

## 편마비 환자를 위한 근전도 유발 기능적 전기자극기의 개발과 이상적인 전극부착 위치

박병림<sup>1</sup>, 안상호<sup>2</sup>, 정호춘<sup>3,4</sup>, 진달복<sup>3</sup>, 김성곤<sup>3</sup>, 이상세<sup>4</sup>, 김영기<sup>5</sup>

<sup>1</sup>원광대학교 의과대학 생리학교실, <sup>2</sup>영남대학교 의과대학 재활의학교실, <sup>3</sup>원광대학교 공과대학 전자공학과,  
<sup>4</sup>(주)싸이버메딕 부설연구소, <sup>5</sup>대구 현대병원 재활의학과  
(2003년 11월 13일 접수, 2004년 4월 20일 채택)

### Development of EMG-Triggered FES System and Optimal Electrode Location for Chronic Hemiplegic Patients

B. R. Park<sup>1</sup>, S. H. Ahn<sup>2</sup>, H. C. Jeong<sup>3,4</sup>, D. B. Chin<sup>3</sup>, S. K. Kim, S. S. Lee<sup>4</sup>, Y. K. Kim<sup>5</sup>

Department of Physiology, Wonkwang University School of Medicine, Iksan, <sup>2</sup>Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Yeungnam University School of Medicine, Daegu

<sup>3</sup>Electronics Engineering, Wonkwang University, Iksan, <sup>4</sup>CyberMedic Corp., Iksan

<sup>5</sup>Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Hyundai Hospital, Daegu

(Received November 13, 2003. Accepted April 20, 2004)

**요약** : 편마비 환자에서 상지 기능을 효과적으로 회복시키기 위하여 근전도 유발 기능적 전기자극기 개발과 편마비 환자를 대상으로 손목, 수지 신전 운동시 가장 효과적으로 근수축을 감지 할 수 있는 위치와 전기 자극시 가장 이상적인 손목, 수지 신전 운동이 일어나는 부위를 탐색하여 두 부위가 일치하는 이상적인 전극부착 위치를 설정하였다. 1) 전기자극 시스템으로 EMG 계측부, 정전류 회로부를 개발하고 프로그램으로는 근전도 유발 전기자극기와 Passive FES의 동작이 가능한 형태로 개발하였다. 자극조건은 주파수 35 Hz, 펄스폭 150  $\mu$ s, 비대칭적 이상성 파형을 선택하였다. 2) 상지 편마비 환자 15명을 대상으로 전완의 근위부 1/2부위를 12개의 영역으로 나눈 후 근위부의 외측으로부터 영역의 순서를 정하였다. 각 영역에서 환자의 손목을 신전하였을 때 근전도 유발 자극기가 감지하는 활동전위의 진폭을 측정하였으며 가장 크게 감지된 영역은 4, 5 영역이었고, 전기자극을 시행하였을 때 손목과 수지부위가 신전되는 모양이 이상적인 영역은 4, 5, 7, 8 영역이었다. 근전도 유발 전기자극을 시행하였을 때 근 수축을 감지하여 근전도 유발 전기자극이 일어나는 일련의 과정이 이상적인 영역은 해부학적으로 4, 5 영역이었다.

**Abstract** : The purpose of this study was to develop EMG triggered FES system for restoration of upper extremity function in chronic hemiplegic patients and to identify the optimal location of electrode application for the EMG triggered FES system which produces effective muscle contraction and detects EMG activity for extension in the wrist and finger joints. The stimulus system was composed of EMG measuring component, constant current component and the program for muscle contraction by EMG triggered FES and passive FES. Parameter of electrical stimulation was 35 Hz in frequency, 150  $\mu$ s in pulse width and symmetric bi-phasic wave. In 15 hemiplegic patients, EMG triggered FES was applied to the proximal half of forearm which was divided into 12 areas. The most sensitive area for measuring EMG activities during extension of the wrist and fingers was area 4, 5 and the optimal location of electrical stimulation for producing extension of the wrist and fingers was area 4, 5, 7, 8. These results suggest that the area 4 and 5 was considered as the most optimal location of electrode application for measuring EMG activities as well as producing extension of the wrist and fingers by EMG triggered FES system.

**Key words** : EMG, FES, Hemiplegic patient, Electrode application

## 서론

재활의학은 장애가 있는 조건하에서 신체적, 정신적, 사회적 능력과 잠재적 능력을 최대한 발달시켜 장애와 불구

를 최소화하여 가능한 한 정상에 가까운 생활을 할 수 있게 해주는 분야이다. 재활의학의 중요한 분야인 뇌졸중 환자의 재활은 노령인구의 증가와 만성 질환의 증가로 인해 현대의학에서 급속도로 중요성이 증가하고 있다. 뇌졸중 발생의 직접적인 요인인 고혈압, 당뇨 등의 예방과 치료가 많이 발전하였음에도 불구하고 뇌졸중은 우리나라의 사망 원인 중에 상위를 차지하고 있고 신경계 장애의 가장 흔한 원인이며 전체 질병의 두 번째 요인이 되고 있다. 뇌졸중 환자의 대부분이 고령이며 뇌졸중 발생과 관련한 여러 가

통신저자 : 박병림, (570-749) 전북 익산시 신용동 344-2

원광대학교 의과대학 생리학교실

Tel : (063) 850-6773, Fax : (063) 852-6108

e-mail : byungp@wonkwang.ac.kr

본 론

연구1. 근전도 유발 기능적 전기자극기의 개발

1) 근전도 유발 전기자극의 원리 및 자극패턴

근전도 유발 전기 자극은 단순 반복적인 전기자극과는 달리 환자의 능동적인 의지가 개입되는 치료 방법으로써 자발적 근수축에 의해 발생하는 전기 신호가 설정된 역치(threshold)를 초과할 때 기계로부터의 전기 자극이 표적근에 전달되어 좀 더 강한 근 수축을 유발하게 된다(그림 1). 따라서 근전도 유발 전기자극은 반복적이고 능동적인 근 수축을 가능하게 하는 치료 방법이다.

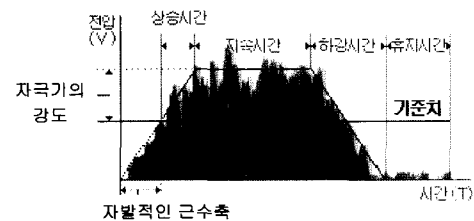


그림 1. 근전도 유발 전기자극의 원리 및 전기자극패턴  
Fig. 1. Principle of EMG triggered FES and electric stimulation pattern

2) 전기자극 시스템의 구성

근전도 유발 전기자극 시스템의 구성도는 그림 2와 같이 마이크로컨트롤러, EMG 계측부, 정전류 회로부, KEY 스위치, 디스플레이 장치 등으로 구성된다. 시스템 동작은 마비된 부위에 부착된 표면전극을 통해 자발적인 근수축을 EMG 계측부에서 전기적인 신호로 변환되며 마이크로컨트롤러에 내장된 A/D 변환부(analog to digital converter)에 입력되어 디지털값으로 변환하게 된다. 자발적인 근수축에 의해 발생하는 수축된 힘은 그림 1과 같이 기준치를 설정한 후 설정된 역치를 초과할 때 출력전류를 마비된 근육에 전기자극을 가하여 근수축을 유발한다. 근전도 유발 전기자극시스템의 전체 구성은 아트멜사(Atmel Co. Ltd, USA)의 8비트 원칩 마이크로컨트롤러인 ATmega 128 칩을 사용하여 전반적인 시스템을 제어하며, 마비된 근육이나 신경에 0 mA에서 99 mA의 전류 범위내에 전기자극을 가하기 위한 정전류 회로부는 고압의 승압회로와 전류를 조절하기 위한 정전류 조절부, 주파수와 펄스폭으로 스위칭하기 위한 스위칭부로 구성된다. 정전류 조절은 마이크로컨트롤러에 발생된 PWM(pulse width modulation) 파형으로 고압의 전압을 조절하게 된다. 마이크로컨트롤러의 입·출력포트의 구성은 고전압 발생부의 발진제어 신호와 동작상태를 결정하는 KEY 스위치, 자극전압의 출력여부를 LCD 표시부에 표시하는 디스플레이 장치로 구성된다.

지 내과적 질환을 동시에 가지고 있기 때문에 뇌졸중 환자의 치료와 간호에는 많은 시간과 노력, 경비가 소요되어 개인적인 문제뿐만 아니라 사회적 문제를 유발한다.

뇌경색 혹은 외상성 뇌손상 후의 편마비 환자는 상위운동뉴런 증후군을 보이게 되며 이러한 증상들은 경직의 증가, 근위축, 운동 실조 등으로 나타나게 된다.[12][13] 이 중 가장 흔한 상지의 운동 능력 저하는 입기, 벗기, 먹기, 씻기, 대소변 처리하기 등 일상생활의 여러 동작을 수행하는데 어려움을 주므로 기능적 독립성을 저하시키는 주된 요인으로 여겨지고 있다.

상지 편마비에 대한 치료로 고식적인 치료방법 이외에 중추신경발달치료[3], 감각운동 통합법(sensorimotor integration)[6], 신경촉진기법(neurofacilitatory physical therapy)[2], 근전도를 이용한 되먹이기(biofeedback)[1], 전기자극치료(functional electrical stimulation) 등이 사용되어지고 있다. 전기자극치료는 편마비 환자의 마비된 근육에 전기자극을 가하여 인위적인 근수축을 유도하여 경직을 감소시키고, 관절가동범위를 증가시키고, 근력을 증가시키는 목적으로 시행한다.[9][10][14]

이러한 치료에 있어서 가장 중요한 요소는 자발적인 운동을 위한 환자의 능동적인 참여와 구심성 자극을 위한 반복적 운동으로 알려져 있다. 전기자극 치료에 있어서 환자의 능동적인 참여를 유도하기 위해 근전도를 이용하여 수의적 동원이 가능한 운동단위 신호를 감지한 후 설정된 전기자극 프로그램을 시작할 수 있는 근전도 유발 기능적 전기자극기(EMG-triggered functional electrical stimulation)의 개념이 도입되고 있다. 근전도 유발 전기자극은 단순 반복적인 전기자극과는 달리 환자의 능동적인 의지가 개입되는 치료 방법으로써 자발적 근수축에 의해 발생하는 전기 신호가 설정된 역치를 초과할 때 기계로부터의 전기자극이 표적근에 전달되어 좀 더 강한 근 수축을 유발하게 된다. 따라서 근전도 유발 전기자극은 반복적이고 능동적인 근 수축을 가능하게 하는 치료 방법이다.[4][7][8][14]

편마비 환자의 상지 기능 회복을 위한 기능적 전기자극 치료는 주로 수지, 손목 신전근을 이용하는데 효과적인 근전도 유발 전기자극을 위해서는 환자의 자발적 근 수축을 최대한 민감하게 감지하여야 하고 전기 자극시 원하는 모양의 수지, 손목 신전운동이 일어나야 한다. 이상적인 모양의 운동을 위한 전기 자극의 위치는 많은 연구를 통해 알려져 있으나 편마비 환자의 환자에게 있어서 손목, 수지 신전근의 가장 효과적인 감지 위치는 알려져 있지 않다.

이에 본 연구자들은 1) 효과적인 근전도 유발 기능적 전기자극기를 개발하고, 2) 편마비환자를 대상으로 손목, 수지 신전 운동시 가장 효과적으로 근수축을 감지 할 수 있는 위치와 전기 자극시 가장 이상적인 손목, 수지 신전 운동이 일어나는 부위를 찾아내어 근전도 유발 기능적 전기자극기를 이용할 때 가장 이상적인 전극부착 위치를 추구하고자 하였다.

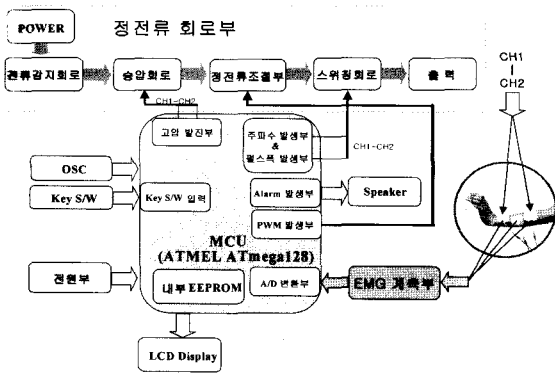


그림 2. 전체 시스템의 구성도  
Fig. 2. Diagram of EMG triggered FES system

환자의 자발적 근 수축을 최대한 민감하게 감지하기 위한 EMG 계측부의 구성은 버퍼와 차동증폭부, 필터부, 증폭부로 구성되어 있다. 전치증폭기는 아날로그 디바이스사 (Analog Device Co. Ltd, USA)의 AD620 차동증폭기를 사용하였으며, 이 증폭기는 동상제거비(common mode rejection ratio, CMMR)가 100 dB이고 입력 임피던스가 10 GΩ으로 우수한 특성을 가지고 있다. 필터부는 1차 고역통과(highpass) 필터와 2차 저역통과(lowpass) 필터, 60 Hz 노치필터를 사용하였다. 증폭단으로 증폭률을 마이크로컴퓨터가 1024 레벨을 자동으로 조절할 수 있는 자이코사(Xicor Co. Ltd, USA) X9118TV14를 사용하였다. 증폭된 근전도 신호는 검파 및 1차 저역통과 필터를 통과한 후 마이크로컨트롤러의 A/D 변환기에 입력된다. EMG 계측부의 감도는 최대 50 μV까지 감지할 수 있도록 설계되어 있다.

3) 시스템 제어 프로그램

근전도 유발 전기자극기의 전반적인 동작을 제어하는 프로그램은 환자의 능동적인 참여를 유도하기 위한 근전도 유발 전기자극 모드와 환자가 능동적인 참여가 어려운 환자는 전기자극기에 내장된 고정패턴으로 자극할 수 있는 Passive FES 모드로 프로그램 되어 있다. 프로그램의 전체적인 수행과정은 전원이 인가되면 시스템이 초기화된 후 시스템의 동작을 위한 초기모드가 설정된다. 근전도 유발 전기자극 모드에서는 EMG 계측부에서 측정된 근전도 신호와 연계된 자극이 이루어져야 하며, 모드가 선택되면 근전도 신호를 A/D 변환기에서 입력하고 환자의 자발적인 근수축에 의해 기준치를 설정한 후 근전도 신호를 계속 검출하여 환자가 기준치 이상의 힘을 가할 때 설정된 자극주파수, 펄스폭, 자극지속시간(contraction time), 휴지시간(relaxation time)등의 자극변수에 따라 출력되도록 프로그램 하였다. Passive FES 모드는 환자의 의지와 관계없이 근전도 신호를 입력받지 않고 프로그램 내에 설정된 자극 변수에 따라 출력되도록 프로그램 되어 있다.

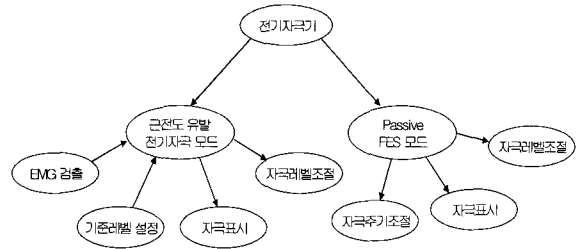


그림 4. 프로그램의 구성도  
Fig. 4. Diagram of the program

연구 2. 이상적인 감지 및 자극 전극부착 위치

1) 연구대상

상지 편마비 환자 15명을 대상으로 실험하였다. 상지 편마비 환자의 경우, 뇌출혈 3명과 뇌경색 12명 총합계 15명중에서 우측편마비 8명, 좌측편마비 7명으로 환자군을 선택하였으며 손목 신전근의 근력이 근전도 유발 전기 자극기가 근 수축을 감지 할 수 있는 정도가 되는 환자군을 선택하였다. 환자군은 간단한 명령을 이해하고 수행할 수 있으며 동반된 다른 신경학적 이상이 없고 근 관절 및 위치 감각이 유지되어 있으며 전기자극에 금기 사항이 없는 환자를 대상으로 하였다.

표 1. 편마비환자의 이학적 특성  
Table 1. Physical characteristics in hemiplegic patients

	뇌출혈	뇌경색	우측편마비	좌측편마비
남자	2명	7명	5명	4명
여자	1명	5명	3명	3명
합계	15명		15명	

2) 근전도 유발 전기자극 조건

전기자극기는 본 연구에서 개발한 근전도 유발 전기자극기를 이용하여 환자의 근수축 감지 및 전기자극에 사용되는 표면전극(Medicotest, Denmark)은 32 mm로 사용하여 측정하였다. 먼저 대상자의 전완을 편안한 상태의 prone 상태로 둔 후 표 2에서처럼 전완의 근위부 1/2를 편의상 12 영역으로 나누었다(그림 5(A)). 활성전위의 감지와 근전도 유발 전기자극을 담당하는 활성전극은 차례로 12 영역의 각 지점에 부착하고, 접지전극은 손목 부위에 부착하였으며 기준전극은 활성전극과 접지전극 사이에 부착하였다.

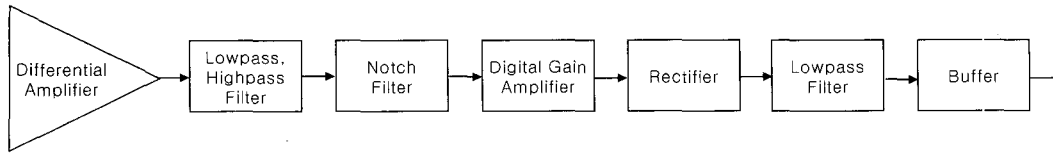


그림 3. EMG 계측부 블록 다이어그램  
Fig. 3. Diagram of EMG measurement system

표 2. 전완의 근 부위 1/2를 12 영역으로 분할  
Table 2. Twelve division of dorsal surface in proximal forearm

Lateral epicondyle		Medial epicondyle
area 1	area 2	area 3
area 4	area 5	area 6
area 7	area 8	area 9
area 10	area 11	area 12
5th finger		Thumb

근전도 유발 전기자극 방법은 먼저 대상자로 하여금 손목의 신전을 시킨 후 활성 전위의 진폭을 측정하고, 이 진폭의 평균값을 역치로 설정하여 대상자의 능동적 신전으로 인한 전기적 신호가 설정된 역치를 넘었을 때 전기 자극이 가해지도록 하였다. 전기자극의 주파수는 35 Hz, 펄스폭은 150  $\mu$ s에서 자극의 파형은 비대칭적 이상성 파형(biphasic waveform)을 사용하였다.

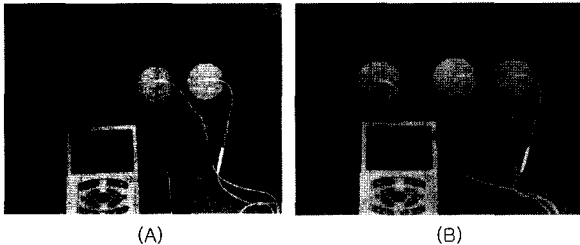


그림 5. 전완부의 12 영역(A)과 근전도 유발 전기자극(B)  
Fig. 5. Areas for application of stimulating or recording electrodes in the proximal half of the forearm(A) and EMG triggered FES system(B)

3) 평가

각 영역에서 환자로 하여금 최대한 손목을 신전하였을 때 근전도 유발 자극기가 감지하는 활성 전위의 진폭을 측정하였다. 각 지점에서 전기자극을 가하였을 때 손목과 수지부위가 신전 되는 모양을 보고 poor, well, good의 3가지 형태로 판단하였다. 이 후 각 지점에서 근전도 유발 전기자극을 시행하여 효과적으로 근 수축의 감지와 자극이 일어나는지를 판단하여 poor(근수축의 감지가 어려워 근전도 유발 전기자극이 불가능한 경우), well(근수축의 감지가 가능하여 근전도 유발 전기자극이 가능한 하지만 근 수축의 감지가 일정하지 않거나, 자극시 일어나는 모양이 이상적이지 않을 때), good(근수축의 감지도 수월하고 자극시

일어나는 모양도 이상적인 경우)으로 나누었다.

실험 결과

1) 활성전위

15명의 환자군을 대상으로 환자의 손목을 최대한 신전하였을 때 근전도 유발 전기자극기가 감지하는 활성전위의 진폭을 측정하였다. 표 3은 환자 15명에서 area 1에서 area 12 영역의 활동전위를 측정된 결과 area 1~ area 12중 가장 큰 값으로 표준화한 데이터 값이다. 이때 활성전위의 진폭이 가장 크게 감지된 영역은 area 4, 5 이었으며 평균 데이터 값은 0.99, 0.98이었다. 다음 영역은 area 1, 7, 8이며 평균 데이터 값은 0.65, 0.68, 0.67 이었다. 가장 낮게 감지된 영역은 area 2, 3, 6, 9, 10, 11, 12이며 평균 데이터 값은 0.29, 0.13, 0.21, 0.32, 0.55, 0.26순이었다.

표 3. 환자 15명에서 12 영역을 측정된 활동전위  
Table 3. EMG activity measured from 12 areas in 15 hemiplegic patients

	area1	area2	area3	area4	area5	area6
평균	0.65	0.29	0.13	0.99	0.98	0.21
최대값	0.69	0.33	0.15	1	1	0.26
최소값	0.6	0.27	0.1	0.95	0.95	0.15

	area7	area8	area9	area10	area11	area12
평균	0.68	0.67	0.32	0.38	0.55	0.26
최대값	0.72	0.7	0.35	0.41	0.59	0.29
최소값	0.62	0.63	0.28	0.35	0.52	0.24

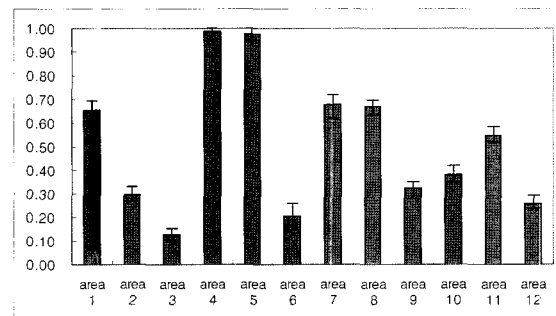


그림 6. 영역 12까지 측정된 상대적 활동전위 그래프  
Fig. 6. Relative EMG activities measured from 12 areas. Maximum EMG activity was represented as 1.0.

2) 전기자극

각 영역에서 전기자극을 시행하였을 때 손목과 수지부위가 신전 되는 모양이 good인 영역은 area 4, 5, 7, 8; well인 영역은 area 1, 2, 6; poor인 영역은 area 3, 9, 10, 11, 12이었다.

표 4. 환자 15명에서 12영역을 전기자극시 수지부위가 신전된 모양  
Table 4. Degree of finger extension produced by electrical stimulation of each area in 15 hemiplegic patients

	area1	area2	area3	area4	area5	area6
poor	x	x	○	x	x	x
well	○	○	x	x	x	○
good	x	x	x	○	○	x

	area7	area8	area9	area10	area11	area12
poor	x	x	○	○	○	○
well	x	x	x	x	x	x
good	○	○	x	x	x	x

3) 근전도 유발 전기 자극

실험결과 1)과 2)의 결과로서 각 영역에서 근전도 유발 전기자극을 시행하였을 때 근 수축을 감지하여 근전도 유발 전기 자극이 일어나는 이상적인 영역은 해부학적으로 4, 5 영역 이었다.

고 찰

손가락의 신전은 뇌 손상 후 가장 늦게 회복되는 기능 중의 하나로 물건을 쥐는데 있어 선행되어야 하는 동작이다. 이러한 신전의 장애는 손의 기능이 마비된 환자에 있어서 가장 주된 기능 손실의 원인이 된다. 따라서 손목과 손가락의 신전 기능에 대한 평가는 재활 치료에 대한 효과를 검증하는 지표가 되기도 한다.

주기적인 전기자극은 급성 또는 만성 뇌경색 환자에게서 수지 운동 기능을 호전시키는 치료 방법으로 알려져 왔다.[5][11] 재활치료에 있어 환자의 동기 유발과 능동적인 참여가 중요함이 강조되면서 전기자극 방법에 있어서도 환자의 능동적 참여가 가능한 근전도 유발 전기 자극법이 소개되었고 임상적인 유용성도 긍정적으로 보고되고 있다. 근전도 유발 전기 자극법은 감각운동 통합설(sensorimotor integration)에 근거하는데 환자의 수의적 노력에 의해 발생하는 전기적 활성화는 고유수용감각을 자극하게 되고 구심성 자극이 체성감각피질에 전달되어 감각운동회로를 형성하게 된다.[4] 이러한 신경과학이론에도 불구하고 상품화된 근전도 유발 전기 자극기의 임상적 적용에 있어 몇 가지의 고려사항이 필요하다.

환자의 능동적 참여에 결정적인 요소인 근수축의 의도를 감지하는 부분에 있어서 모든 기기가 비침습적이고 사용이 편리한 표면전극을 이용하여 근 수축 자체를 감지함으로써 이루어진다. 근 수축을 감지하는데 있어 환자의 근력을 직접적으로 감지할 수 있는 영역은 활성화전위의 동원양상이 이상적이거나 실제 상품화된 기기는 대부분 활성화전위

의 진폭의 평균값을 이용한다. 근 수축 시 일어나는 활성화전위의 진폭은 환자의 근력보다는 표면전극과 수축하는 근육사이의 거리에 결정되는 요소이므로 실제 근전도 유발 전기자극방법에 있어 감지 전극의 이상적인 부착위치는 전통적으로 신경생리 검사에서 알려진 부위가 아닐 수 있다. 또한 편마비 환자에게서 손목의 신전을 유발할 때 가장 많이 동원되는 세부적인 근육의 부위도 알려진 바 없어 근전도 유발 전기 자극 시 전극의 이상적인 부착위치에 대한 확립된 근거가 없는 실정이다. 본 연구에서는 편마비 환자에게서 손목을 신전할 때 동원되는 근육의 세부적인 해부학적 위치보다는 실질적으로 손목의 신전이 일어날 때 표면전극으로 가장 효과적으로 감지 할 수 있는 부위를 알아내고자 하였다. 본 연구에 따르면 영역 4, 5 부위가 가장 민감하게 감지할 수 있었는데 이 부위는 해부학적으로 단무지신근과 장무지신근이 가장 표층에 위치하는 부위에 해당한다.

기능적 전기자극 치료에 있어 전기 자극을 주었을 때 손목과 손가락이 모두 신전되어 완전한 펴기 동작이 될 때 가장 이상적임으로 알려져 있다. 실제 임상에서는 전완의 근위부에 무작위로 전극을 부착시켜 동작이 가장 이상적으로 일어나는 지점을 찾아 전기자극을 시행하고 있다. 단순한 전기자극의 경우에는 이러한 방법이 가장 이상적인 방법일 수 있으나 근전도 유발자극기와 같이 근 수축의 감지와 자극이 동일한 전극에서 일어나는 경우에는 사용되어 질수 없는 방법이다. 본 연구에서는 전기 자극을 주었을 때 수지, 손목의 신전이 나름대로 만족할 수 있는 영역을 찾아 앞서 언급한 효과적인 감지 영역과 일치하는 지점을 찾고자 하였다. 본 연구에 의하면 영역 4, 5 부위에서의 전기 자극이 나름대로 만족스러운 동작이 유도되고 또한 효과적인 근 수축의 감지 영역과 일치하는 부위이다. 상기 연구로 찾아낸 영역에 실제 상품화된 근전도 유발 전기자극을 시행하였을 때 가장 만족스러운 유발 자극이 가능하였다.

본 연구를 통해 찾아낸 이상적인 전극 부착 부위는 향후 근전도 유발 전기자극을 시행할 때 전극의 부착위치를 알려주는 지표로 사용되어 질 수 있으며 또한 근전도 유발 전기자극기를 이용한 다양한 상지 운동 기구 개발에 있어 기초 자료로 이용될 수 있을 것으로 생각한다.

참 고 문 헌

1. Basmajian JV., Gowland C., Brandatater ME., Swanson L., Trotter J., "EMG feedback treatment of upper limb in hemiplegic stroke patients: a pilot study", Arch. Phys. Med. Rehabil. 63:613-616, 1982
2. Basmajian JV., Gowland C., Finlayson MAJ., "Stroke treatment: comparison of integrated behavioral-physical therapy vs traditional physical therapy programs", Arch. Phys. Med. Rehabil. 68:267-272, 1987
3. Bobath B., "Observations on adult hemiplegia and suggestions for treatment", Physiotherapy 45:279-289, 1959
4. Caurangh J., Light K., Kim S., Thigpen M., "Chronic motor dysfunction after stroke: Recovering wrist and finger extension by

- electromyographically controlled neuromuscular electrical stimulation for upper limb recovery in chronic hemiplegia*", Am J. Phys. Med. Rehabil. 80:935-941, 2001
5. Chae J., Yu D., "Neuromuscular stimulation for motor relearning in hemiplegia.", Crit. Rev. Phys. Med. Rehabil. 11:279-297, 1999
  6. Flanagan E., "Methods of facilitation and inhibition of motor activity", Am. J. Phy. Med. 46:1006-1011, 1967
  7. Flelds RW: "Electromyographically triggered electric muscle stimulation for chronic hemiplegia", Arch. Phys. Med. Rehabil. 68:407-414, 1987
  8. Francisco G., Chae I., Chawia H., Kirshblum S., Zorowirz R, Lewis G, "Electromyogram triggered neuromuscular stimulation for improving the arm function of acute stroke survivors: a randomized pilot study", Arch. Phys. Med. Rehabil. 79:570-575, 1998
  9. Naomi C., William K., Durfee, "Surface EMG as a Fatigue Indicator During FES-induced Isometric Muscle Contractions", J. Electromyogr. Kinesiol. Vol. 7, No. 1, pp. 27-37, 1997
  10. Monika R., Barbara F., Werner G., Christian H., "Electromyogram-Controlled Functional Electrical Stimulation for Treatment of the Paralyzed Upper Extremity", Artificial Organs 23(5):446-469, 1999
  11. Sonde L., Gip C., Fernaeus S., Nilsson C., Vitanen M., "Stimulation with low frequency transcutaneous electrical nerve stimulation(low-TENS) increases motor function of the post-stroke paretic arm.", Scand. J. Rehabil. Med. 30:95-99, 1998
  12. 강곤, "기능적전기자극", 여문각, 1995
  13. 박병림, 김민선, 이문영, 박동식, 박형준, 강곤, "척수손상후 위축근 하지근에서 기능적 전기자극을 위한 자극조건", 대한재활의학회지, vol 20, pp604-612, 1996
  14. 이영희, 이양탁, 박경희, 김성훈, 장상민, 김태호, 이명예, "편마비 환자의 상지 기능회복을 위한 근전도 유발 전기자극", 대한재활의학회지, vol 27, pp320-328, 2003