

STIMULAREA ELECTRICĂ FUNCȚIONALĂ

Radu Breahnă, Irina Turtureanu

(Conducător științific: S. Lozovanu, conf. universitar, V. Ojog, asistent universitar)

Catedra Fiziologia Omului și Biofizică (șef-V. Vovc, prof. universitar)

Summary

Functional electrical stimulation

This paper is focused on Functional Electrical Stimulation, a technique that uses electrical stimuli to reestablish the normal activity of organs deprived of nervous control. The concept itself is described along with information about its origin, history, current application and future development. The paper also presents a FES device, developed by the authors, and the experimental results of its testing.

Rezumat

Lucrarea dată abordează Stimularea Electrică Funcțională, o tehnică ce utilizează stimuli electrici pentru a restabili activitatea organelor lipsite de control nervos. Este descris conceptul propriu-zis, originea lui, datele istorice de referință, aplicarea curentă și viitoare. Totodată, este prezentat proiectul unui dispozitiv SEF realizat de autori și rezultatele testării sale experimentale.

Introducere

Stimularea Electrică Funcțională (SEF)- sau electrostimularea funcțională este o tehnică care utilizează curentul electric pentru excitarea nervilor extremităților afectate de paralizie în urma leziunii măduvii spinării, a capului, ischemie cerebrală, și alte afecțiuni neurologice. **SEF** este primordial utilizată pentru restabilirea funcționalității persoanelor cu dizabilități. Uneori mai este numită **Stimularea Electrică Neuromusculară (SENM)**.

SEF inițial a fost cunoscută sub denumirea de *Electroterapie Funcțională*, termen propus de Liberson [1]. De abia în 1967 a apărut denumirea de *Stimulare Electrică Funcțională*, noțiune utilizată de Moe și Post într-un patent intitulat "*Stimularea electrică a mușchiului deprivat de controlul nervos cu scopul obținerii contracției musculare și asigurării unei mișcări funcționale și utile*". Primul aparat comercial **SEF** trata flexiunea dorsală deficitară a piciorului în timpul mersului, prin stimularea nervului peronier. Liberson a comunicat o îmbunătățire semnificativă a mersului pacienților hemiplefici care au testat acest tip de neuroproteză. Ideea a fost preluată și de către alte centre de cercetare (University Rehabilitation Institute – Ljubljana, Rancho Los Amigos, Downey, USA, etc) [2,3]. Au avut loc cercetări asidue, finalizându-se cu diverse prototipuri de neuroproteze. Din păcate, puține au depășit stadiul cercetărilor și au ajuns în clinici pentru tratamentul curent al pacienților.

Stimularea electrică funcțională urmărește coordonarea activării grupelor musculare vizate, astfel încât mișcarea rezultată la nivelul membrelor inferioare sau superioare să corespundă celei normal voluntare.

Pacienții care pot beneficia de tratamente bazate pe stimulare electrică funcțională:

- Pacienții cu accident vascular cerebral (primele 6 luni sunt hotărâtoare în recuperare)
- Pacienții cu scleroză multiplă (îmbunătățește calitatea mișcărilor)
- Pacienții cu Parkinson (calitatea mersului se îmbunătățește semnificativ)
- Pacienții paralizați (exerciții de întreținere) [4,5].

Stimularea electrică se realizează cu electrozi plasați la suprafața pielii sau implantați.

Electrozii de suprafață sunt mai ușor de aplicat, dar induc probleme legate de conductivitatea electrică și selectivitatea mușchilor. În plus, mișcându-se odată cu pielea se poate ajunge la o diminuare a contracției musculare în timpul mișcării funcționale [6].

Electrozii implantați necesită o operație de montare mai laborioasă, pot conduce la infecții, dar odată plasați în vecinătatea nervului motor permit o mai bună selectivitate și activare a mușchilor vizați. Evoluțiile recente în domeniul microelectronicii au permis realizarea unor electrozi implantabili miniaturizați.

Stimularea electrică se realizează cu impulsuri de curent de formă dreptunghiulară. În cazul mușchilor având neuronul motor intact, stimulați cu electrozi de suprafață, semnalul electric se constituie într-un tren de impulsuri dreptunghiulare cu o frecvență între 20 Hz – 40 Hz și o durată a pulsului între 5 μ s și 350 μ s, intensitatea fiind între 20 mA și 100 mA [5].

În cazul stimulării electrice cu electrozi implantați, contracția musculară maximă se poate obține pentru valori de aproximativ 20 mA și o durată de 200 μ s a impulsului dreptunghiular [7]. Mușchii denervați necesită un stimul electric cu o durată a pulsului dreptunghiular de ordinul a 150 ms, pentru obținerea contracției.

Cercetările în domeniul neuroprotezelor au rezultat în următoarele aplicații:

- Neuroproteze pentru controlul urinării și defecației
- Proteze implantate în brațe pentru controlul funcției de apucare
- Neuroproteze ajutătoare în funcții de transfer scaun roțile-toaletă, scaun-pat ale pacienților paraplegici
- Neuroproteze pentru mers etc. [8-13].

Un sistem implantat denumit “Free Hand”, îmbunătățește semnificativ abilitățile funcționale în utilizarea mâinii în cazul pacienților tetraplegici cu leziuni ale coloanei vertebrale la nivel C5-C6.

La nivel mondial sunt aproximativ 150 de pacienți ce beneficiază de pe urma implantării acestui sistem. Totuși, puține sunt neuroprotezele integrate în tratamentul clinic uzual.

Evoluția științifică și dezvoltarea rapidă a tehnicii de calcul în ultimii 10 ani a dus la apariția unor platforme simple și accesibile, capabile de realizarea funcțiilor complexe de altfel imposibile sau dificile în deceniile precedente.

Obiectivele

- ❖ Realizarea unui dispozitiv pentru ilustrarea conceptului de stimulare electrică funcțională
- ❖ Demonstrarea eficienței și accesibilității metodei date în modularea funcțiilor fiziologice normale ale organismului

Materiale și metode

Aparatele **SEF** au două componente esențiale : un *stimulator* și un *controller*

Stimulatorul este sursa impulsurilor electrice, la el se conectează electrozii, care mai apoi sunt inserați în organul corespunzător.

Controller-ul este analog unui aparat de calcul (computer). Rolul lui este de a dirija lucrul stimulatorului. Acesta poate fi programat să declanșeze diverși algoritmi de stimuli electrice predefiniți sau poate fi setat să citească informația de pe un aparat de introducere (telecomanda) și să acționeze în conformitate cu comenzile date de utilizator.

Stimulatorul utilizat a fost proiectat cu intenția de a controla concomitent patru grupe musculare. Astfel, el prezintă patru perechi de electrozi fiecare conectat la câte un circuit dirijat de un tranzistor. Toate circuitele au fost asamblate pe aceeași placă, au un întrerupător și o sursă de alimentare (9V) comună. De stimulator este atașat un potențiomtru pentru controlul tensiunii iar în timpul lucrului opțional se conectează și un multimetru pentru vizualizarea tensiunii în timp real.

Electrozii

Ace din oțel inoxidabil conectate cu stimulatorul prin fire izolate de cupru.

Controller-ul

Microcontroller-ul utilizat se numește *Arduino*, a fost creat în 2005 de Institutul de Proiectare Interactivă din Ivrea, Italia cu scopul de a oferi studenților posibilitatea de a realiza lucrări mai ușor și la un preț redus.

Software

Mediul Arduino reprezintă o platformă hibridă bazată pe limbajul Java și constă dintr-un redactor de cod, un compilator și un modul de transfer al datelor spre controller. A fost creat în jurul proiectului Wiring început în 2003 de Hernando Barragan și este destinat artiștilor, designerilor, studenților și tuturor celor pasionați de crearea dispozitivelor interactive.

În cadrul experiențelor, controller-ul a fost programat să comunice cu stimulatorul, activând sau dezactivând fiecare pereche de electrozi într-o anumită succesiune specificată de program. Pentru realizarea programării controller-ul este conectat la un calculator prin interfața USB.

Parametrii stimulului

Parametrii stimulului au fost obținuți din rezultatele cercetărilor privind contracția mușchiului de broască, efectuate la laboratorul de mecatronică în cadrul universității Northwestern, SUA. (Fig.1)

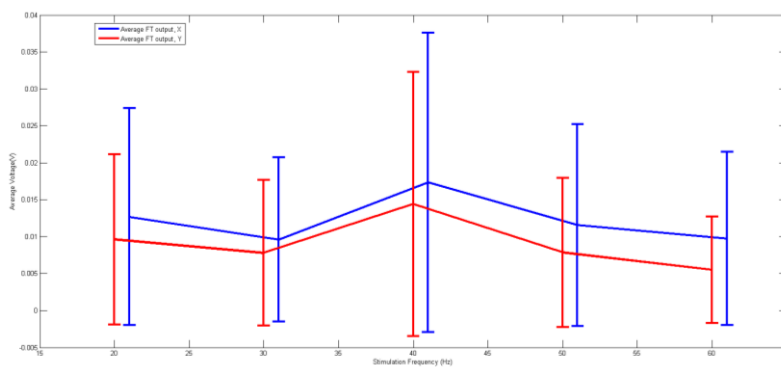


Fig.1 Dependența contracției musculare de frecvență

Astfel pentru experiment a fost aleasă frecvența stimulului de 41.6 Hz și intervalul de tensiune 3-6 V

Unda dreptunghiulară utilizată are un duty cycle (ciclu de lucru) de 50% și o frecvență de 41.6 Hz. Ciclu de lucru reprezintă cât timp semnalul se află la tensiune maximă față de timpul în care acesta este la tensiune minimă.

Un impuls cu ciclu de lucru 50% va avea aceste valori egale între ele (unda sub forma de pătrat). Frecvența de 41.6 Hz a fost obținută în cadrul programului care specifică menținerea tensiunii la nivel maxim și minim timp de 12 ms. Stimulul dat avea o perioadă de 24 ms și respectiv o frecvență de 41.6 Hz.

Rezultate și discuții

Studiul s-a efectuat preponderent cu mușchii gastrocnemian și tibial anterior ai gambei și grupul muscular posterior al coapsei membrului de broască. Rezultatele au fost înregistrate în format video.

Preparatul

În toate experimentele a fost utilizată o broască cu măduva spinării distrusă, obținându-se o paralizie completă a membrilor posterioare. Pielea membrului în care se făcea inserția electrozilor se exciza în unele experimente, în altele se păstra intactă. Diferențe esențiale între aceste 2 tipuri de preparate nu au fost observate, în ambele având loc inserția intramusculară a electrozilor.

Experimentul Nr. 1

Stimularea unui singur mușchi

Cu ușurință a fost realizată stimularea unui singur mușchi cuplată cu mișcarea membrului în direcția contracției. Alternând programele utilizate, s-au obținut contracții succesive cu diverse pauze între contracții 1.6s - 3.6s.

Experimentul Nr. 2

Stimularea alternativă a 2 mușchi

Analog primului experiment a fost realizată contracția musculară, însă deja a 2 mușchi antagoniști (gastrocnemian și tibial anterior). Mișcarea observată a fost o flexie și extensie a labei piciorului, care avea loc în strictă concordanță cu algoritmul contracției specificat de program.

Experimentul Nr. 3

Flexia în genunchi

Dificultatea realizării acestui tip de mișcare constă în izolarea corectă a flexorilor din grupul muscular posterior al coapsei. Inserția simplă a unei perechi de electrozi a rezultat într-o mișcare neclară, predominant de adducere a coapsei. Pentru soluționarea problemei date a fost utilizată o "izolare electrică a mușchilor". Astfel, primul electrod se insera în acest grup muscular, pe când electrodul doi se inseră mai jos de articulația genunchiului (în cazul dat a fost ales capul gastrocnemianului). În acest mod se utilizează inserția mai jos de articulația genunchiului a flexorilor drept o cale de conducere a stimulului electric, realizându-se contracția doar acestor mușchi, evitând contracția adductorilor care se inseră mai sus de articulația dată.

Experiența Nr. 4

Contracția a patru grupe musculare

În încercarea de a utiliza aparatul la capacitate maximă și de a controla concomitent 4 grupe musculare, a fost depistată o eroare în proiectarea stimulatorului. Nu a fost asigurată izolarea stimulilor, astfel în loc de o mișcare fluentă a întregului membru a avut loc contracția haotică a tuturor mușchilor utilizați din cauza interferenței stimulilor. Problema tehnică de acest gen urmează să fie soluționată prin modificarea circuitului stimulatorului.

Interfața Creier-Calculator

Viitorul tehnicii SEF se regăsește în conceptul de BCI (brain-computer interface), (Fig.2) Studiile în acest domeniu caută o modalitate de a utiliza activitatea nevoasă a scoarței pentru a comunica cu dispozitive externe.

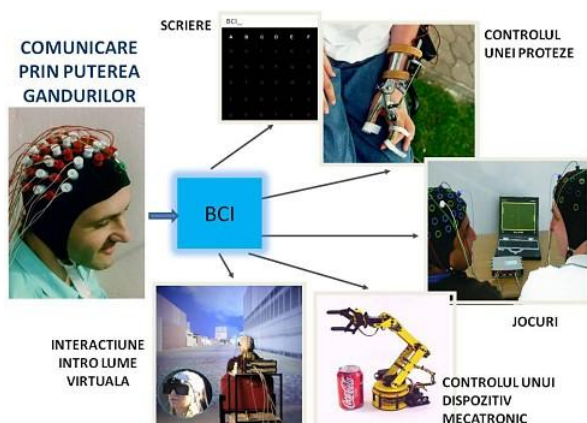


Fig. 2 Principiul funcționării Interfeței creier-calculator



Fig. 3 Aplicarea BCI

În lucrarea publicată în anul 2008 de către Departamentul de Neurobiologie a Universității Pittsburgh, Pennsylvania SUA, se prezintă un experiment (Fig.3) în care savanții au

reușit să realizeze o interfață care permitea unei maimuțe să controleze o mână robotică pentru a se alimenta. Electrozi de înregistrare amplasați pe scalpul maimuței înregistrau activitatea nervoasă, astfel fiecare mișcare a mâinii robotice era declanșată de un stimul nervos voluntar, conștient.

Astfel, utilizarea interfeței creier-calculator ar permite aparatului SEF să execute comenzi ce nu fac parte dintr-un program, ci sunt alese de către utilizator.

Concluzii

1. SEF este o metodă eficientă de tratament în cazul lipsei controlului nervos.
2. Dispozitivele SEF contemporane sunt ușor de proiectat, fabricat și implementat.
3. Necesitatea continuării cercetărilor în domeniul BCI sunt esențiale pentru perfecționarea tehnicii SEF.

Bibliografie

- 1) Liberson W, Holmquest H, Scott M. (1961). Functional electrotherapy: Stimulation of the common peroneal nerve synchronised with the swing phase of gait of hemiplegic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 42. 202-205.
- 2) Malezic M, Trnkoczy A, Rebersek S, et al. (1978). Advanced cutaneous electrical stimulators for paretic patients personal use. *Advances in External Control of Human Extremities VI*, Dubrovnik, Yugoslavia, 150-167.
- 3) Waters R, Bowman B, et al. (1981). Treatment of hemiplegic upper extremity using electrical stimulation and biofeedback training. *Advances in External Control of Human Extremities VII*, Dubrovnik, Yugoslavia.
- 4) Rushton DN (1997). Functional Electrical Stimulation, *Physiological Measurement* 18(4), 1997, 241-275.
- 5) Taylor PN, Burrige JH, Dunkerley AL, Lamb A, Wood DE, Norton JA, Swain ID. (1999) Patient's Perceptions of the Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS). *Clin. Rehabil* 13: 333-340.
- 6) Loeb GE, Peck RA, Moore WH, Hood K (2001). BION system for distributed neural prosthetic interfaces, *Medical Engineering&Physics* 23: 9-18.
- 7) Popovic D, Sinkjaer T (2000). *Control of Movement for the Physically Disabled*, Springer-Verlag London, 2000.
- 8) Rijkhoff NJM, Wijkstra H, van Kerrebroeck PEV, Debruyne FMJ (1997). Urinary bladder control by electrical stimulation: Review of electrical stimulation techniques in spinal cord injury. *NeuroUrol Urodyn* 16: 39-53.
- 9) Riedy L, Bruninga K, Walter J, Keshavarzian A (1997). Direct electrical stimulation for constipation treatment after spinal cord injury. *Proc. 19th Int Conf IEEE/EMBS, Chicago*, 1799-1802.
- 10) Taylor P., Esnouf J., Hobby J (2000). Clinical Experience of the NeuroControl Freehand System, *Proc 5th IFESS Conference, Aalborg, Denmark, June 2000*.
- 11) Poboroniuc, M.S., Fuhr, T., Riener, R., Donaldson, N. (2002). Closed-Loop Control for FES-Supported Standing Up and Sitting Down. *Proc. 7th Conf. of the IFESS; Ljubljana, Slovenia*, pp. 307-309.
- 12) Poboroniuc, M.S., Fuhr, T., Wood, D., Riener, R., Donaldson, N. (2002): Functional FES supported standing in paraplegia: Current Research and Perspectives, *MASCIP Conference 2002, Warwick, UK, November 14th, 2002*.
- 13) T. Fuhr, J. Quintern, R. Riener, G. Schmidt (2001) "Walk! - Experiments with a Cooperative Neuroprosthetic System for the Restoration of Gait", *Proc. 6th Conf. Of the IFESS, Cleveland, OH, USA*, pp. 1-3.