system injury such as spinal cord injury (SCI) or stroke, people with paralyzed muscles are impaired to perform several daily life activities, including locomotion. Secondary physiological changes also occur affecting the quality of life. Therefore, understanding the rehabilitative methods and techniques has great importance for recovering patient functional independence. Functional electrical stimulation (FES) activates muscles using electrical current to artificially control affected functional movements. The aim of this study is to present a review of artificial motor control FES electrical stimulators (ESs) developed to minimize the effects due to SCI and stroke. In addition to Neuroengineering and Biomedical Engineering books, a 259-paper database was compiled from the results of queries submitted to Google Scholar online service.

External systems vs implantable systems

ESs are classified in four categories according to electrodes placement and system topology. One non-invasive external system and three invasive: hard-wired, implanted with transcutaneous coupling, and totally implanted systems. The oldest ES in this review dates back to 1961 and the most recent is from 2008.

Applied technologies

Researchers developed hard-wired ES systems using percutaneous electrodes. Hoshimiya et al. (1989) created an ES based on the patient voluntary respiratory control and percutaneous electrodes. One sensor was used to determine whether it was a hand or arm contraction and the other for arm flexion/extension or hand opening/prehension. The stimulation pattern was computer generated. Abbas and Triolo (1997) created a closed loop ES using neural networks to control the knee joint via quadriceps stimulation. The evolution of external and hard-wired ESs led to the implementation of transcutaneously-coupled implanted systems. Drop-foot correction ESs use only one stimulation channel and therefore are considered simpler applications from the number of channels point of view. Such systems usually consist of a mechanical contact placed below the heel region in order to control the release of the stimulation pulses responsible for causing dorsiflexion during the swing phase of human gait. The systems developed by Waters et al. (1975) and Haugland et al. (2000) used external control units to supply and control the implanted circuitry. The receiver antenna was implanted in the medial and anterolateral sides of the thigh, respectively. Beside the distance between antennas, cables crossing the knee joint were another problem. Kenney et al. (2002) built an ES with the receiver antenna implanted in the lateral region of the calf. Hoffer et al. (2005) devised a strategy for controlling drop-foot stimulation with a totally implanted ES. The mechanical contact could be replaced by electroneurographic feedback directly to the implanted control unit. More stimulatory channels are needed for applications aimed to restore functional movements of paraplegic and tetraplegic patients. In this case, ESs are more sophisticated and the implantations involve more delicate surgical procedures. Smith et al. (1987) developed a multi-channel ES in which the receiver unit and antenna suitably adjusted below the scapular spine of a C4 patient, and implanted electrodes were placed along particular arm muscles. The stimulation was activated by means of a mechanical control positioned on a C4-C6 patient's shoulder. Johnson et al. (1999) and Kirsch et al. (2005) devised alternative C4-C6 ESs activated by sensor and magnet placed in the wrist joint using the Hall effect and by electromyographic activity of the head and neck, respectively. Kobetic et al. (1999) developed a hand switch-controlled system with two bilaterally implanted ESs for T10 patients' lower limbs stimulation. A paraplegic patient could stand for one hour using the 22 channel, patient-driven ES created by Davis et al. (1999). The stimulatory strategies were calculated through a computer. Guiraud et al. (2006) elaborated a 16-channel ES for standing and gait control and compared its functioning using intramuscular and cuff electrodes. The latter allowed more selectivity in motor units recruitment. Intraspinal stimulation was possible with the ES developed by Perkins et al. (2002) that consisted of a receiver placed in the right costal margin leading to cuff electrodes allowing a T9 patient to pedal a tricycle for more than 1 km.

Microstimulators

Following the miniaturization process, small dimension, injectable microstimulators were used in the systems of Loeb et al. (2001) and Weber et al. (2005) among others. In the latter, the system used a WalkAide device to synchronize the ES activation and the gait swing phase. Davis et al. (2008) could control up to 41 stimulation sites to partially restore upper limb function.

Conclusions and future perspectives

The described ESs were efficient for performing artificial functional movements. Transducers of different natures were used in open and closed loop systems. Totally implanted and transcutaneously coupled electrical stimulators showed less electrode failures and infection problems than hard-wired systems. In recent ESs, closed loop systems are more incident. Patent deposits were also presented. The physical reduction of components and units to injectable dimensions favors transcutaneously coupled electrical stimulators. High technology scientific researches aim to develop injectable microstimulators with new insulation materials and less invasive implantation techniques. For implantable systems, before performing the implant it is required to test the efficacy and to consider the control strategy practicality. This fact also leads to the need of developing new techniques for more efficient communication between implantable ES and the external control units.

Introdução

O controle motor, no ser humano, é realizado pelo sistema nervoso central (SNC) que integra informações sensoriais e permite a realização de tarefas necessárias à independência funcional do indivíduo, tais como caminhar, segurar objetos, comunicar-se, alimentar-se, realizar sua higiene pessoal entre outros. Dessa forma, patologias do SNC que comprometam o controle motor podem restringir seriamente a participação do indivíduo na sociedade. Estas restrições produzem consequências negativas do ponto de vista psicológico e econômico para o indivíduo e sua família. Quando a perda de funções motoras ocorre de forma abrupta, tal como acontece no trauma raquimedular que produz uma lesão medular (LM) e pode acontecer no acidente vascular encefálico (AVE), o impacto na vida do indivíduo e da família é ainda mais drástico.

Os acometimentos motores produzidos pela LM e AVE envolvem a paralisia e paresia de membros superiores e/ou inferiores. No caso de AVE, geralmente apenas um dos lados do corpo é afetado em decorrência de alterações no tônus muscular relacionadas à espasticidade ou flacidez muscular, acarretando em hemiplegia ou hemiparesia. Na LM, a perda de força e sensibilidade ocorre abaixo do nível da lesão podendo envolver membros inferiores somente (paraplegia) ou membros inferiores e superiores (tetraplegia).

Após a LM podem ocorrer alterações fisiológicas importantes, independentemente de haver ou não perdas motoras. Alterações no sistema vesical causam a bexiga neurogênica associada à incontinência ou retenção urinária (van Kerrebroeck *et al.*, 1996). De forma semelhante, o intestino neurogênico pode levar à incontinência fecal ou constipação intestinal. A dor (Yezierski, 1996) e a espasticidade (Adams e Hicks, 2005) levam a sérias restrições na realização das atividades da vida diária (AVDs) e diminuem a qualidade de vida dos indivíduos (Westgren e Levi, 1998). A inatividade física leva à atrofia muscular (LeBlanc *et al.*, 1988; Suzuki *et al.*, 1994) e alguns autores a relacionam também com o surgimento de osteoporose (Demirel *et al.*, 1998; Frey-Rindova *et al.*, 2000; Roberts *et al.*, 1998). Contraturas são complicações comumente observadas em pessoas com LM (Yarkony *et al.*, 1985) e também podem estar associadas a úlceras de pressão em pacientes com incapacitação aguda (Dalyan *et al.*, 1998). Problemas cardíacos também estão associados à LM (Phillips *et al.*, 1998).

Diante desse cenário, as metodologias e tecnologias de reabilitação têm grande importância tanto para a recuperação da independência funcional do indivíduo, como para a manutenção do estado de saúde e da qualidade de vida do mesmo. Dessa forma, tecnologias e sistemas funcionais com capacidade de controlar em tempo real a atividade dos músculos responsáveis por efetuar um movimento funcional (Chizek *et al.*, 1988; Crago *et al.*, 1980; Hausdorff e Durfee, 1991; Kobetic, 1994) ou auxiliar funções fisiológicas comprometidas (Esa *et al.*, 1991; Godec *et al.*, 1975), reduzir dor e melhorar a qualidade de vida de pessoas com LM (Kemler *et al.*, 2000) têm sido desenvolvidos.

Dentre as tecnologias de reabilitação disponíveis, tem-se a estimulação elétrica funcional (internacionalmente conhecida pelo acrônimo FES – *Functional Electrical Stimulation*) que emprega corrente elétrica para ativar músculos cujo controle pelo SNC foi prejudicado ou perdido, mas que ainda possuem os nervos periféricos intactos (Kralj e Bajd, 1989). Nessa técnica, estimuladores elétricos (EEs) aplicam a corrente elétrica através da interface formada por eletrodo de estimulação e paciente. A configuração mais simples e menos invasiva para um EE utiliza eletrodos de superfície em contato com a pele, muito embora possa envolver estratégias de controle bastante complexas como o sistema de FES externo desenvolvido recentemente por Fuhr *et al.* (2008) orientado ao paciente.

A FES tem sido aplicada tanto para membros superiores quanto inferiores. No caso de membros inferiores, ela auxilia o paciente a esticar os membros, manter a posição ortostática, levantar-se a realizar alguns passos. No caso de membros inferiores, esticar e dobrar os braços e punhos, pegar e soltar objetos além de movimentos de pulso. Muitas vezes a tecnologia envolvida no EE independe se ele será utilizado para membros superiores ou inferiores.

Realizar e controlar movimentos funcionais empregando sistemas implantados, não é tarefa trivial devido aos problemas técnicos e fisiológicos inerentes. A fim de que o indivíduo possa contar com os benefícios da FES de forma duradoura, sistemas com eletrodos implantáveis vêm sendo desenvolvidos. Porém, a implementação desses sistemas representa um desafio tecnológico enorme a ponto de pesquisadores como Troyk e Donaldson (2001) sugerirem que a interface neuronal ainda é uma barreira intransponível para o completo restabelecimento da função perdida. No entanto, as abordagens para superação destes desafios evoluem de acordo com o cenário científico e tecnológico mundial. Por isso, o objetivo deste artigo é apresentar uma revisão das tecnologias e estratégias utilizadas em EEs implantados para a manutenção

ou recuperação parcial da atividade motora dos membros com ênfase para as tecnologias empregadas em ortostatismo e marcha de pessoas com LM e para o pé equino, em pessoas com hemiparesia após AVE.

Serão apresentadas características de sistemas de FES que empregam eletrodos implantáveis desenvolvidos desde 1975 até 2008, cobrindo, portanto, um período de 33 anos. Utilizou-se o serviço *online* Google Acadêmico para encontrar artigos referentes ao tema desta revisão além de livros de neuroengenharia e engenharia de reabilitação. Compilou-se uma base de publicações totalizando 259 artigos. As palavras-chave, de onde surgiu a pesquisa base (e que sofreu expansão de termos), foram as seguintes: *electrical stimulator*, *functional electrical stimulation*, *FES*, *implant*, *implantable*, *nerve cuff electrode*, *percutaneous electrode*, *transcutaneous electrode*, *transcutaneous coupling*, *control strategy*. Nenhuma base foi priorizada, e tampouco se estabeleceu um intervalo de tempo para os artigos retornados na busca, exceto os resultados para patentes depositadas cujo ano de interesse foi 2008. Entre artigos de periódicos e artigos de congresso, priorizou-se a citação dos primeiros, mesmo que a publicação fosse mais antiga.

A estrutura elaborada para a apresentação sequencial dos sistemas enfoca a evolução tecnológica dos sistemas partindo dos EEs mais simples e com menos canais de estimulação, passando pelos que utilizam eletrodos percutâneos até eletrodos com acoplamento transcutâneo e procedimentos de implantação de circuitos passivos. Este artigo foi organizado da seguinte forma: primeiramente é apresentada uma comparação entre sistemas de FES externos e implantados com ênfase nos tipos de eletrodos empregados em cada caso; em seguida descrevem-se os métodos de implantação dos eletrodos, as aplicações e os métodos de controle utilizados; e finalmente, são apresentados os microestimuladores, destacando-se a inovação tecnológica envolvida.

Sistemas externos × implantados

Seligman (1982) classificou os EEs fisiológicos em quatro categorias: (i) externos, representando os sistemas que não requerem que o paciente sofra intervenção cirúrgica ou punção; (ii) *hard-wired*, representando os sistemas desenvolvidos para aplicações temporárias ou em pesquisa, em que eletrodos implantados são conectados ao módulo externo por meio de cabos; (iii) com acoplamento transcutâneo, sistemas que requerem eletrodos implantados e circuitos eletrônicos passivos que recebem alimentação e controle enviado por um módulo externo; e (iv) totalmente implantados, em que eletrodos e os módulos de controle e alimentação são implantados. A Figura 1 ilustra essas quatro categorias. Segundo Schulman *et al.* (2006), o sistema de FES ideal deveria: (i) fornecer tanto estimulação quanto sensoriamento; (ii) ser totalmente implantável; (iii) ser minimamente invasivo; (iv) possuir capacidade de comunicação em tempo-real; (v) não possuir limitação no número de canais de estimulação e sensores de monitoração, e (vi) operar sem o emprego de módulos externos ou cabos interconectando os componentes do sistema.

Os transdutores para aplicações em FES devem ser de fácil utilização, cosmeticamente aceitáveis e não devem atrapalhar a realização dos movimentos (Crago *et al.*, 1986). Esses requisitos implicam no uso de transdutores com pouco peso e pequenas dimensões. Como a indústria tem apresentado tendência à miniaturização de componentes eletrônicos e transdutores, os pesquisadores vêm construindo dispositivos com dimensões cada vez menores (Johnson *et al.*, 1999; Pourmehdi *et al.*, 1999). Três tipos de eletrodos de estimulação são usualmente empregados em FES: transcutâneos ou de superfície (Figura 2a), percutâneos (Figura 2b) ou implantáveis (Figura 3).

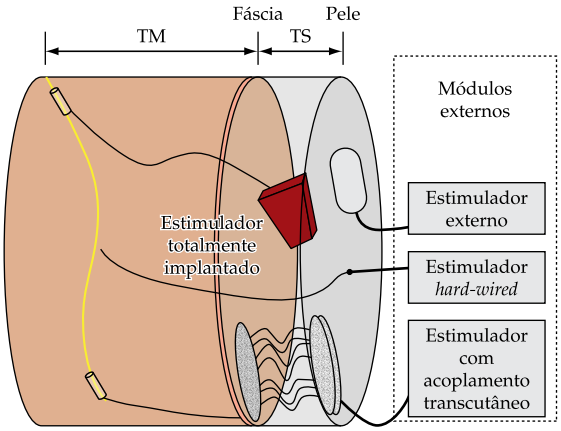

Figura 1. Categorias de estimuladores fisiológicos. Estimuladores externo, *hard-wired*, com acoplamento transcutâneo e totalmente implantado, conectados aos eletrodos de superfície, percutâneo e tipo *cuff*, respectivamente. TM – tecido muscular; TS – tela subcutânea. ***Figure 1***. *Categories of physiological stimulators. External, hard-wired, transcutaneously coupled and totally implanted stimulators, connected to surface, percutaneous and cuff electrodes, respectively. TM – muscle tissue; TS – subcutaneous tissue.*

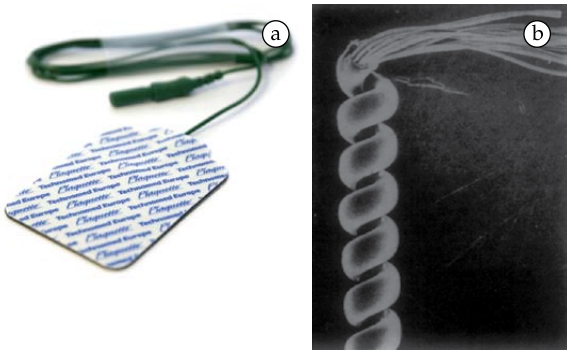

Figura 2. Eletrodos de estimulação (a) de superfície e (b) percutâneos (extraído de Shimada *et al.*, 1996). ***Figure 2****. (a) Surface and (b) percutaneous stimulation electrodes (extracted from Shimada et al., 1996).*

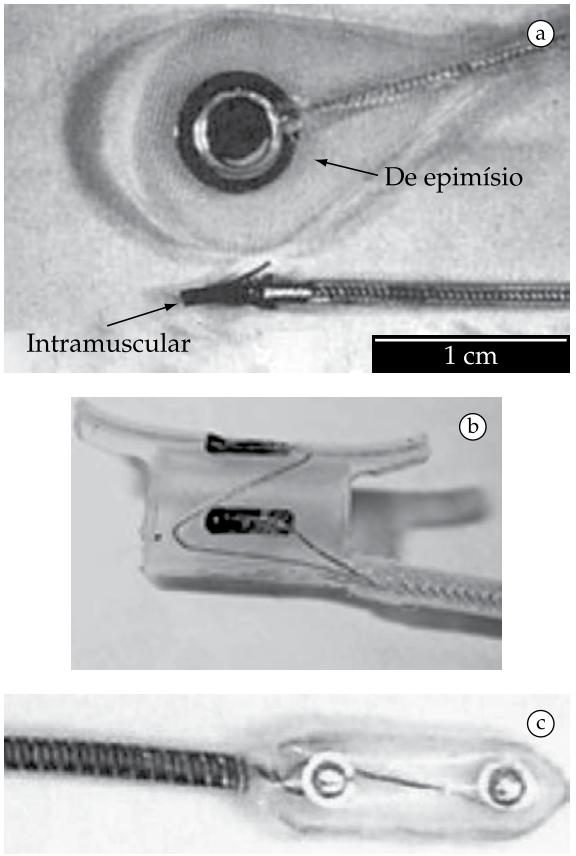

Figura 3. Eletrodos implantáveis (a) intramuscular e de epimísio monopolar (adaptado de Durand *et al.*, 2005), (b) *cuff*, que envolve o nervo a ser estimulado (extraído de Fisher *et al.*, 2008), (c) de epineuro (extraído de Navarro *et al.*, 2005). ***Figure 3****. Implantable electrodes: (a) intramuscular and monopolar epimysial (adapted from Durand et al., 2005), (b) cuff, involves the nerve to be stimulated (extracted from Fisher et al., 2008), and (c) epineural (extracted from Navarro et al., 2005).*

Os eletrodos de superfície são os de mais fácil manipulação, pois são colados na superfície da pele, e são também denominados transcutâneos (não confundir com sistemas com acoplamento transcutâneo). O uso desses eletrodos é bastante comum juntamente com sistemas de FES externos, pois não são invasivos. Porém, do ponto de vista fisiológico, eles não possuem grande seletividade dos músculos a serem recrutados e podem causar dores e irritação local da pele onde foram colocados (Kenney *et al.*, 2002). Um fator não fisiológico preocupante é o problema da colocação incorreta dos eletrodos (Taylor *et al.*, 1999). Dependendo do movimento a ser artificialmente controlado, a pouca seletividade muscular pode implicar em limitação no número de canais disponíveis. Além disso, o fator visual também é importante para os pacientes com LM tanto do ponto de vista cosmético quanto psicológico. Os fios e módulos externos também podem se transformar em obstáculos durante a realização de movimentos funcionais eliciados artificialmente, apresentar falhas mecânicas e podem desmotivar os usuários já a partir da montagem do sistema nos membros afetados. Por esses motivos, os sistemas implantados causam grande expectativa para os lesados medulares.

Os EEs *hard-wired* são intermediários entre sistemas externos e implantados. Existem módulos de controle e alimentação externos que se conectam aos eletrodos implantados, denominados percutâneos, por meio de cabos. Os eletrodos percutâneos estimulam partes mais profundas do músculo em que foram inseridos, porém o cabo do eletrodo conecta-se ao módulo externo e atravessa a pele. A ponta do eletrodo é disposta próxima ao ponto motor (Rushton, 1997), enquanto uma parte do cabo do eletrodo, que é conectado ao módulo externo, atravessa a pele. Esses sistemas são invasivos, e a taxa de quebra dos eletrodos e fios é elevada. Com a movimentação do músculo devido à contração, a posição do eletrodo em relação ao ponto motor pode variar, prejudicando a contração eliciada (Marsolais e Kobetic, 1986). Os cabos atravessando a pele constituem uma porta aberta para infecções. Portanto, sempre que possível, deve-se evitar o emprego desses transdutores (Hoffer e Loeb, 1980).

Assim como sistemas externos e *hard-wired*, os EEs implantados encontrados na literatura cumprem apenas alguns dos critérios de Schulman *et al.* (2006). Determinados métodos são mais invasivos, outros têm maior limitação no número de canais ou na seletividade dos feixes nervosos. Entretanto,

Rev. Bras. Eng. Biom., v. 26, n. 2, p. 121-142, ago. 2010
Braz. J. Biom. Eng., 26(2): 121-142, Aug. 2010

praticamente todos os sistemas atuais recebem alimentação fornecida por um módulo externo, ou seja, alimentação e controle efetuado por meio de acoplamento transcutâneo. Greatbatch e Holmes (1991) apresentam um pouco da história dos primeiros dispositivos implantados. Inicialmente, a maior limitação desses dispositivos referia-se à biocompatibilidade das ligas metálicas e dos encapsulamentos utilizados. Posteriormente, a alimentação do dispositivo tornou-se o problema, devido à necessidade da utilização de baterias com compostos tóxicos. A miniaturização eletrônica e a redução de cabos e componentes internos indiretamente favorecem a biocompatibilidade.

Atualmente, os EEs implantados minimizam bastante esses problemas. Eles são geralmente divididos em duas partes: módulo externo, que consiste de alimentação, processamento, controle e bobina transmissora, e módulo interno, que contém uma bobina receptora e eletrodos para estimulação elétrica. A comunicação entre as bobinas ocorre por rádio frequência (RF), na faixa de 2 MHz a 4 MHz. As bobinas precisam ser posicionadas bem próximas e, preferencialmente, a bobina externa sobre a região em que foi implantada a bobina interna. A inexistência de eletrodos atravessando a pele evita infecção. A bobina receptora capta o sinal que contém a energia necessária para ativar os eletrodos internos além do sinal de controle e parâmetros estimulatórios.

Os EEs podem conter um ou mais canais de estimulação, dependendo do número de músculos e movimentos a serem realizados. Quanto à arquitetura ou topologia, os sistemas de FES multicanal implantados podem ser classificados como centralizados ou distribuídos. Os EEs centralizados possuem uma unidade central que determina os parâmetros de estimulação e de onde se originam os cabos que seguem até sítios de estimulação terminando nos eletrodos. O primeiro sistema de FES centralizado foi proposto por Mooney (1969). Já os sistemas de FES distribuídos não possuem unidade central, sendo que cada músculo é ativado por um 'microestimulador' individual. Cada microestimulador deve ser responsável por reconhecer o instante em que deve iniciar uma ativação e com quais parâmetros de estímulo. Tais informações são geralmente moduladas em uma frequência portadora. O primeiro sistema de FES distribuído implantado foi o de Hildebrandt *et al.* (1981). Esse sistema empregava comunicação com pacote de dados modulados para endereçar microestimuladores individuais. O pacote utilizava 5 bits para identificar o microestimulador e, assim o módulo de controle e alimentação poderia endereçar até 32 microestimuladores.

Os EEs implantados englobam 3 áreas de desenvolvimento distintas (Smith *et al.*, 1987): (i) eletrônica – receber e decodificar as informações para a formação do estímulo elétrico; (ii) encapsulamento da parte eletrônica – técnicas para encapsulamento hermético de longo prazo, garantia de biocompatibilidade e pequenas dimensões; e (iii) eletrodos de estimulação – o cabo, quando existente, deve ser o mais fino e flexível possível para conduzir o estímulo elétrico até o músculo, e o terminal deve fornecer interface direta com o tecido.

Na literatura encontram-se EEs que empregam eletrodos implantáveis intramusculares (Kobetic *et al.*, 1999), de epimísio (Smith *et al.*, 1987), neurais tipo *cuff* (Naples *et al.*, 1988; Waters *et al.*, 1975) e de epineuro (Prodanov *et al.*, 2003) e na raiz medular do nervo (Perkins *et al.*, 2002). O intramuscular tem formato helicoidal com a extremidade terminal não isolada e é inserido próximo às ramificações nervosas intramusculares (Durand *et al.*, 2005). O eletrodo de epimísio tem formato de disco e é implantado na fáscia, próximo ao ponto motor. O eletrodo tipo *cuff* envolve o nervo periférico (ou metade do nervo no caso de *half-cuff*) e, dependendo da configuração dos microeletrodos nele inseridos, permite a formação de mais de um pólo estimulatório, aumentando a seletividade dos feixes nervosos pertencentes ao nervo (Haugland *et al.*, 2000). O eletrodo de epineuro pode ser implantado sobre ou abaixo da camada de mielina do nervo, na região do epineuro (Prodanov *et al.*, 2003), e possui menor seletividade dos feixes nervosos quando comparado ao do tipo *cuff* multipolar. Os eletrodos de raiz medular são implantados nas raízes anteriores (L2-S2) da cauda equina (Rushton *et al.*, 1997). Outros eletrodos totalmente implantáveis também são descritos na literatura (Tyler e Durand, 2002; Yoshida e Horch, 1993).

A utilização de sensores e eletrodos de estimulação implantáveis pode ser beneficiada pela miniaturização, já que o tamanho e o seu acoplamento ao paciente são favorecidos (Crago *et al.*, 1996). Contudo, os sistemas implantados introduzem outros desafios, como o estabelecimento de um meio de comunicação eficaz entre a captação (dentro do tecido) e o processamento dos sinais (fora do tecido), além de métodos adequados de processamento de sinais e biocompatibilidade. Os fluidos extracelulares configuram um ambiente iônico hostil aos dispositivos implantados (Hambrecht, 1979), principalmente aos cabos e fios condutores, que

devem estar eletricamente isolados dos tecidos com revestimentos de materiais dielétricos como silicone, *Teflon*, epóxi e, para microeletrodos, SiO_2 e Si_3N_4 (Robblee e Sweeney, 1996).

Considerando que, ao longo prazo, há uma tendência ao uso de sistemas implantados, a ênfase do artigo recairá sobre a descrição de estratégias utilizadas com EEs e microestimuladores implantados.

Tecnologias empregadas

Implementação de sistemas implantáveis

De um modo geral, os sistemas de FES interagem com o sistema nervoso periférico (SNP) enviando estímulos para produzir contração muscular. Por exemplo, a Figura 4 ilustra uma pessoa que sofreu uma secção na medula espinal, impedindo a transmissão do comando de movimento por essa via, e um sistema de FES que leva tais comandos aos membros periféricos, por caminho alternativo, disparados a partir de sensores posicionados em pontos estratégicos do corpo. O objetivo da técnica é controlar os músculos artificialmente, visando restaurar a função motora afetada no lesado medular (Prochazka, 1993).

Para ativar os músculos durante a realização de um movimento funcional, a corrente elétrica aplicada por FES deve possuir parâmetros modulados *on line* de intensidade e frequência de estímulo, entre outros. Por isso, a FES é utilizada em conjunto com sistemas de controle. O objetivo principal de se inserir um controlador é o de solucionar problemas de coordenação sensório-motora de modo similar ao SNC e SNP (Davoodi *et al.*, 2003). Para atingir esse objetivo, em linhas gerais um controlador deve ser projetado para: (i) captar informações em tempo real dos sensores que monitoram certo fenômeno; (ii) tomar decisões de qual ação realizar a partir dos sinais obtidos, e (iii) gerar os sinais de estimulação a serem aplicados com formato, amplitude, duração e taxa de repetição apropriados (Popovic, 2004). Existem duas formas de operação de controlador descritas na literatura: malha fechada e malha aberta. A Figura 5 ilustra os blocos básicos dos controladores atuando em malha fechada e aberta.

O ramo direto do diagrama da Figura 5 é semelhante para ambos os controladores. Existe um "comando de referência" aplicado à planta, no caso um sistema muscular, que passa pelo controlador. O controlador calcula os parâmetros de estímulo necessários para atingir o objetivo do comando. Em seguida, os pulsos estimulatórios são aplicados ao músculo em questão. Sensores monitoram se o objetivo foi atingido, por exemplo, monitorando o ângulo articular. A partir desse ponto, os controladores em malha fechada e aberta diferem. Em malha fechada, a saída monitorada é automaticamente realimentada ao controle que, havendo necessidade, realiza correções nos parâmetros de estimulação, a fim de eliminar erros e interferências externas e cumprir o comando requisitado. O sucesso dessas etapas

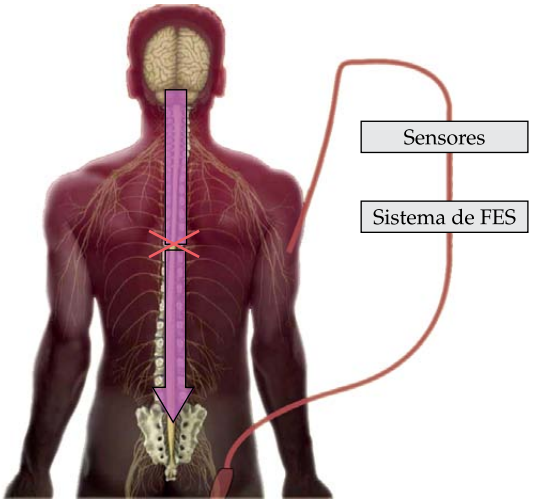

Figura 4. Via de comunicação medular interrompida e caminho alternativo composto por sensores e sistema de estimulação elétrica funcional. ***Figure 4***. *Interrupted spinal communication path and alternative path consisted of sensors and functional electrical stimulation system.*

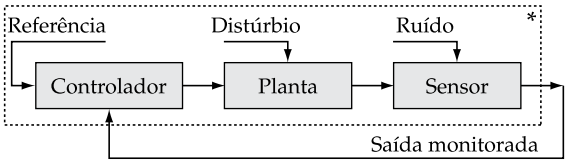

Figura 5. Diagrama em blocos do controlador em malha fechada. Referência: ângulo desejado; Controlador: controla a estimulação; Planta: músculo; Sensor: eletrogoniômetro que sofre interferências externas como o ruído da rede elétrica; Distúrbio: pode ser de ordem fisiológica ou técnica, como fadiga muscular e descolamento de eletrodos; *malha aberta: blocos e setas contidos no retângulo tracejado (adaptado de Kwakernaak e Sivan, 1972). ***Figure 5***. *Closed loop controller block diagram. Referência: reference angle; Controlador: controls stimulation; Planta: muscle; Sensor: electrogoniometer suffering external interferences like power supply noise; Distúrbio: physiological (like muscle fatigue) or technical (like an open electrode) disturbances; *open loop: blocks and arrows within the dashed rectangle (adapted from Kwakernaak and Sivan, 1972).*

depende do correto funcionamento dos sensores. Quando utilizados em malha aberta, os sensores não proporcionam realimentação automática e eventuais ajustes são feitos manualmente pelo operador.

Os parâmetros de estimulação que podem ser controlados pelo sistema envolvem a intensidade do estímulo (modulada por amplitude ou largura de pulsos), além do formato dos pulsos, dos períodos ativo e inativo de pulso individual e de trem de pulsos. Variações controladas desses parâmetros fazem com que o músculo sob estimulação demore a apresentar fadiga (Matsunaga *et al.*, 1999; Packman-Braun, 1988) e maximize o desempenho muscular (Kesar e Binder-Macleod, 2006). A Figura 6 ilustra um exemplo de sinal modulado em amplitude que pode ser aplicado por um canal de FES.

Pesquisadores vêm desenvolvendo EEs para membros inferiores tanto em malha aberta (Fujita *et al.*, 1995; Marsolais e Kobetic, 1988) quanto fechada (Abbas e Triolo, 1997; Shimada *et al.*, 2001) empregando eletrodos percutâneos intramusculares. O procedimento utilizado para encontrar o ponto motor dos músculos geralmente envolve a prospecção da região muscular com uma *probe* e aplicação simultânea de estimulação elétrica (Marsolais e Kobetic, 1988; Shimada *et al.*, 1996). Depois de encontrado o ponto motor, uma bainha de aço inoxidável é inserida ao redor da *probe*. Em seguida, a *probe* é retirada e o eletrodo percutâneo de aço inoxidável revestido com *Teflon* é colocado em seu lugar.

As contrações evocadas experimentalmente por meio de EEs com estratégias de controle pré-estabelecidas permitiram aos pacientes caminhar

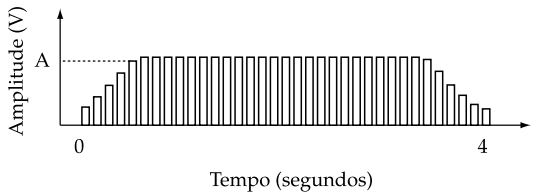

Figura 6. Padrão estimulatório de FES modulado em amplitude. O aumento na carga elétrica a ser aplicada ocorre por meio do incremento na tensão (amplitude) do estímulo. O gráfico representa um envelope de sinal que é composto de trem de pulsos. ***Figure 6****. FES stimulatory pattern with amplitude modulation. The increase in the applied electrical charge occurs by means of increasing stimulus amplitude (voltage). The picture represents a signal envelope that consists of a train of pulses.*

(Kobetic *et al.*, 1997; Marsolais e Kobetic, 1987), manter a posição ortostática (Fujita *et al.*, 1995) e restaurar a função parcial dos braços (Hoshimiya *et al.*, 1989) e ombros (Acosta *et al.*, 1997), entre outros. Geralmente esses sistemas ativam as estimulações por meio de computadores. Entretanto, mesmo em laboratórios, o início das estimulações pode ser realizado pelos usuários e técnicos por acionamento manual (Marsolais e Kobetic, 1987; 1988). Nos sistemas em malha aberta, as estratégias estimulatórias não podem ser modificadas proporcionalmente à variação angular das articulações (Fujita *et al.*, 1995), porém, elas são adaptadas para cada paciente no início do protocolo (Marsolais e Kobetic, 1988), envolvendo uma estratégia de controle mais simples. Há relatos de problemas tais como falhas e quebras dos cabos dos eletrodos (Marsolais e Kobetic, 1988). Contudo, alguns pesquisadores empregaram eletrodos percutâneos ultrafinos e obtiveram baixas taxas de quebra ou falha de eletrodos (Shimada *et al.*, 1996).

Um EE multicanal para membros superiores foi desenvolvido por Hoshimiya *et al.* (1989) para pacientes tetraplégicos e empregou um sistema de controle baseado na atividade respiratória. O paciente ativava a liberação dos estímulos controlando dois sensores, conforme indica a Figura 7. O primeiro monitorava a expiração intermitente do paciente e determinava a contração desejada: flexão da mão ou do braço. O segundo sensor monitorava a expiração/inspiração para comandar a abertura dos dedos/preensão ou extensão/flexão do cotovelo. O padrão estimulatório era gerado a partir da análise prévia de sinais eletromiográficos, armazenados e recuperados de um computador. A estimulação gerada não era totalmente eficaz, sendo necessário o emprego de órtese de membro superior para realizar contrações funcionais.

Abbas e Triolo (1997) desenvolveram um EE em malha fechada empregando redes neurais para realizar movimentos funcionais e controlar o torque do joelho, e eletrodos percutâneos implantados nos músculos do quadríceps. Uma rede neural constitui-se de elementos de processamento denominados neurônios ou nós (Fausett, 1994). Conforme ilustrado na Figura 8, os neurônios de uma rede conectam-se aos neurônios seguintes sendo que cada ligação está associada a um peso específico w_n, e v_n é uma constante numérica que geralmente multiplica o sinal passado de um neurônio ao seguinte. O neurônio da camada intermediária (Y) recebe sinais de entrada podendo somá-los e, dependendo do resultado, devolver em sua saída um valor correspondente à

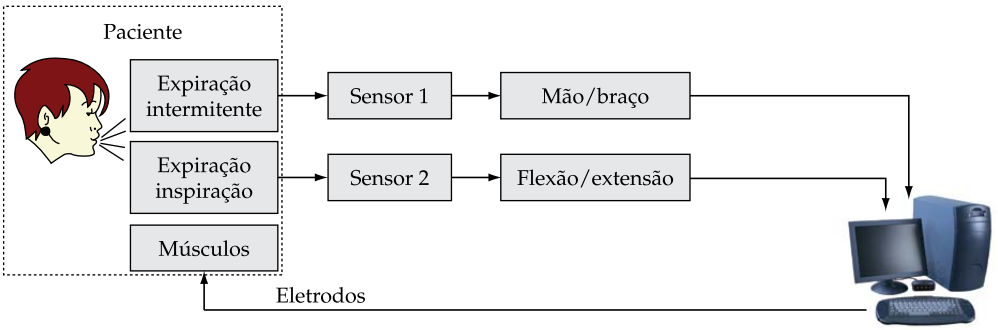

Figura 7. Diagrama de blocos do estimulador para membros superiores controlado por dois sensores. Um sensor determina se a contração é de mão ou de braço, outro sensor determina se é flexão ou extensão [modificado de Hoshimiya *et al.* (1989)]. ***Figure 7***. *Block diagram of the upper limb electrical stimulator controlled by two sensors. One sensor determines whether it is a hand or arm contraction and the other sensor determines whether it is flexion or extension [modified from Hoshimiya et al. (1989)].*

soma (as entradas são submetidas a uma função de ativação, normalmente sigmóide ou outra função não-linear). A diferença das redes neurais para sistemas convencionais de controle é que eles não necessitam de um modelo prévio para 'ajustar' os parâmetros de controle e estímulo, pois são adaptados aos pacientes por meio de correção dos pesos.

No sistema idealizado por Abbas e Triolo, o circuito neural da entrada (X) é responsável por fornecer os padrões iniciais de estimulação que são fixos para todos os pacientes. O sinal proveniente de X é filtrado por Y_n cujas saídas são somadas formatando o estímulo (Z) que será aplicado ao músculo (M). Caso a contração eliciada não produza o torque desejado, a correção do erro ocorre pela modificação dos pesos w_n.

A apresentação prossegue com EEs acoplados transcutaneamente, que empregam eletrodos totalmente implantáveis. Uma das aplicações menos complexas do ponto de vista de implante e controle são os sistemas para correção do pé equino. Vários EEs implantados para corrigir o pé equino foram desenvolvidos e esses sistemas envolvem a utilização de um comando externo como referência para a aplicação dos estímulos. A estratégia mais comum é obtida com um contato mecânico colocado abaixo da região do calcanhar. A liberação do contato causa a dorsiflexão durante a fase de balanço da marcha.

A Figura 9 apresenta os componentes do sistema de FES monocanal desenvolvido por Waters *et al.* (1975). O contato mecânico foi posicionado na sola do sapato e comandava o acionamento de impulsos elétricos que eram aplicados ao nervo fibular comum toda vez que o paciente hemiplégico levantava o calcanhar durante a fase de balanço da marcha. Um EE externo, alimentado por baterias de 9 V, era carregado na cintura e sua bobina transmissora externa era fixada na superfície medial da coxa.

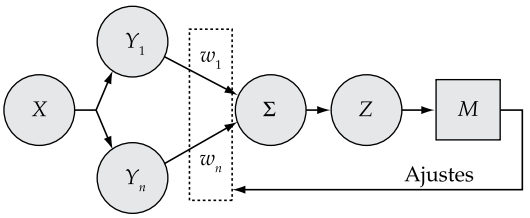

Figura 8. Rede neural. X: nó de entrada; Y_n: nós intermediários; Z: nó de saída; w_n: pesos para correção de erros; M: músculo (modificado de Abbas e Triolo, 1997; Fausett, 1994). ***Figure 8***. *Neural network. X: input node; Y_n: intermediate nodes; Z: output node; w_n: weights for error correction; M: muscle (modified from Abbas and Triolo, 1997; Fausett, 1994).*

O sinal transmitido através da pele era captado pelo receptor interno (revestido com resina epóxi, silicone e malha *Dacron*®) implantado na face ântero-medial da coxa. A distância entre as bobinas não deveria ser superior a 1,5 cm. A bobina interna convertia o campo em um trem de impulsos elétricos que eram aplicados ao nervo fibular, por meio de um eletrodo bipolar tipo *cuff* recoberto por silicone, causando a dorsiflexão. Uma chave externa ativava o EE e possibilitava também o ajuste da tensão a ser aplicada, aumentando ou diminuindo a intensidade do estímulo. As abas do eletrodo envolviam o nervo fibular. A duração das baterias era de quatro semanas sob uso normal.

Entre os pacientes implantados, a maioria apresentou resultado satisfatório e poucos problemas de infecção. Os defeitos encontrados ocorreram geralmente no módulo externo e nos contatos existentes na palmilha.

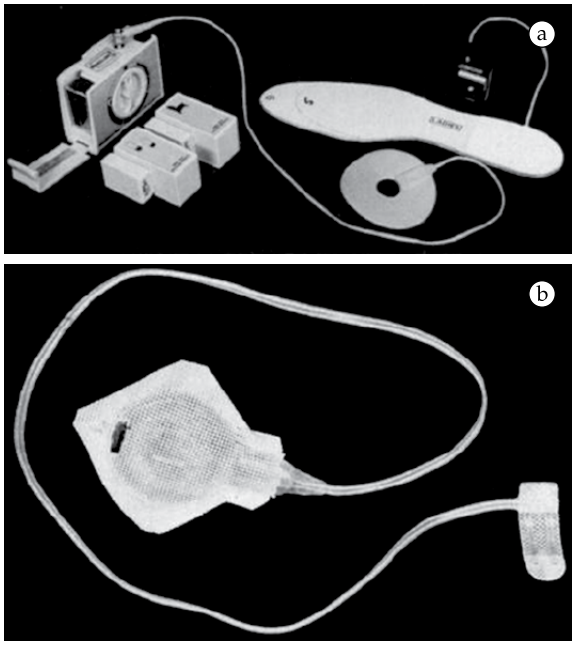

Figura 9. O estimulador possui (a) módulo externo, bobina transmissora circular e palmilha com contato mecânico no calcanhar e (b) bobina receptora circular envolvida em malha *Dacron*® e eletrodo bipolar tipo *cuff* [extraído de Waters *et al.* (1975)]. ***Figure 9****. The electrical stimulator has (a) external unit, circular transmitter antenna and insole with mechanical contact under the heel area, and (b) circular receiver antenna involved in Dacron® mesh and cuff bipolar electrode [extracted from Waters et al. (1975)].*

Haugland *et al.* (2000) desenvolveram um sistema de dois canais para correção do pé equino. A bobina receptora (Figura 10) foi colocada no terço proximal da face ântero-lateral da coxa e conectada via cabo a um eletrodo tipo *cuff*, implantado de forma a envolver 2 cm do nervo fibular comum e com diâmetro interno 30% maior que o nervo.

Os 12 eletrodos montados no eletrodo tipo *cuff* configuravam 4 tripolos que possibilitavam maior seletividade das fibras do nervo fibular comum, ou seja, era possível obter dorsiflexão com eversão (m. extensor longo dos dedos e mm. fibulares), com inversão do pé (m. tibial anterior e m. extensor longo do hálux) ou apenas dorsiflexão. Uma unidade externa presa acima do joelho era alimentada por um conjunto de baterias NIMH recarregáveis. O controle era responsável por definir os parâmetros dos pulsos estimulatórios. A ativação dos pulsos era acionada pelo contato mecânico posicionado abaixo do calcanhar e conectado ao módulo externo. O implante

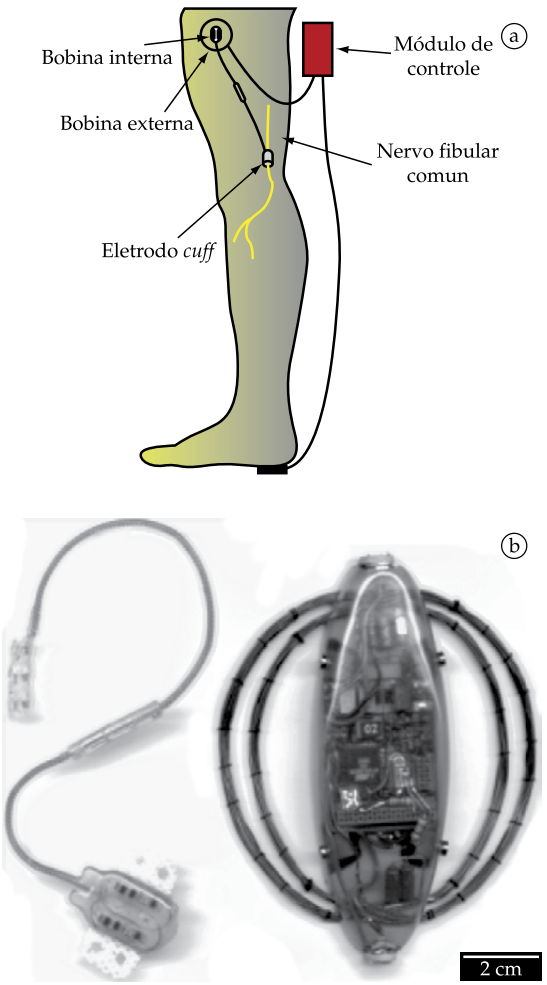

Figura 10. Configuração e montagem do sistema. (a) Contato mecânico ligado ao módulo externo; sobreposição de bobina externa transmissora e estimulador implantado; sensor *cuff* envolvendo o nervo fibular comum e (b) fotografia do sensor *cuff* e circuito de recepção implantáveis revestidos em resina epóxi e silicone (esq.) e da unidade de controle e transmissão externa (dir.) (adaptado e extraído de Haugland *et al.*, 2000). ***Figure 10****. System setup and components. (a) Mechanical contact connected to external unit; external transmitter antenna superposed to the implanted electrical stimulator; cuff sensor surrounding the common peroneal nerve and (b) photography of implantable cuff sensor and receiver circuit embedded in epoxy resin and silicone (left) and the external control and transmission unit (right) (adapted from Haugland et al., 2000).*

não poderia estar mais de 4 cm abaixo da pele, pois a atenuação causada pelo tecido adiposo no sinal de RF induzido inviabilizaria a ativação total do EE. Nenhum problema foi relatado pelos pacientes, que se mostraram satisfeitos com o sistema.

Um problema conceitual dos sistemas descritos é a necessidade dos cabos dos eletrodos passarem pela articulação do joelho. Kenney *et al.* (2002) construíram um EE funcionalmente similar ao de Haugland *et al.* (2000), contudo era implantado na região lateral da perna, distal ao joelho. Dois eletrodos bipolares foram colocados abaixo do epineuro dos nervos fibular profundo e superficial. Houve um bom nível de aceitação nos cinco pacientes em que foram implantados.

É comum encontrar na literatura trabalhos que apresentam abordagens semelhantes para corrigir o pé equino, principalmente quando empregam contatos mecânicos para identificar as fases da marcha. No entanto, estudos já foram realizados para testar a viabilidade de utilizar sensores implantáveis para fornecer realimentação natural aos EEs implantados. A atividade eletroneurográfica (ENG) do nervo sural de um paciente hemiplégico foi registrada, filtrada e retificada, e possibilitou identificar a fase de apoio da marcha (Haugland e Sinkjaer, 1995). Com o avanço dessa tecnologia e de novos meios de alimentação, os próximos EEs a serem desenvolvidos poderão ser totalmente implantáveis (Hoffer *et al.*, 2005) incluindo a alimentação e os sensores de realimentação que, com frequência, encontram-se em módulos externos.

Geralmente o pé equino requer apenas a correção da articulação do tornozelo. Porém, para pessoas com paraplegia ou tetraplegia realizarem movimentos funcionais artificiais, é necessário o controle de mais de uma articulação dos membros paralisados. EEs de quatro ou mais canais são encontrados na literatura para atividades que envolvem os membros superiores, tais como esticar os braços, abrir e fechar as mãos, e membros inferiores, como sentar, pedalar, levantar, ficar em pé e caminhar. Os procedimentos de controle e estimulação desses sistemas são mais sofisticados e o implante dos eletrodos envolve procedimentos cirúrgicos mais delicados.

EEs implantados multicanais vêm sendo desenvolvidos para controlar a preensão lateral e palmar de membros superiores de lesados medulares (C4-C6) (Crago *et al.*, 1998; Smith *et al.*, 1987). Idealizado para uso permanente, com pouco peso e baixo consumo de potência, o EE projetado por Smith *et al.* (1987) buscou contornar os problemas de infecção encontrados nas versões anteriores que só utilizavam eletrodos percutâneos. Conforme ilustrado na Figura 11, o EE era implantado abaixo da espinha da escápula, de onde saíam cabos de aço inoxidável encapsulados em *Teflon*, exceto nas terminações, que consistiam de eletrodo de platina, e eram implantados abaixo da fáscia do epimísio dos músculos bíceps braquial, tríceps lateral, flexor e extensor do punho. Os canais estimulatórios foram acomodados em cápsulas Macor (Gibbons, 1980) e de titânio. O sinal de controle era ativado pelo paciente com lesão e extraído de seu controle voluntário, como o de um comando ativado pela posição e movimento do ombro. O sensor detectava variações bidimensionais de um elemento metálico que se estendia da parte anterior do ombro até a região frontal do esterno (Bayer *et al.*, 1972). Uma chave disposta sobre o peito do paciente era ativada com um toque, e então o paciente podia escolher entre abrir, fechar e travar a preensão por meio da protração/retração e da elevação/depressão do ombro (Hart *et al.*, 1998). O comando era repassado ao módulo de processamento

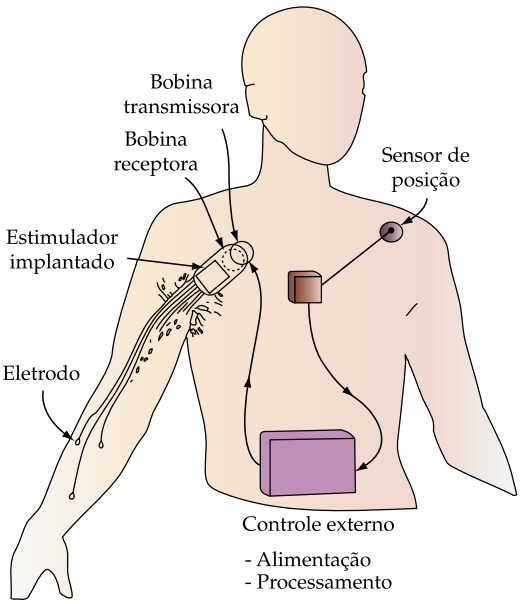

Figura 11. Estimulador elétrico de 8 canais para controle da preensão palmar. Ombro direito: sensor de posição; cintura: baterias e módulo de controle, processamento e transmissão; ombro esquerdo: bobina receptora (interna) capta o comando enviado pela bobina transmissora (externa); estimulador implantado controlando os canais; cabos saem do estimulador implantado e terminam nos eletrodos nos músculos (adaptado de Smith *et al.*, 1987).
***Figure 11**. 8-channel electrical stimulator for controlling palmar prehension. Right shoulder: position sensor; waist: batteries and control, processing and transmission unit; left shoulder: (internal) receiver antenna acquires the command sent by (external) transmitter antenna; implanted stimulator controls the channels; cables start in the implanted stimulator and finish in the muscular electrodes (adapted from Smith et al., 1987).*

externo que, após identificar a ação a ser realizada e selecionar os músculos envolvidos, codificava e modulava essas informações em um sinal de RF que era captado pela bobina interna. Assim que o sinal de RF era demodulado, os estímulos eram aplicados aos músculos envolvidos na ação requisitada via eletrodos implantados diretamente nos músculos.

Uma alternativa desenvolvida empregava um sensor implantável para captar o deslocamento angular da articulação (Johnson *et al.*, 1999). Neste caso o sensor foi implantado no pulso do paciente (LM ao nível C6) ou na articulação esterno-clavicular (LM ao nível C5) e possibilitou ao indivíduo ativar o movimento a partir do próprio membro ou utilizar o sensor como um elemento de realimentação do módulo de controle, para corrigir o movimento realizado. A Figura 12 mostra o princípio de funcionamento do sensor que é baseado no efeito Hall. O sensor e um magneto foram implantados nos ossos rádio e semilunar, respectivamente. Com a variação do ângulo da articulação do pulso, as linhas de campo que incidem no sensor sofrem variação e isso altera a diferença de potencial de Hall incidente nos elementos condutores existentes no sensor. No caso de pacientes com LM em C1-C4, uma proposta foi apresentada em que a ativação da FES pelo ombro foi substituída pela monitoração eletromiográfica de músculos da cabeça e pescoço (Kirsch *et al.*, 2005). Outra proposta utilizava um acelerômetro posicionado no braço do paciente, que monitorava a inclinação do braço quando este era levantado, e então ativava a estimulação do tríceps, causando a extensão do cotovelo (Crago *et al.*, 1998).

EEs com acoplamento transcutâneo foram desenvolvidos para estimular a musculatura de membros inferiores. Um indivíduo ASIA A completo com LM ao nível de T10 recebeu dois EEs implantados bilateralmente, cada um com capacidade para controlar 8 canais de estimulação (Kobetic *et al.*, 1999). Os eletrodos foram implantados no epimísio dos músculos glúteo máximo, porção posterior do adutor magno, semimembranáceo, tibial anterior, tensor da fáscia lata, quadríceps femoral e sartório. Os eletrodos intramusculares foram implantados nos músculos responsáveis pela extensão do tronco. A Figura 13 ilustra a disposição dos implantes e a comunicação com o módulo externo.

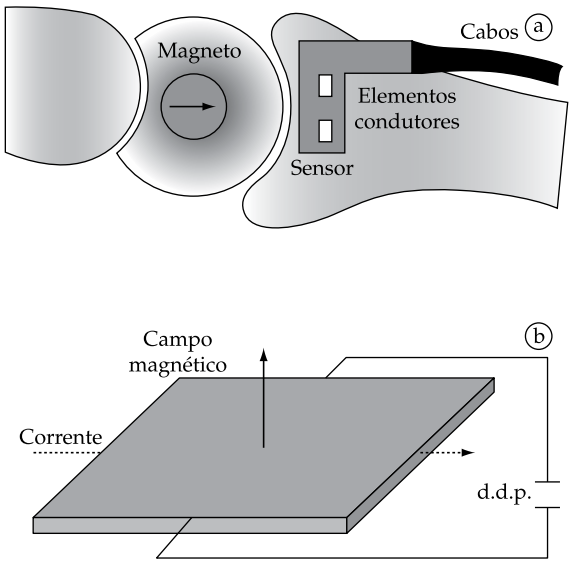

Figura 12. (a) Ossos semilunar e rádio com magneto e sensor implantados no pulso, respectivamente [adaptado de (Johnson *et al.*, 1999)]; (b) Efeito Hall, uma diferença de potencial (d.d.p.) desenvolve-se na direção transversa de um condutor pelo qual flui uma corrente elétrica em presença de um campo magnético. Na medida em que a incidência das linhas de campo muda a inclinação, a diferença de potencial também sofre variação. ***Figure 12***. *(a) Lunate and radio bones with magnet and sensor implanted in the wrist, respectively [adapted from Johnson et al. (1999)]; (b) Hall Effect, a voltage potential appears in the transversal direction of a conductor through which flows an electrical current undergoing a magnetic field. As the incidence of the field lines changes direction, the voltage potential also changes.*

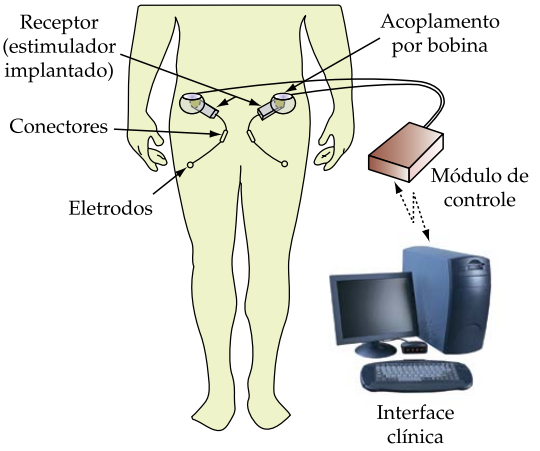

Figura 13. Receptores de estimuladores implantados bilateralmente. Os cabos e conectores saem dos estimuladores de cada lado do quadril até os eletrodos. Módulo externo (acionado por chave – não ilustrada) e computador controlam os movimentos (adaptado de Kobetic *et al.*, 1999). ***Figure 13***. *Stimulator receptors bilaterally implanted. Cables and connectors start in the stimulation units, in both sides of the hip, and finish in the electrodes. External unit (activated by a switch – not illustrated) and computer control the movements (adapted from Kobetic et al., 1999).*

O indivíduo que recebeu o implante ativava cada passo por meio de uma chave ao alcance dos seus dedos. O paciente podia manter a posição ortostática por 8 min. (distribuindo a carga nas duas pernas alternadamente) e caminhar por até 20 m. Os dois exercícios obtiveram melhor desempenho com o emprego de órtese de pé e tornozelo articulável (similar à da Figura 21) e barras de apoio. A programação das estratégias de controle do movimento e sequência de estimulação dos músculos também podia ocorrer com o auxílio do computador. Nenhuma complicação pós-operatória foi identificada e o paciente relatou satisfação com o sistema, mas após um ano de utilização, constatou-se que eletrodos de superfície estavam causando contrações mais eficazes que os implantados, indicando a necessidade de ajustes de posicionamento dos eletrodos em alguns músculos.

Em 1999, Davis *et al.* (1999) implantaram um EE de 22 canais em um paciente T10 com o uso do qual foi capaz de permanecer em pé por cerca de 1 h. O sistema utilizava um computador para programar estratégias do movimento, monitorar a amplitude de movimento (ângulo das articulações) com sensores de eletrogoniometria (Figura 14a) e acelerômetros no dorso para detectar a inclinação do tronco e auxiliar no controle da manutenção da posição ortostática para a sentada (Figura 14b). A bobina de recepção foi implantada na região subcutânea da margem intercostal anterior direita inferior (Davis *et al.*, 2001). Onze cabos estendiam-se para cada lado do quadril até eletrodos de platina, no epineuro dos ramos individuais dos nervos femoral, glúteo superior e inferior, tibial, fibular comum e isquiáticos direito e esquerdo. Os eletrodos foram envoltos em um elastômero de silicone. Dois eletrodos extras foram envoltos em uma capa de *Teflon* e implantados em cada triângulo femoral.

Para iniciar os movimentos de levantar e sentar, o paciente acionava uma chave. A manutenção da posição ortostática ocorria pela monitoração dos eletrogoniômetros e de uma órtese de tornozelo e pé (similar à da Figura 15). O EE era acionado com flexão de joelho maior que 10º, e desligado com um ângulo inferior a 5º. Segurança adicional era fornecida por um sistema de suspensão.

Durante os nove anos utilizando o aparelho (até 1999), o paciente com LM não apresentou complicações médicas decorrentes do implante. Atualização desse EE envolveu a estimulação da bexiga do paciente implantado com eletrodos helicoidais de inserção no forame sacral S2, S3 e S4 e no espaço epidural do cone medular. A Figura 16 ilustra o posicionamento dos eletrodos.

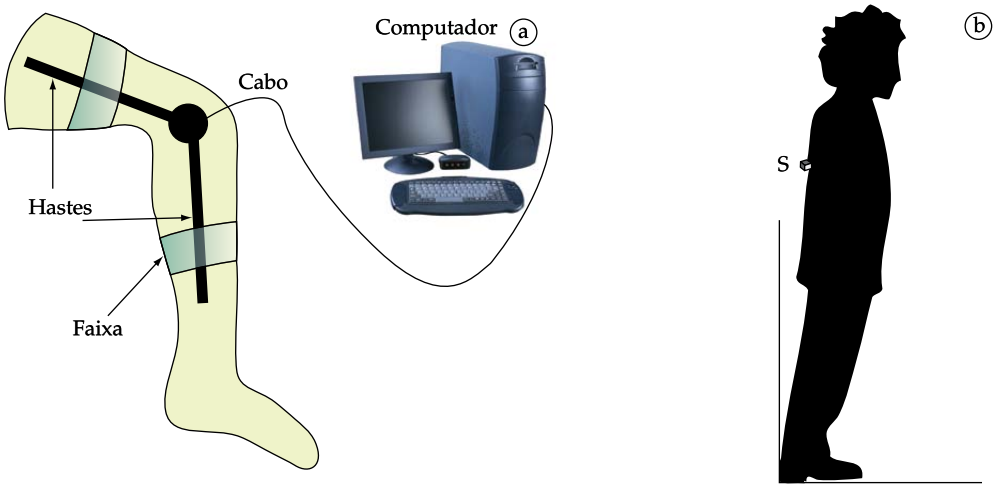

Figura 14. Sensores. (a) Eletrogoniômetro: ao potenciômetro central são fixadas as extremidades de duas hastes, uma presa à base do potenciômetro e a outra ao seu eixo que, ao sofrer rotação, muda a resistência e, consequentemente, a tensão entre os terminais. Um computador faz a aquisição da variação da tensão nos terminais do potenciômetro. (b) S é o acelerômetro que monitora a flexão do tronco: conforme o tronco é inclinado, a aceleração sofre variação (adaptado de Giansanti, 2006). ***Figure 14****. Sensors. (a) Electrogoniometer: the extremities of two bars are fixed to a potentiometer; one is fastened to the potentiometer base and the other to the axis that, as it rotates, changes its resistance and consequently the voltage between the output terminals. A computer acquires the output voltage changing. (b) S represents the accelerometer that monitors the body inclination: as the chest leans forwards or backwards, the acceleration changes (adapted from Giansanti, 2006).*

Figura 15. Modelo de órtese de pé e tornozelo com articulação fixa. As órteses de pé e tornozelo são feitas com material leve, calçadas dentro do sapato e previnem a flexão plantar durante a fase de balanço [extraído de Assistireland (2009)]. ***Figure 15***. *Ankle and foot orthosis (AFO) model with fixed joint. AFOs are made of soft materials, used inside the shoes and prevent plantar flexion during the swing phase of the walk [extracted from Assistireland (2009)].*

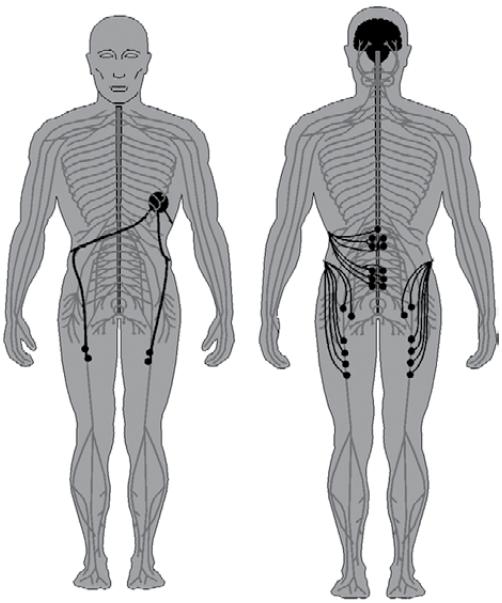

Figura 16. Sistema Praxis FES24: vistas da colocação do estimulador implantado (círculo maior) e dos cabos e eletrodos utilizados (círculos menores) (extraído de Davis *et al.*, 2001). ***Figure 16***. *Praxis FES24 system: view of the implanted stimulator placement (bigger circle) and of cables and electrodes (smaller circles) (extracted from Davis et al., 2001).*

Em um projeto europeu denominado *Stand Up And Walk* (SUAW), desenvolveu-se um EE de 16 canais para manutenção da posição ortostática e marcha, que foi implantado com sucesso em 2000 (Guiraud *et al.*, 2006). O implante utilizava eletrodos hemisféricos de platina para estimulação intramuscular e neural tipo *half-cuff*. Os músculos eram estimulados individualmente e podiam ser ativados tanto por eletrodos intramusculares quanto neurais. A redundância nos eletrodos tinha por objetivo compará-los visando melhor autonomia e eficiência do EE. Dependendo da orientação, os eletrodos *half-cuff* possibilitavam melhor seletividade na estimulação de unidades motoras diferentes. A parte eletrônica do EE foi encapsulada em uma caixa cerâmica e selada com um anel de titânio revestido por silicone. A Figura 17 mostra a imagem radiográfica do sistema implantado em um paciente com LM T8 completa. Os músculos estimulados foram glúteo máximo, glúteo médio, ilíaco, quadríceps, posteriores da coxa e tibial anterior.

O controle era realizado por uma unidade externa, similar ao descrito por Smith *et al.* (1987), que transmitia pacotes de dados contendo os parâmetros estimulatórios e informação sobre os canais a serem ativados. O paciente conseguiu permanecer em pé por 15 min. continuamente, repetindo o feito

Figura 17. Radiografia do estimulador, paciente e eletrodos (intramusculares: discos brancos, neurais: pontos brancos no canto inferior direito da imagem (extraído de Guiraud *et al.*, 2006). ***Figure 17***. *Radiographic image of stimulator, patient and electrodes (intramuscular: white disks; neural: white dots in the inferior right corner) (extracted from Guiraud et al., 2006).*

após um repouso de 5 min. Apesar do sucesso na ortostaticalização, o paciente não foi capaz de fazer outra atividade com as mãos que não se apoiar, para conseguir a estabilidade.

A estimulação intraespinal é um método alternativo aos descritos. A FES de membros inferiores por meio da estimulação da raiz lombossacral (variando de L2 a S2), próxima da medula e abaixo do nível da LM, em tese possibilita gerar movimentos de membros inferiores mais consistentes com os realizados por um indivíduo hígido (Guevremont e Mushahwar, 2007), pois os nervos motores estão segregados dos sensitivos. O sistema desenvolvido por Perkins *et al.* (2002) consiste de um receptor de RF implantado na margem costal direita do qual saem cabos que guiam até eletrodos tipo *cuff* intradurais implantados bilateralmente. O módulo externo alimenta e controla a parte implantada do sistema. O EE não se mostrou eficaz para manter o paciente em pé ou caminhar. Porém, uma paciente com LM T9 completa recebeu o implante bilateral e, sentada em um triciclo adaptado, foi capaz de pedalar por mais de 1 km utilizando o sistema. A coroa de transmissão do triciclo foi dividida em 16 fases angulares para o controle da ativação dos grupos musculares e da velocidade do triciclo. Na Figura 18 apresenta-se o diagrama do controle da velocidade do triciclo para a perna direita.

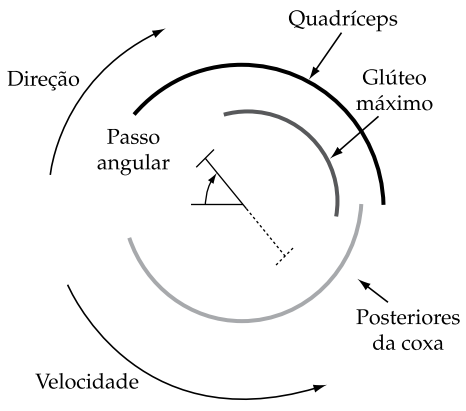

Figura 18. Sistema de FES de raiz medular – Estratégia de controle para perna direita: arcos representam as fases angulares em que um grupo muscular é ativado; correção da velocidade ocorre pelo giro anti-horário dos arcos [adaptado de Hunt *et al.* (2002)]. ***Figure 18****. Spinal root FES system – Right leg control strategy: arcs represent the angular phases in which each muscle group is activated; velocity correction occurs by rotating the arks counterclockwise [adapted from Hunt et al. (2002)].*

Microestimuladores

Seguindo a tendência da indústria, Loeb *et al.* (2001) desenvolveram dispositivos microestimuladores sem fio (Figura 19) que podiam ser injetados nos músculos e próximos dos motoneurônios, e que eram capazes de fornecer pulsos de estimulação mais adequados à tarefa a ser realizada. As pesquisas iniciais concentraram-se na validação do método e do EE injetável para o tratamento da atrofia muscular, empregando a eletroestimulação como um exercício para trabalhar a musculatura. A Figura 19a ilustra como o microestimulador injetável, semelhante a uma cápsula, ativava os motoneurônios com a variação da intensidade do campo elétrico gerado.

O sistema denominado BION (*BIOnic Neurons*) consistia em uma cápsula cilíndrica de vidro com dimensões pequenas que facilitavam a injeção (Loeb *et al.*, 2001). Seus componentes eletrônicos permaneciam na cápsula e os eletrodos eram hermeticamente selados nas extremidades para garantir proteção. A Figura 20 ilustra a configuração do sistema que consiste de circuito e bobina externos ao membro. A bobina gerava um campo de RF que controlava digitalmente até 256 microestimuladores. Três bytes codificados pelo circuito transmissor permitiam identificar o microestimulador destino, a largura do pulso, a amplitude e a envoltória da forma de onda (Cameron *et al.*, 1993). No circuito microcontrolado externo, as sequências de estimulação eram armazenadas em memória e podiam ser aplicadas de forma automática ou manual. No modo manual, um computador permitia ajustar os novos parâmetros de estimulação.

A cápsula era injetada no músculo por meio de um cateter-guia, ambos mostrados na Figura 19b. Esse cateter possuía um eletrodo acoplado que lhe possibilitava aplicar pulsos estimulatórios de pequena intensidade e encontrar o local do músculo com melhor relação contração por estímulo. Encontrado esse ponto, a cápsula era liberada no músculo e o cateter guia era removido.

A Figura 20 ilustra a foto de um protótipo que foi desenvolvido para corrigir o pé equino de um paciente com LM C6-C7 (Weber *et al.*, 2005). A temporização e o acionamento dos microestimuladores ocorriam por meio de um dispositivo WalkAide2 (Dai *et al.*, 1996). A Figura 21 mostra o dispositivo em uso com órtese de tornozelo. O WalkAide2 liberava o estímulo quando a perna estava inclinada atrás do corpo no final da fase de apoio da marcha.

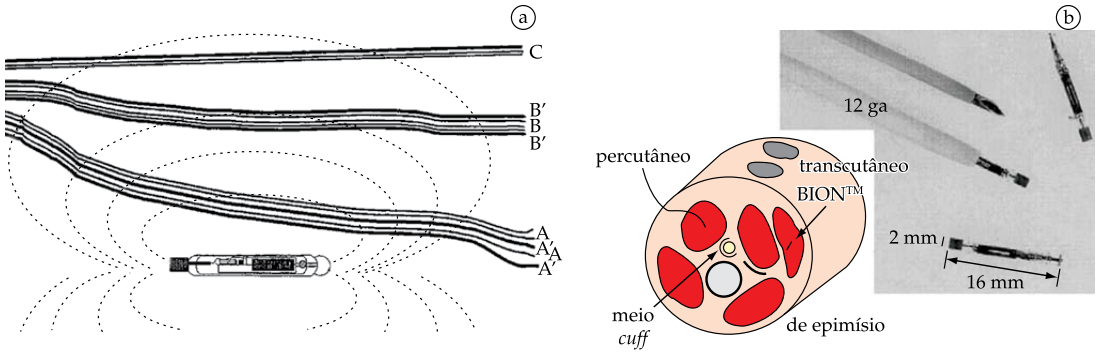

Figura 19. Microestimuladores injetáveis. (a) Intensidade do campo gerado ativa as fibras nervosas [extraído de Cameron *et al.* (1998)]. (b) Cápsula injetável em músculo ideal em comparação a eletrodos de estimulação transcutâneo, percutâneo, implantado *cuff* e de epimísio (canto inferior esquerdo); detalhe para as dimensões (2 mm × 16 mm) do microestimulador injetável e do cateter guia utilizado como ferramenta de implantação [modificado de Loeb *et al.* (2001)]. ***Figure 19***. *Injectable microstimulators. (a) The generated field intensity activates nervous fibers [extracted from Cameron et al. (1998)]. (b) Injectable capsule in an ideal muscle in comparison to transcutaneous, percutaneous, cuff and epimysial stimulation electrodes (lower left corner); details of the injectable microstimulator dimensions (2 mm × 16 mm) and catheter used as implantation tool [modified from Loeb et al. (2001)].*

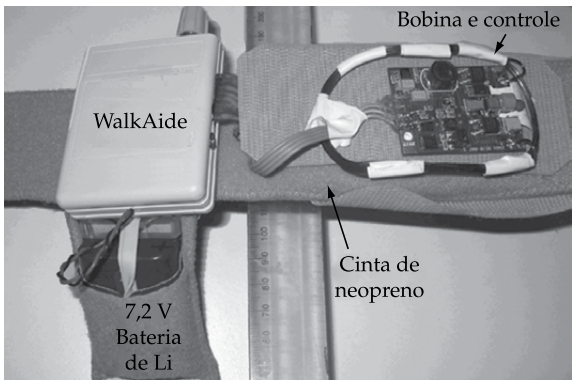

Figura 20. BIONic WalkAide System consistindo de módulo WalkAide com a cinta de neopreno, circuito da bobina e controle. O WalkAide foi adaptado para informar ao controlador o momento certo para ativar os microestimuladores (adaptado de Weber *et al.*, 2005). ***Figure 20***. *Bionic WalkAide System consisting of WalkAide unit and neoprene belt, antenna and control circuit. WalkAide was adapted to provide to the controller the exact moment to activate the individual microstimulators (adapted from Weber et al., 2005).*

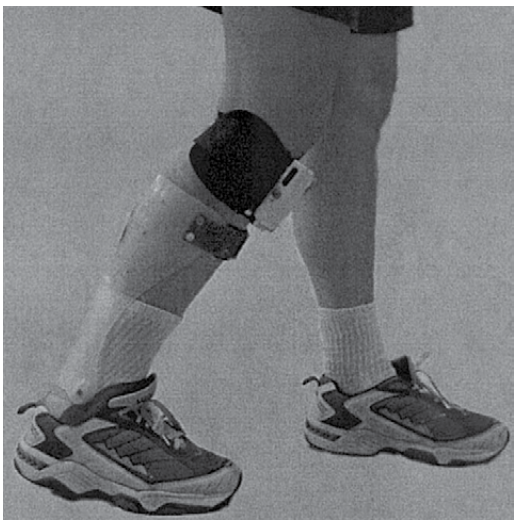

Figura 21. WalkAide System posicionado abaixo do joelho do paciente. O sistema é utilizado em conjunto com órtese articulável (extraído de Kim *et al.*, 2004). ***Figure 21***. *WalkAide System placed below the knee of the patient. The system is used with movable joint orthosis (extracted from Kim et al., 2004).*

Comparado à FES de superfície do nervo fibular comum, a estimulação com as cápsulas injetadas próximas do nervo e no músculo tibial anterior produziu um movimento de flexão do tornozelo sem eversão e rotação externa do pé.

Os microestimuladores já vêm sendo avaliados para proporcionar informações sobre o posicionamento e a inclinação dos membros em que foram implantados (Loeb *et al.*, 2004). Para determinar a distância, as cápsulas devem monitorar a energia do sinal gerado pelas demais. Na medida em que o ângulo articular sofre variação, a distância entre as cápsulas varia com as modificações no comprimento das fibras musculares. A intensidade do sinal captado é maior/menor conforme a distância diminui/aumenta. A distância seria mais um dado que o sistema externo de processamento e controle utilizaria para determinar as próximas estimulações.

Além dos BIONs, outros microestimuladores implantados acoplados transcutaneamente com possíveis aplicações em FES são descritos na literatura (Davis *et al.*, 2008; Ghovanloo e Najafi, 2007; Sacristán-Riquelme e Osés, 2007; Shuenn-Yuh e Shyh-Chyang, 2005; Stieglitz *et al.*, 2005; Wang *et al.*, 2004). O sistema de Ghovanloo e Najafi (2007) pode controlar até 2.048 pontos de estimulação. Sistemas desenvolvidos para restaurar a função da bexiga (Sawan *et al.*, 2008) no futuro também poderão ser aperfeiçoados e empregados para causar a contração de outros músculos. O sistema de Davis *et al.* (2008) foi avaliado em sete pacientes pós-AVE, que tiveram um total de 41 microestimuladores implantados para restaurar parcialmente a função de membros superiores. Não houve relatos de infecção devido aos implantes.

A produção científica na área de EEs também pode ser percebida pela inovação tecnológica e registros de produtos e idéias. Somente em 2008, é possível encontrar depósitos de patentes que vão desde encapsulamentos a técnicas de modulação do sinal transmitido. Marnfeldt (2008) propôs um microestimulador com até dois eletrodos plásticos de condução contendo componentes eletrônicos e eletrodos hermeticamente selados em uma única cápsula. Parramon *et al.* (2008) propuseram um microestimulador com múltiplos eletrodos, diferentemente da proposta de Marnfeldt e dos BIONs. He e Haller (2008) descreveram um dispositivo implantável para liberar estímulos em tecidos e um encapsulamento contendo uma primeira camada metálica e uma segunda de plástico ou polímero, além de métodos para o preparo da bobina interna dentro de um tubo de ferrite e o seu revestimento. Zilberman *et al.* (2008) inventaram um método para implantar microestimuladores nos tecidos neuromusculares. O invento consiste de recipiente com cavidade oca para acomodar o dispositivo e garras elásticas para a fixação do implante aos tecidos com o auxílio de um dispositivo laparoscópico. Já Gord *et al.* (2008) enfocaram o meio de comunicação entre os microestimuladores implantados e o meio externo. Eles elaboraram um microestimulador com uma única bobina para alimentação e controle possuindo elevado fator Q, o que confere mais seletividade ao circuito interno. O mérito do invento é contornar o efeito adverso que o aumento do fator Q causa na qualidade da recepção do sinal modulado.

Conclusão e Tendências

Os EEs que foram descritos mostraram-se eficazes, conseguindo realizar artificialmente movimentos funcionais de membros superiores e inferiores, tanto de indivíduos tetraplégicos quanto paraplégicos.

A pesquisa realizada destacou a utilização de vários tipos de eletrodos e sensores, demonstrando que os pesquisadores utilizaram toda a riqueza dos princípios físicos para transdução de grandezas biomecânicas e fisiológicas e estimulação neuromuscular.

Tanto sistemas em malha aberta quanto fechada foram descritos. Alguns EEs avaliaram os dois tipos de malha, porém a realimentação automática teve maior incidência nos sistemas mais recentes.

Dentre os sistemas implantáveis, os *hard-wired* são de mais fácil implementação e, em caso de problemas com os eletrodos, pode-se rapidamente refazer o implante. Entretanto, apesar de necessitarem de procedimentos cirúrgicos mais complexos para implantar e reimplantar os eletrodos e circuitos passivos, conclui-se que os EEs implantados com acoplamento transcutâneo são mais vantajosos por apresentarem menos problemas com quebras de eletrodos e infecção, além de serem cosmeticamente preferíveis.

Apesar dos artigos estudados indicarem que os sistemas *hard-wired* não tiveram rejeição dos pacientes, a própria limitação desses sistemas a ambientes de pesquisa faz com que os EEs implantados tendam à maior aceitação por parte dos pacientes.

A comparação entre EEs totalmente implantados e de acoplamento transcutâneo revela que, sob o aspecto de biocompatibilidade, a tendência de miniaturização de componentes e dispositivos favorece indiretamente o emprego de EEs totalmente implantáveis, por conta da reduzida quantidade de componentes tóxicos empregados na alimentação de circuitos ativos. Já sob a óptica da invasibilidade, a redução dos dispositivos internos a dimensões injetáveis favorece os sistemas de FES acoplados transcutaneamente pois, nesse caso, o dano ao tecido que recebe o implante é menor.

Do ponto de vista de controle, tanto sistemas *hard-wired* quanto implantados com acoplamento transcutâneo apresentam estratégias diversificadas para restaurar a função de membros paralisados. As estratégias envolveram controle ativado pelo paciente (manual e respiratório) e automático (por computador) com e sem o uso de órteses de membros.

O diferencial dos EEs com acoplamento transcutâneo é não requerer que os fios e cabos atravessem

a pele. Porém, o acoplamento eletromagnético entre as bobinas deve ser eficaz e seguro, sob risco de comprometer totalmente a segurança dos pacientes.

O desenvolvimento de sistemas de FES é um processo que leva tempo e envolve muita pesquisa. Nos EEs com acoplamento transcutâneo mais modernos, a tecnologia empregada é avançada e envolve miniaturização crescente. Contudo, antes de se implantar tais sistemas, são necessários testes de estratégias de controle, que permanecem no módulo externo, e a avaliação da interação paciente/estimulador. Por isso, eletrodos percutâneos e de superfície podem ainda estar presentes nas pesquisas futuras.

Agradecimentos

Ao CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, à FINEP – Financiadora de Estudos e Projetos, e à SETI-PR – Secretaria de Estado da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior do Estado do Paraná pelo apoio financeiro e bolsa de pesquisa, e à Ana Carolina Peters pelo auxílio com a terminologia anatômica.

Referências

ABBAS, J. J.; TRIOLO, R. J. Experimental evaluation of an adaptive feedforward controller for use in functional neuromuscular stimulation systems. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 1, p. 12-22, 1997.

ACOSTA, A. M.; KIRSCH, R. F.; PARIKH, P. P. A neuroprosthesis for restoration of shoulder function in C5-C6 tetraplegia. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 19, 1997, Chicago. **Proceedings**... Chicago: IEEE, 1997. p. 1942-1943.

ADAMS, M. M.; HICKS, A. L. Spasticity after spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 43, n. 10, p. 577-586, 2005.

ASSISTIRELAND. **Pre-cut anterior AFO splint**. Disponível em: <http://www.assistireland.ie/index.asp?locID=1985&docID=2938>. Acesso em: 29/04/2009.

BAYER, D. M.; LORD, R. H.; SWANKER, J. W.; MORTIMER, J. T. A two-axis shoulder position transducer for control of orthotic/prosthetic devices. **IEEE Transactions on Industrial Electronics and Control Instrumentation**, v. 19, n. 2, p. 61-64, 1972.

CAMERON, T.; LOEB, G. E.; RICHMOND, F. J. R.; PECK, R. A.; SCHULMAN, J. H.; STROJNIK, P.; TROYK, P. Micromodular electronic devices to activate paralyzed muscles and limbs. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 15, 1993, San Diego. **Proceedings**… San Diego: IEEE, 1993. p. 1242-1243.

CAMERON, T.; RICHMOND, F. J.; LOEB, G. E. Effects of regional stimulation using a miniature stimulator implanted in feline posterior biceps femoris. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 45, n. 8, p. 1036-1043, 1998.

CHIZEK, H. J.; KOBETIC, R.; MARSOLAIS, E. B.; ABBAS, J. J.; DONNER, I. H.; SIMON, E. Control of functional neuromuscular stimulation systems for standing and locomotion in paraplegics. **Proceedings of the IEEE**, v. 76, n. 9, p. 1155-1165, 1988.

CRAGO, P. E.; MORTIMER, J. T.; PECKHAM, P. H. Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 27, n. 6, p. 306-312, 1980.

CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J.; NEUMAN, M. R.; HAMBRECHT, F. T. Sensors for use with functional neuromuscular stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 33, n. 2, p. 256-268, 1986.

CRAGO, P. E.; LAN, N.; VELTINK, P. H.; ABBAS, J. J.; KANTOR, C. New control strategies for neuroprosthetic systems. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 33, n. 2, p. 158-172, 1996.

CRAGO, P. E.; MEMBERG, W. D.; USEY, M. K.; KEITH, M. W.; KIRSCH, R. F.; CHAPMAN, G. J.; KATORGI, M. A.; PERREAULT, E. J. An elbow extension neuroprosthesis for individuals with tetraplegia. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 6, n. 1, p. 1-6, 1998.

DAI, R.; STEIN, R. B.; ANDREWS, B. J.; JAMES, K. B.; WIELER, M. Application of tilt sensors in functional electrical stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 4, n. 2, p. 63-72, 1996.

DALYAN, M.; SHERMAN, A.; CARDENAS, D. D. Factors associated with contractures in acute spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 36, n. 6, p. 405-408, 1998.

DAVIS, R.; HOUDAYER, T.; ANDREWS, B.; BARRISKILL, A. Paraplegia: prolonged standing using closed-loop functional electrical stimulation and Andrews ankle-foot orthosis. **Artificial Organs**, v. 23, n. 5, p. 418-420, 1999.

DAVIS, R.; PATRICK, J.; BARRISKILL, A. Development of functional electrical stimulators utilizing cochlear implant technology. **Medical Engineering & Physics**, v. 23, n. 1, p. 61-68, 2001.

DAVIS, R.; SPARROW, O.; COSENDAI, G.; BURRIDGE, J. H.; WULFF, C.; TURK, R.; SCHULMAN, J. Poststroke upper-limb rehabilitation using 5 to 7 inserted micro-stimulators: implant procedure, safety, and efficacy for restoration of function. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 10, p. 1907-1912, 2008.

DAVOODI, R.; BROWN, I. E.; LOEB, G. E. Advanced modeling environment for developing and testing FES control systems. **Medical Engineering & Physics**, v. 25, n. 1, p. 3-9, 2003.

DEMIREL, G.; YILMAZ, H.; PAKER, N.; ONEL, S. Osteoporosis after spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 36, n. 12, p. 822-825, 1998.

DURAND, D. M.; GRILL, W. M.; KIRSCH, R. Electrical stimulation of the neuromuscular system. In: HE, B. (Ed.). **Neural engineering**. Berlin: Springer, 2005. p. 157-191.

ESA, A.; KIWAMOTO, H.; SUGIYAMA, T.; PARK, Y. C.; KANEKO, S.; KURITA, T. Functional electrical stimulation in the management of incontinence: studies of urodynamics. **International Urology and Nephrology**, v. 23, n. 2, p. 135-141, 1991.

FAUSETT, L. **Fundamentals of neural networks**: architectures, algorithms, and applications. New Jersey: Prentice-Hall, 1994. 461 p.

FISHER, L. E.; MILLER, M. E.; BAILEY, S. N.; DAVIS-JR, J. A.; ANDERSON, J. S.; RHODE, L.; TYLER, D. J.; TRIOLO, R. J. Standing after spinal cord injury with four-contact nerve-cuff electrodes for quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 16, n. 5, p. 473-478, 2008.

FREY-RINDOVA, P.; DE BRUIN, E. D.; STÜSSI, E.; DAMBACHER, M. A.; DIETZ, V. Bone mineral density in upper and lower extremities during 12 months after spinal cord injury measured by peripheral quantitative computed tomography. **Spinal Cord**, v. 38, n. 1, p. 26-32, 2000.

FUHR, T.; QUINTERN, J.; RIENER, R.; SCHMIDT, G. Walking with WALK! **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 27, n. 1, p. 38-48, 2008.

FUJITA, K.; HANDA, Y.; HOSHIMIYA, N.; ICHIE, M. Stimulus adjustment protocol for FES-induced standing in paraplegia using percutaneous intramuscular electrodes. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 3, n. 4, p. 360-366, 1995.

GHOVANLOO, M.; NAJAFI, K. A wireless implantable multichannel microstimulating system-on-a-chip with modular architecture. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 15, n. 3, p. 449-457, 2007.

GIANSANTI, D. Does centripetal acceleration affect trunk flexion monitoring by means of accelerometers? **Physiological Measurement**, v. 27, n. 10, p. 999-1008, 2006.

GIBBONS, D. F. Biocompatibility of Macor glass ceramic. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 14, n. 2, p. 177-180, 1980.

GODEC, C.; CASS, A. S.; AYALA, G. F. Bladder inhibition with functional electrical stimulation. **Urology**, v. 6, n. 6, p. 663-666, 1975.

GORD, J. C.; ARCOS-BURGOS, M. I.; COSENDAI, G. **Method and apparatus for efficient power/data transmission**. US 7379774B2, 27 may 2008. Disponível em: <http://www.google.com.br/patents?id=iFWsAAAAEBAJ>. Acesso em: 24 abr. 2009.

GREATBATCH, W.; HOLMES, C. F. History of implantable devices. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 10, n. 3, p. 38-41, 1991.

GUEVREMONT, L.; MUSHAHWAR, V. K. Tapping into the spinal cord for restoring function after spinal cord injury. In: DILORENZO, D. J.; BRONZINO, J. D. (Eds.). **Neuroengineering**. Boca Raton: CRC Press, 2007. chap. 19.

GUIRAUD, D.; STIEGLITZ, T.; KOCH, K. P.; DIVOUX, J.-L.; RABISCHONG, P. An implantable neuroprosthesis for standing and walking in paraplegia: 5-year patient follow-up. **Journal of Neural Engineering**, v. 3, n. 4, p. 268-75, 2006.

HAMBRECHT, F. T. Neural prostheses. **Annual Review of Biophysics and Bioengineering**, v. 8, p. 239-267, 1979.

HART, R. L.; KILGORE, K. L.; PECKHAM, P. H. A comparison between control methods for implanted FES hand-grasp systems. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 6, n. 2, p. 208-218, 1998.

HAUGLAND, M.; CHILDS, C. R.; LADOUCEUR, M.; HAASE, J.; SINKJÆR, T. An implantable foot drop stimulator. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY, 5, 2000, Aalborg. **Proceedings**... Aalborg, 2000. p. 59-62.

HAUGLAND, M. K.; SINKJÆR, T. Cutaneous whole nerve recordings used for correction of footdrop in hemiplegic man. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 3, n. 4, p. 307-317, 1995.

HAUSDORFF, J. M.; DURFEE, W. K. Open-loop position control of the knee joint using electrical stimulation of the quadriceps and hamstrings. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 29, n. 3, p. 269-280, 1991.

HE, T. X.; HALLER, M. I. **Casings for implantable stimulators and methods of making the same**. US 2008/0200958 A1, 24 Aug. 2008. Disponível em: <http://www.google.com.br/patents?id=YxqqAAAAEBAJ>. Acesso em: 28 abr. 2009.

HILDEBRANDT, J.; DELERE, K.; RICHTER, C.; SEITZ, W.; UHRMEISTER, M. Neuromuscular functional stimulation by miniaturized implantable electric simulators. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON EXTERNAL CONTROL OF HUMAN EXTREMITIES, 1981, Dubrovnik. **Proceedings**... Dubrovnik, 1981. p. 283-295.

HOFFER, J. A.; LOEB, G. E. Implantable electrical and mechanical interfaces with nerve and muscle. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 8, n. 4-6, p. 351-360, 1980.

HOFFER, J. A.; BARU, M.; BEDARD, S.; CALDERON, E.; DESMOULIN, G.; DHAWAN, P.; JENNE, G.; KERR, J.; WHITTAKER, M.; ZWIMPFER, T. J. Initial results with fully implanted Neurostep™ FES system for foot drop. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FES SOCIETY, 10, 2005, Montreal. **Proceedings**… Montreal: IFESS, 2005. p. 4.

HOSHIMIYA, N.; NAITO, A.; YAJIMA, M.; HANDA, Y. A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 36, n. 7, p. 754-760, 1989.

HUNT, K. J.; SCHAUER, T.; NEGAARD, N.; STEWART, W.; FRASER, M. H. A pilot study of lower limb FES cycling in paraplegia. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY, 7, 2002, Ljubljana. **Proceedings**… Ljubljana: IFESS, 2002.

JOHNSON, M. W.; PECKHAM, P. H.; BHADRA, N.; KILGORE, K. L.; GAZDIK, M. M.; KEITH, M. W.; STROJNIK, P. Implantable transducer for two-degree of freedom joint angle sensing. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 7, n. 3, p. 349-359, 1999.

KEMLER, M. A.; BARENDSE, G. A.; van KLEEF, M.; DE VET, H. C.; RIJKS, C. P.; FURNÉE, C. A.; van den WILDENBERG, F. A. Spinal cord stimulation in patients with chronic reflex sympathetic dystrophy. **The New England Journal of Medicine**, v. 343, n. 9, p. 618-624, 2000.

KENNEY, L.; BULTSTRA, G.; BUSCHMAN, R.; TAYLOR, P.; MANN, G.; HERMENS, H.; HOLSHEIMER, J.; NENE, A.; TENNIGLO, M.; van der AA, H.; HOBBY, J. An implantable two channel drop foot stimulator: initial clinical results. **Artificial Organs**, v. 26, n. 3, p. 267-270, 2002.

KESAR, T.; BINDER-MACLEOD, S. Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation. **Experimental Physiology**, v. 91, n. 6, p. 967-976, 2006.

KIM, C. M.; ENG, J. J.; WHITTAKER, M. W. Effects of a simple functional electric system and/or a hinged ankle-foot orthosis on walking in persons with incomplete spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 10, p. 1718-1723, 2004.

KIRSCH, R. F.; KILGORE, K. L.; BLANA, D.; TYLER, D. J.; POLASEK, K. H.; WILLIAMS, M. R. Development of a neuroprosthesis for restoring arm and hand function via functional electrical stimulation following high cervical spinal cord injury. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 27, 2005, Shanghai. **Proceedings**… Shanghai: IEEE, 2005. p. 4142-4144.

KOBETIC, R. Advancing step by step. **IEEE Spectrum**, v. 31, n. 10, p. 27-31, 1994.

KOBETIC, R.; TRIOLO, R. J.; MARSOLAIS, E. B. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 1, p. 23-29, 1997.

KOBETIC, R.; TRIOLO, R. J.; UHLIR, J. P.; BIERI, C.; WIBOWO, M.; POLANDO, G.; MARSOLAIS, E. B.; DAVIS Jr., J. A.; FERGUSON, K. A.; SHARMA, M. Implanted functional electrical stimulation system for mobility in paraplegia: a follow-up case report. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 7, n. 4, p. 390-398, 1999.

KRALJ, A. R.; BAJD, T. **Functional electrical stimulation: standing & walking after spinal cord injury**. Boca Raton: CRC Press, 1989. 198 p.

KWAKERNAAK, H.; SIVAN, R. **Linear optimal control systems**. New York: John Wiley & Sons, 1972. 608 p.

LEBLANC, A.; GOGIA, P.; SCHNEIDER, V.; KREBS, J.; SCHONFELD, E.; EVANS, H. Calf muscle area and strength changes after five weeks of horizontal bed rest. **American Journal of Sports Medicine**, v. 16, n. 6, p. 624-629, 1988.

LOEB, G. E.; PECK, R. A.; MOORE, W. H.; HOOD, K. BION™ system for distributed neural prosthetic interfaces. **Medical Engineering & Physics**, v. 23, n. 1, p. 9-18, 2001.

LOEB, G. E.; TAN, W.; SACHS, N.; ZOU, Q.; KIM, E. S. A modular approach to sensing limb position in FES patients. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY, 9, 2004, Bournemouth. **Proceedings**… Bournemouth: 2004.

MARNFELDT, G. N. **Implantable microstimulator with conductive plastic electrode and methods of manufacture and use**. US 7330756 B2, 12 Feb. 2008. Disponível em: <http://www.google.com.br/patents?id=taSnAAAAEBAJ>. Acesso em: 28 abr. 2009.

MARSOLAIS, E. B.; KOBETIC, R. Implantation techniques and experience with percutaneous intramuscular electrodes in the lower extremities. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 23, n. 3, p. 1-8, 1986.

_____. Functional electrical stimulation for walking in paraplegia. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 69, n. 5, p. 728-733, 1987.

_____. Development of a practical electrical stimulation system for restoring gait in the paralyzed patient. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 233, p. 64-74, 1988.

MATSUNAGA, T.; SHIMADA, Y.; SATO, K. Muscle fatigue from intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 1, p. 48-53, 1999.

MOONEY, V. A rationale for rehabilitation procedures based on the peripheral motor system. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 63, p. 7-13, 1969.

NAPLES, G. G.; MORTIMER, J. T.; SCHEINER, A.; SWEENEY, J. D. A spiral nerve cuff electrode for peripheral nerve stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 35, n. 11, p. 905-916, 1988.

NAVARRO, X.; KRUEGER, T. B.; LAGO, N.; MICERA, S.; STIEGLITZ, T.; DARIO, P. A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems. **Journal of the Peripheral Nervous System**, v. 10, n. 3, p. 229-258, 2005.

PACKMAN-BRAUN, R. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. **Physical Therapy**, v. 68, n. 1, p. 51-56, 1988.

PARRAMON, J.; NIMMAGADDA, K.; FELDMAN, E.; HE, Y.; IT, P. **Multi-electrode implantable stimulator device with a single current path decoupling capacitor**. PCT/US2006/060054, 18 Oct. 2006. Disponível em: <http://www.freepatentsonline.com/y2008/0097529.html>. Acesso em: 28 abr. 2009.

PERKINS, T. A.; DONALDSON, N. N.; HATCHER, N. A.; SWAIN, I. D.; WOOD, D. E. Control of leg-powered paraplegic cycling using stimulation of the lumbo-sacral anterior spinal nerve roots. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 10, n. 3, p. 158-164, 2002.

PHILLIPS, W. T.; KIRATLI, B. J.; SARKARATI, M.; WERAARCHAKUL, G.; MYERS, J.; FRANKLIN, B. A.; PARKASH, I.; FROELICHER, V. Effect of spinal cord injury on the heart and cardiovascular fitness. **Current Problems in Cardiology**, v. 23, n. 11, p. 641-716, 1998.

POPOVIC, D. B. Neural prostheses for movement restoration. In: ZOURIDAKIS, G.; MOORE, J. (Eds.). **Biomedical Technology and Devices Handbook**. Boca Raton: CRC Press, 2004. p. 840.

POURMEHDI, S.; STROJNIK, P.; PECKHAM, H.; BUCKETT, J.; SMITH, B. A custom-designed chip to control an implantable stimulator and telemetry system for control of paralyzed muscles. **Artificial Organs**, v. 23, n. 5, p. 396-398, 1999.

PROCHAZKA, A. Comparison of natural and artificial control of movement. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 1, n. 1, p. 7-17, 1993.

PRODANOV, D.; MARANI, E.; HOLSHEIMER, J. Functional electric stimulation for sensory and motor functions: progress and problems. **Biomedical Reviews**, v. 14, p. 23-50, 2003.

ROBBLEE, L. S.; SWEENEY, J. D. Bioelectrodes. In: RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E. (Eds.). **Biomaterial sciences**: an introduction to materials in medicine. San Diego: Academic Press, 1996. p. 371-375.

ROBERTS, D.; LEE, W.; CUNEO, R. C.; WITTMANN, J.; WARD, G.; FLATMAN, R.; MCWHINNEY, B.; HICKMAN, P. E. Longitudinal study of bone turnover after acute spinal cord injury. **Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism**, v. 83, n. 2, p. 415-422, 1998.

RUSHTON, D. N. Functional electrical stimulation. **Physiological Measurement**, v. 18, n. 4, p. 241-275, 1997.

RUSHTON, D. N.; DONALDSON, N. D.; BARR, F. M.; HARPER, V. J.; PERKINS, T. A.; TAYLOR, P. N.; TROMANS, A. M. Lumbar root stimulation for restoring leg function: results in paraplegia. **Artificial Organs**, v. 21, n. 3, p. 180-182, 1997.

SACRISTÁN-RIQUELME, J.; OSÉS, M. T. Implantable stimulator and recording device for artificial prosthesis control. **Microelectronics Journal**, v. 38, n. 12, p. 1135-1149, 2007.

SAWAN, M.; AGUIBOU, B. A.; MOUNAIM, F.; CORCOS, J.; ELHILALI, M. Biomedical circuits and systems dedicated for sensing and neurostimulation: case study on urinary bladder dysfunctions. **Turkish Journal of Electronics Engineering and Computer Sciences**, v. 16, n. 3, p. 171-187, 2008.

SCHULMAN, J.; MOBLEY, P.; WOLFE, J.; DAVIS, R.; ARCOS, I. An implantable bionic network of injectable neural prosthetic devices: the future platform for functional electrical stimulation and sensing to restore movement and sensation. In: BRONZINO, J. D. (Eds.). **The Biomedical Engineering Handbook**. 3. ed. Boca Raton: CRC Press, 2006. chap. 34.

SELIGMAN, L. J. Physiological stimulators: from electric fish to programmable implants. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 29, n. 4, p. 270-284, 1982.

SHIMADA, Y.; SATO, K.; KAGAYA, H.; KONISHI, N.; MIYAMOTO, S.; MATSUNAGA, T. Clinical use of percutaneous intramuscular electrodes for functional electrical stimulation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 10, p. 1014-1018, 1996.

SHIMADA, Y.; SATO, K.; MATSUNAGA, T.; TSUTSUMI, Y.; MISAWA, A.; ANDO, S.; MINATO, T.; SATO, M.; CHIDA, S.; HATAKEYAMA, K. Closed-loop control using a stretch sensor for restoration of standing with functional electrical stimulation in complete paraplegia. **The Tohoku Journal of Experimental Medicine**, v. 193, n. 3, p. 221-227, 2001.

SHUENN-YUH, L.; SHYH-CHYANG, L. An implantable wireless bidirectional communication microstimulator for neuromuscular stimulation. **IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers**, v. 52, n. 12, p. 2526-2538, 2005.

SMITH, B.; PECKHAM, P. H.; KEITH, M. W.; ROSCOE, D. D. An externally powered, multichannel, implantable stimulator for versatile control of paralyzed muscle. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 34, n. 7, p. 499-508, 1987.

STIEGLITZ, T.; SCHUETTLER, M.; KOCH, K. P. Implantable biomedical microsystems for neural prostheses. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 24, n. 5, p. 58-65, 2005.

SUZUKI, Y.; MURAKAMI, T.; HARUNA, Y.; KAWAKUBO, K.; GOTO, S.; MAKITA, Y.; IKAWA, S.; GUNJI, A. Effects of 10 and 20 days bed rest on leg muscle mass and strength in young subjects. **Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum**, v. 616, p. 5-18, 1994.

TAYLOR, P. N.; BURRIDGE, J. H.; DUNKERLEY, A. L.; LAMB, A.; WOOD, D. E.; NORTON, J. A.; SWAIN, I. D. Patients' perceptions of the Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS). **Clinical Rehabilitation**, v. 13, n. 5, p. 439-446, 1999.

TROYK, P. R.; DONALDSON, N. N. Implantable FES stimulation systems: what is needed? **Neuromodulation**, v. 4, n. 4, p. 196-204, 2001.

TYLER, D. J.; DURAND, D. M. Functionally selective peripheral nerve stimulation with a flat interface nerve electrode. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 10, n. 4, p. 294-303, 2002.

van KERREBROECK, P. E.; KOLDEWIJN, E. L.; ROSIER, P. F.; WIJKSTRA, H.; DEBRUYNE, F. M. Results of the treatment of neurogenic bladder dysfunction in spinal cord injury by sacral posterior root rhizotomy and anterior sacral root stimulation. **The Journal of Urology**, v. 155, n. 4, p. 1378-1381, 1996.

WANG, C. C.; HSUEH, Y. H.; HSIAO, Y. T.; CHIO, U. F.; HUANG, C. C.; LIU, P. L. An implantable neural interface micro-stimulator chip with external controllability. In: IEEE ASIA/PACIFIC CONFERENCE ON ADVANCED SYSTEM INTEGRATED CIRCUITS, 2004. **Proceedings**… 2004. p. 356-359.

WATERS, R. L.; MCNEAL, D.; PERRY, J. Experimental correction of footdrop by electrical stimulation of the peroneal nerve. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 57, n. 8, p. 1047-1054, 1975.

WEBER, D. J.; STEIN, R. B.; CHAN, K. M.; LOEB, G.; RICHMOND, F.; ROLF, R.; JAMES, K.; CHONG, S. L. BIONic WalkAide for correcting foot drop. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 13, n. 2, p. 242-246, 2005.

WESTGREN, N.; LEVI, R. Quality of life and traumatic spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 11, p. 1433-1439, 1998.

YARKONY, G. M.; BASS, L. M.; KEENAN3RD, V.; MEYER Jr., P. R. Contractures complicating spinal cord injury: incidence and comparison between spinal cord centre and general hospital acute care. **Paraplegia**, v. 23, n. 5, p. 265-271, 1985.

YEZIERSKI, R. P. Pain following spinal cord injury: the clinical problem and experimental studies. **Pain**, v. 68, n. 2-3, p. 185-194, 1996.

YOSHIDA, K.; HORCH, K. Selective stimulation of peripheral nerve fibers using dual intrafascicular electrodes. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 40, n. 5, p. 492-494, 1993.

ZILBERMAN, Y.; DAVIS, R.; MANDELL, L. J.; SCHULMAN, J. H.; IT, P. **Method of placing an implantable device proximate to neural/muscular tissue**. US 74580998 B2, 11 nov. 2008. Disponível em: <http://www.freepatentsonline.com/7450998.html>. Acesso em: 28 abr. 2009.