

족하수 환자에서의 보행기능 보조를 위한 표피 자극형 전기자극기 개발

*임승관, *정호춘, *김규점, *진달복, **박병립
*원광대학교 전자공학과, **의과대학 생리학교실

Development of surface electrode type electrical stimulator for supporting walk function in foot drop patients

*S. K. Lim, *H. C. Jeong, *K. G. Kim, *D. B. Jin, and **B. R. Park

*Department of Electronics Engineering, **Department of Physiology, Wonkwang University.

ABSTRACT

The present study was designed to develop the functional electrical stimulation system in order to restore motor function of paralytic patients. We attempt to establish adequate stimulus parameters for the recovery of work function in lower limb paralysis patients and to develop the electrical stimulation system, which is effective to protect foot drop in these patients. In our animal and human experiment, adequate stimulus condition for surface electrode on the lower limb were 0.2-0.3ms at the duration and 50 Hz, which contain 600Hz train pulse. This parameter has efficiently prevented the foot drop from lower limb paralysis, decreased muscle fatigue and induced powerful contraction of lower limb muscle.

서론

현재 우리나라는 기술산업의 발달로 산업재해 및 교통사고가 날로 증가 추세에 있으며, 또한 뇌졸중 환자도 인구의 많은 비율을 차지하고 있는 시점에서 중추신경계 손상후 동반되는 운동기능의 복원을 위한 치료법의 개발은 절실하게 요구되지만 국내의 수준은 매우 미약한 상태이다. 그러나 일본의 Handa 연구진과 미국의 Case Western Reserve 대학의 Peckham 연구진은 미세전극을 마비근의 운동점(motor point)에 직접 연결하는 경피삽입술을 이용하여 각각의 근육을 개별적으로 자극하는 방법을 사용하여 정확한 동작을 수행하도록 시도하고 있다. 또한 마비근에 전극을 삽입할 때 경피삽입술에 의하여 고정하기 때문에 수술을 하여야 하는 경제적, 정신적 부담감이 있으며, 삽입된 전극의 관리에 많은 불편한 점 등으로 인하여 효과적인 치료목적은 달성할 수 없는 단점을 내포하고 있다.

본 연구에서는 교통사고, 산업재해, 뇌졸중 등으로 인하여 하지마비를 동반한 환자에서 마비된 하지근의 위축 및 피사를 방지하고 혈액순환을 증가시키며, 족하수를 회복시키므로 상실된 보행기능을 복원

시키기 위하여 휴대가 간편하고 사용하기 편리한 표면전극을 이용한 족하수 환자의 보행보조를 위한 전기자극시스템을 개발하고자 하였다. 또한 전기자극은 마비근의 운동신경을 흥분시켜 신경전달물질을 유리하여 근수축을 유도하기 때문에 근피로현상이 쉽게 초래된다. 따라서 효과적인 전기자극을 위해서는 근피로를 최소화할 수 있는 적합한 자극조건이 설정되어야 한다.

I. 자극조건 및 자극패턴의 설정

I-1. 연구방법

1) 실험동물 : 건강하고 성숙한 체중 250 - 350 g의 Sprague-Dawley계 흰쥐를 암수구별없이 사용하였으며, 체중 kg당 1 g의 urethane을 복강내 투여하여 마취하였고, 기도의 분비물을 감소시키기 위하여 atropine sulfate (100 mg/kg)를 근육주사하였다. 또한 호흡을 용이하게 유지하기 위하여 기관절개술을 시행하였다. 정상동물에서 각 근육의 적합한 전기자극 조건을 추구하기 위하여 chloral hydrate 300 mg/kg를 복강내에 투여하여 마취한 후 근수축의 기계적 특성을 측정하였다. 근수축의 기계적 특성을 측정하기 위하여 가자미근과 내측비복근을 수술현미경하에서 혈관의 손상없이 지배신경을 분리하였다. 고정편을 이용하여 하지를 수평위치에서 슬관절이 120° 되도록 고정하였으며, 절개된 피부를 이용하여 주머니를 만들어 팽물성 기름을 채워서 노출된 근육의 건조를 방지하고, 온도는 35±1°C를 유지하도록 하였다. 근육의 수축력은 등장성 장력변환기(Grass FT03)를 절단된 부착부 건(tendon)에 연결하여 polygraph(Grass 7E)상에 기록하고, 개인용 컴퓨터에 저장하였다. 모든 수축력은 최대 연축장력을 발생할 수 있는 근육의 길이에서 측정하였다. 각 근육의 기계적 수축특성을 추구하기 위하여 가자미근의 반응을 기록할 때는 0.2 ms, 20 Hz, 내측비복근은 0.3 ms, 40 Hz의 구형파를 초최대 자극강도(supramaximal intensity)로 자극하여, 최대 연축장력(Pt), 최대 장축장력(Po) 및 근피로 지수(FI)등을 측정하였다. 근피로지수는 전기자극 초기의 최대장력을 기준으로 2분 동안 장축 자극 때의 장력을 비교한 것으로 [(초기의 최대장력 - 자극 2분에서의 장력) ÷ 초기의 최대장력]에 의하여 산출하였으며, 수치가 클수록 피로도가 높음을 의미한다. 각 근육의 수축력을 측정하기 위하여 각 근육을 지배하는 좌골신경에 2극성 백금전극을 연결하였으며,

적합한 자극조건을 추구하기 위하여 0 - 15 V의 자극강도, 10 - 70 Hz의 자극주파수 및 0.1 - 0.5 ms의 자극폭 범위내에서 1 - 2 분 동안 전기자극하였다.

2) 정상인에서 표면자극에 의한 근수축력의 측정 : 인체에서 표면전극을 이용하였을 때 적합한 전기자극조건을 설정하기 위하여 탄소고무로 구성된 표면전극을 하지의 비골신경 주행로에 부착한 후 20 - 60 Hz의 범위에서 전기자극하였을 때 족관절의 배측굴곡 수축장력을 측정하였다. 수축장력의 측정은 본 연구실에서 제작한 시스템을 이용하였다.

3) 정상인의 근전도 측정 : 보행동작을 위한 전기자극패턴을 설정할 목적으로 직경 9 mm의 Ag-AgCl 표면전극을 복직근 (rectus abdominalis m.), 대둔근 (gluteus maximus m.), 중둔근 (gluteus medius m.), 대퇴직근 (rectus femoris m.), 장요근 (ileopsoas m.), 반건양근 (semitendinosus m.), 반막양근 (semimembranosus m.), 외측광근 (vastus lateralis m.), 내측광근 (vastus medialis m.), 전경골근 (tibialis anterior m.), 비골근 (peroneus m.), 가자미근 (soleus m.), 내측비복근 (medial gastrocnemius m.) 및 외측비복근 (lateral gastrocnemius m.) 등에 부착하여 피검자의 몸통에 고정된 근전도용 예비증폭기에 연결하였다. 예비증폭기에 전달된 근활동성의 신호는 무선송신장치 (Telemetry system, San-ei Co.) 상에 기록하였다. 각 근의 근전도는 피검자가 앉았을 때 (sitting), 직립동작 때 (standing)와 보행동작에서 발의 유각기 (Swing phase) 및 입각기 (stance phase)로 동작을 변경시켰을 때 각각 기록하였다. 근전도의 분석은 각 동작시 근활동성의 증가시기와 감소시기 등의 변화시점을 각 근에서 측정하였으며, 또한 근활동성의 크기를 측정하였다.

I-2. 실험결과

1. 하지근의 수축반응에 대한 기계적 특성

하지근의 특성을 관찰하기 위하여 흰쥐를 대상으로 근수축의 기계적 특성을 측정하였다. 하지에서 대표적인 근으로 가자미근, 내측비복근 및 대퇴사두근 (대퇴직근, 내측광근, 외측광근)을 대상으로 각 지배신경에 전기자극을 가하여 연속반응 및 강축반응을 기록하여 각 근의 수축시간, 절반이완시간 및 피로저항지수를 측정하였다. 내측비복근과 대퇴사두근은 연속자극에 의해서 빠른 수축과 이완반응을 보였으며, 강축자극에 의해서 초기에 강한 수축을 보인 후 점차 이완되는 양상을 보임으로써 골격근 중에서 속근 (fast m.)의 특성을 보였다. 그러나 가자미근은 연속자극에 의해서 느린 수축과 이완반응을 보였으며, 강축자극에 의해서 2분 동안의 자극시간 동안에 수축력이 변하지 않고 일정하게 유지되는 지근 (slow m.)의 특성을 보였다. 연속자극시 자극의 시작에서부터 최대의 수축력에 도달하는 시간인 수축시간은 내측비복근과 대퇴사두근에서 각각, 29.3±0.3, 24.8±1.3 msec, 가자미근은 66.2±1.2 msec를 보였으며, 최대수축력의 시점으로부터 장력이 절반으로 감소되는 시점까지를 나타내는 절반이완시간은 내측비복근과 대퇴사두근에서 각각 20.1±0.2, 14.2±0.5 msec, 가자미근에서 수축반응시간의 차이가 많음을 알 수 있었다. 또한 2분 동안의 강축자극에서 자극종료시의 수축력을 자극초기의 최대수축력으로 나눈 값인 피로저항지수는 내측비복근 및 대퇴사두근에서 각각 0.34±0.02, 0.17±0.02, 가자미근에서 0.93±0.01로써 속근은 쉽게 피로현상을 갖지만 지근은 피로현상이 거의

나타나지 않음을 보였다(표 1).

표 1. 흰쥐의 내측비복근(MG), 가자미근(SOL), 대퇴사두근(QF)에서 수축시간(CT), 절반이완시간(HRT), 피로저항지수(FRI)

	MG	SOL	QF
CT	29.3±0.3	66.2±1.2	24.8±1.3
HRT	20.1±0.2	59.1±1.4	14.2±0.5
FRI	0.34±0.02	0.93±0.01	0.17±0.02

(평균±표준오차, 실험례수는 각 10례)

2. 적합한 전기자극 조건의 설정

마비된 근에서 전기자극을 이용한 근수축으로 지속적인 동작을 수행 할 경우 쉽게 근의 피로현상이 초래되기 때문에 지속적인 동작을 수행하기 위해서는 근피로를 감소시킬 수 있는 방법을 추구해야 하며, 이를 위해서 근의 특성에 따라 적합한 전기자극조건을 설정해야 한다. 따라서 적합한 자극조건을 설정하기 위하여 구형파 전기자극으로 자극강도는 최대강도를 사용하였을 때 자극폭 변조방식(pulse width modulation)과 주파수 변조방식(frequency modulation)으로 1~2분 동안 강축자극하였을 때 시간에 따른 수축력의 변화를 측정하였다. 흰쥐의 가자미근에서 0.2 ms의 자극으로 10~40 Hz의 주파수 범위의 자극에서 10 Hz는 가장 낮은 수축력을 보였으며, 20 Hz는 비교적 강한 수축력으로 자극기간 동안 일정하게 유지됨으로써 가장 적합한 주파수로 사료되었다. 또한 20 Hz의 주파수로 자극폭을 0.05~2 ms의 범위에서 자극하였을 때 0.2 ms가 비교적 강한 수축력과 낮은 피로현상을 보임으로써 가자미근에서 적합한 자극폭으로 인정되었다. 내측 비복근은 0.3 ms의 자극폭으로 20~70 Hz의 주파수 범위에서 자극하였을 때 20Hz는 가장 약한 수축력을 보였으며 40 Hz가 안정된 수축력을 보임으로써 적합한 주파수로 인정되었다. 또한 40 Hz의 주파수로 0.1~1.0 ms의 자극폭 범위에서는 본 실험성적에는 제시하지 않았으나 0.3 ms가 가장 적합하였다.

그러나 인체에서 표면전극을 사용하여 근수축력을 측정할 경우 실험동물에서와 같은 뚜렷한 차이는 관찰할 수 없었지만 50 Hz에서 비교적 강하고 안정된 수축력을 발생하였으며, 전기자극에 의한 불쾌감을 감소시킬 목적으로 100 Hz에서 2K Hz의 고조파를 사용할 경우 100 Hz와 300 Hz에서는 통증을 동반한 불쾌감을 호소하였으나, 500 Hz에서 전기자극에 의한 통증을 동반하지 않고 강한 수축력을 발생하였다. 따라서 표면전극을 이용한 본 연구에서는 500 Hz의 고조파를 함유한 50 Hz의 자극주파수와 동물실험에 의한 0.2 - 0.3 ms의 자극폭이 가장 적합한 자극조건으로 설정되었다(그림 1).

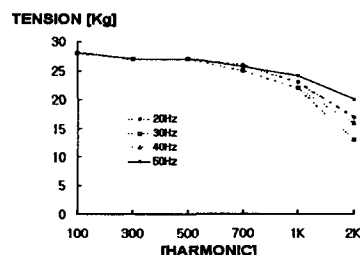


그림 1. 표면전극 이용시 최적 자극주파수 및 고조파

II. 전기자극기의 개발

II-1. 전기자극기의 개요

족하수 보조용 전기자극기는 30 ~ 250 V의 고압을 마이크로칩 사(Micro Chip Co.)에서 개발된 8비트 원칩 마이크로컨트롤러인 16C84 칩을 이용하여 근육의 자극에 적합한 자극주파수를 마비된 근육이나 신경에 자극하여 보행을 보조할 수 있도록 구성하였으며, 자극기의 블록도는 그림 4과 같다. 1) 포피자극형 자극기를 구현하기 위한 고전압부로 8 : 12K의 트랜스를 이용하여 전압을 승압하는 블록이고, 2) 승압된 교류전류를 직류로 변환하기 위한 블록으로 브리지 정류방식을 이용하였다. 3) 자극파형의 50 Hz를 스위칭하는 블록으로 기계적으로 영구적인 MOS 릴레이를 이용하였고, 4) 고압전압을 제어하기 위한 제어신호를 생성하는 부분으로 200 Hz의 PWM파를 전압변환후 제어전압으로 이용하였다. 5) 마이크로컨트롤러는 PIC16C84를 이용하였고 PWM 제어신호와 자극파형의 제어, 고압부의 제어, 키스위치 제어, 풋 스위치 입력 및 자극레벨을 표시하기 위한 FND 표시기를 제어하는 블록이다. 6) 자극기에서 생성된 파형이 출력되는 블록이며, 7) 고전압을 생성하기 위한 발진부로 발진주파수는 1.5K Hz이다. 8) 자극기의 자극모드 설정과 자극레벨을 설정하기 위한 압력스위치이며, 9) 보행시 자극의 시점을 검출하기 위한 풋 센서 블록이다. 10) 자극모드와 자극레벨 표시 및 자극상태를 표시하기 위한 FND 표시 블록이며, 11) 모스 릴레이에서 만들어진 50 Hz의 자극파형에 600 Hz의 고조파를 넣기 위한 스위칭부이고 피부의 캐패시터 성분에 의한 포화를 방지하기 위하여 풀다운 방식으로 회로를 구성하였다.

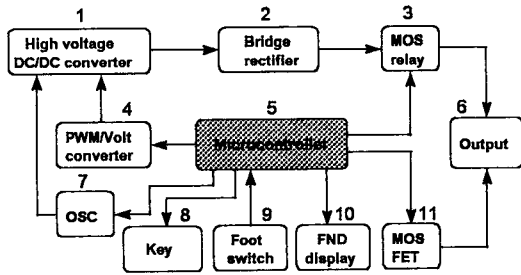


그림 2. 족하수 보조용 전기자극기 블록도

II-2. 전기자극기 제어 프로그램

전체적인 시스템의 동작은 전원이 인가되면 시스템이 초기화되고 타이머의 분주비가 1:2로 설정되어 10K Hz의 주파수를 발생한다. 시스템이 초기화된 후 초기모드 설정을 위하여 표시장치에는 [와]가 표시 되는데 [는 족하수 모드를 의미하는 표시이며 업 스위치를 누르므로써 선택이 가능하다. 또한]는 TES 모드를 의미하는 것으로 다운 스위치를 눌러 선택할 수 있다.

족하수 모드가 설정되면 (그림 3) 자극레벨을 결정하여야 하는데 업 스위치가 눌러지면 자극전압이 상승하고 다운 스위치가 눌러지면 자극레벨 값이 내려가도록 프로그램을 구성하였다. 레벨값이 정해지면 선택 스위치를 눌러 자극이 가능한 상태로 만드는데 프로그램에서는 인터럽트를 허가하므로써 자극 대기

상태로 가게된다. 풋드롭 모드에서는 보행 동작과 연계된 자극이 이루어져야 하며, 발 뒷굽치에 설치된 압력센서에 의하여 보행의 시작과 끝을 검출하고 자극의 시점을 결정하게 된다. TES 모드는 마비환자의 근육 트레이닝을 위한 모드로 5초 자극과 5초 멈추는 과정을 되풀이 하므로써 근육의 수축과 이완을 반복하는 동작이다. TES 모드는 모드선택에 의하여 TES 모드가 선택되며 자극레벨 설정 프로그램에서 레벨을 설정한 후 그림 4의 TES 모드 프로그램과 같이 동작하게 된다. 이때 5초의 시간을 측정하기 위하여 타이머에서 발생하는 10K Hz의 주파수를 분주하여 5초 타이머를 만들고 타임 플레그를 5초가 초과할 때 마다 반전시켜 토클동작이 이루어지도록 프램그램하였다. 그래서 플레그 값이 1 일때는 자극을 시작하고 0 일때는 자극이 멈추도록 하여 5초 자극 후 5초동안 멈추는 프로그램을 작성하였다. 이때 선택 스위치가 5초이상 눌러지면 풋드롭 모드나 TES 모드에서 빠져나와 초기 설정 모드로 가도록 프램그램하여 자극모드나 자극레벨의 변경이 가능하도록 프램그램 하였다.

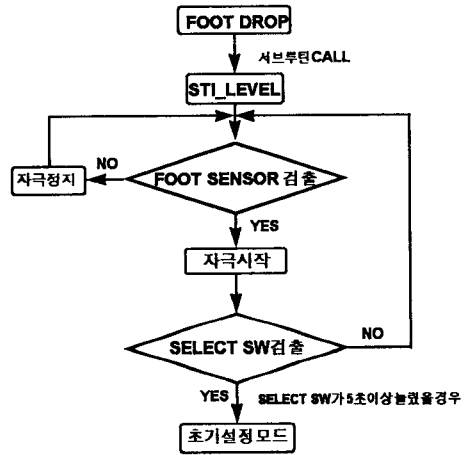


그림 3. 족하수 모드 자극프로그램 흐름도

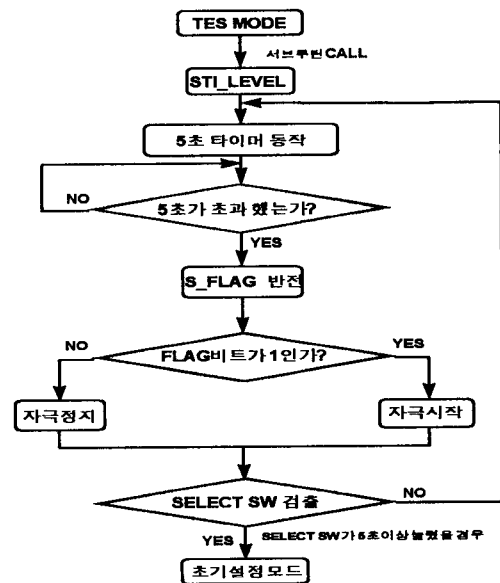


그림 4. TES 모드 자극프로그램 흐름도

III. 실험 및 고찰

전술한 바와같이 본 시스템은 족하수 환자의 보행을 보조하기 위한 족하수 모드와 치료를 목적으로 하는 TES 모드로 구분되어 있다. 이를 위하여 50 Hz의 50%의 듀티비를 갖는 구형파펄스에 600 Hz의 고조파를 넣어 전기자극을 하였다.

그림 5은 일본 히다치사의 VC 6045 디지털 스토리지 오실로스코프(digital storage oscilloscope)를 사용하여 측정된 파형으로 PWM 신호를 전압으로 변환한 자극전압 제어신호이며, 자극이 가해질때의 자극 파형을 나타낸 그림이다. 그림 6은 휴대용 전기자극기로 1채널의 자극채널을 가지며 가로 75mm × 세로 110mm × 높이 25mm의 크기를 가진다. 그리고 자극기의 무게가 270 g으로 크기가 적고 가벼운 형태의 휴대형 자극기를 구현할 수 있었다.

제작된 전기자극 시스템의 성능 평가와 환자의 치료 정도를 알기위하여 근육의 피로도 및 경직의 정도를 측정하기 위한 근력측정 장치를 제작하였다. 그림 7은 자체 제작한 근력 측정기로 150 Kg의 로드셀과 CAS사에서 제작된 인디케이터(CI-6200A)를 이용한 것으로 전기자극을 가할 때 근력을 측정하는 그림이다. 근력 측정기의 정밀도는 $\pm 0.1g$ 의 정밀도를 갖으며 신호기록장치인 피지오그래프로 기록하기 위하여 아날로그 출력을 갖도록 제작하였다. 이때 아날로그 출력 전압범위는 0 ~ 10 V이고 힘이 가해지지 않은 무부하 상태는 0 V이며, 로드셀의 최대 부하값인 150 Kg의 힘이 가해질 때 출력전압은 10 V가 되도록 하였다. 그림 8은 본 연구에서 제작한 전기자극기를 뇌졸중 환자에서 사용한 결과 보행기능이 호전됨을 보여준다.

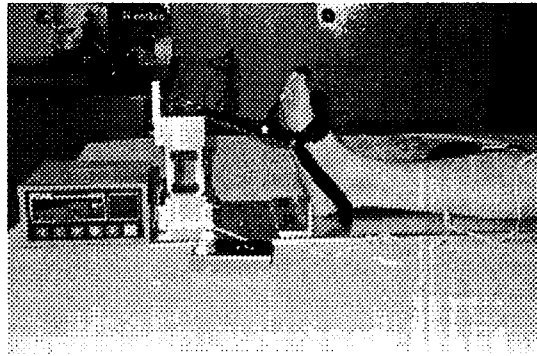


그림 7. 전기자극 동안 근력을 측정하는 모습



그림 8. 뇌졸중으로 인한 일측마비환자에서 전기자극기에 의한 보행동작 (38세, 여자)

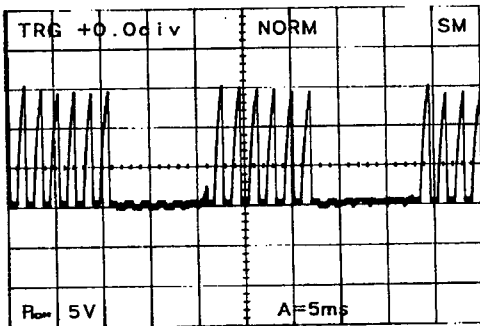


그림 5. 전기자극기의 자극 파형

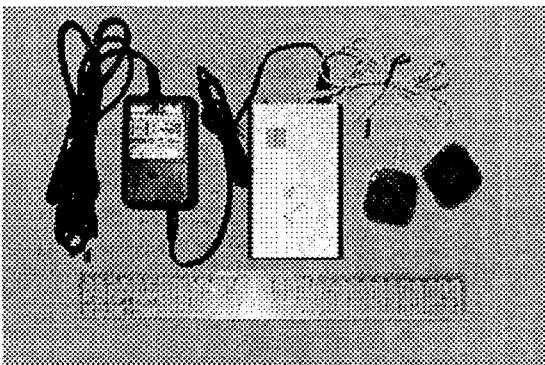


그림 6. 휴대용 전기자극기

IV. 결 론

중추신경계 손상은 운동기능 및 감각기능의 마비와 근위축을 초래하기 때문에 마비환자에서 운동기능을 복원할 목적으로 기능적 전기자극법이 이용되고 있다. 본 연구에서는 마비환자에서 운동기능을 복원할 목적으로 전기자극시스템을 개발하기 위하여 각 근에 적합한 자극조건을 설정하고, 하반신마비환자에서 보행기능의 복원을 위한 자극패턴을 설정하며, 일측마비환자에서 보행기능의 복원을 위하여 족하수를 방지하는 전기자극시스템을 개발하고자 하였다.

동물과 인체를 통한 실험에서 족하수를 방지하기 위한 표면전극용 전기자극시스템의 적합한 전기자극 조건은 0.2 - 0.3 ms의 펄스폭과 600 Hz의 고조파를 내재한 50 Hz의 주파수를 갖는 자극이었으며, 이러한 자극조건은 근피로를 감소시키며 강한 수축력을 생성하였다. 그리고 정상인의 보행동작시 하반신의 근전도를 분석하여 보행기능을 복원시키기 위한 자극패턴을 구축하였다. 또한 일측마비환자에서 보행시 족하수를 방지하기 위한 표면전극용 전기자극시스템은 마이크로컨트롤러를 이용하여 제작한 후 사용한 결과 보행기능을 복원시킬 수 있었다.

V. 참고 문헌

1. Merrill EG, Wall PD : plasticity of connection in the adult nervous system. In : Neural plasticity, edited by CW Cotman. Raven press, New york, pp97-111, 1987
2. Reichert H : Consistency and plasticity in the operation of the motor control for locus flight. In Modulation of synaptic transmission and plasticity in nervous system, edited by G Herdting & HC Spat. springer-Verlag, Berlin, pp319-332, 1988
3. Hambrecht FT, Reswick JB : functional electrical stimulation. Application in neural prosthesis. Marcel Dekker, New York, 1977
4. Peckham PH, Poon CW, Ko WH, Marsolais EB, Rosen JJ : Multichannel implantable stimulator for control of paralyzed muscles. IEEE Trans Biomed 1981 ; 28 : 530-536
5. Handa Y, Ohkubo K, Smith RM : A portable multi-channel FES system for the restoration of motor function in high spinal cord injury patients. IEEE trans Biomed Eng 1989 ; 36 : 754-760
6. Park BR, Kim SZ, Kim SS, Kim SG : A Multi-modulated electrical stimulator for paralyzed extremities. J Wonkwang Med sci 1989 ; 5 : 31-38
7. Speilholtz N : Electrical stimulation for denervated muscle. in : Clinical electrotherapy, edited by RM Nelson & DP Currier, Appleton & Lange, California, pp97-113, 1987
8. Kim ss, Shim DM, Park BR : therapeutic electrical muscle. in the brachial plexus injury. Proc 1st Intern FES Symp, Japan, pp153-154, 1992
9. Jaeger RT, Yarkonv Gm, Smith RM : Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation. IEEE Trans Biomed 1989 ; 36 : 720-728
10. Handa Y, Hoshimiya N : functional electrical stimulation for the control of the upper extremities. Med prog Techn 1987 ; 12 : 561-563
11. Handa Y, Hoshimiya N, Iguchi Y, Oda t : Development of percutaneous intramuscular electrode for multichannel FES system. IEEE Trans Biomed Eng 1989 ; 36 : 705-710
12. Peckham PH : Function electrical stimulation : Current status and future prospects of application to the neuromuscular system in spinal cord injury. Paraplegia 1987 ; 25 : 279-288
13. Peckham PH, Keith MW, Freehafer AA : Restoration of functional control by electrical stimulation in the upper extremity of the upper extremity of the quadriplegic patient. J Bone Joint Surg 70A : 144-148, 1988
14. Hoshimiya N, Naito A, Yajima M, Handa Y : A multi-channel FES system for the restoration of motor function in high spinal cord injury patients. IEEE Trans Biomed Eng 198 ; 36 : 754-760
15. Gorman PH, Mortimer JT : The effect of stimulus parameters on the recruitment characteristics of direct nerve stimulation. IEEE Trans Biomed Eng 1983 ; 30 : 407-414
16. Altman TJ, Hudlicka o, tyler KR : Long term effects of tetanic stimulation on blood flow, metabolism and performance of fast skeletal muscle. J Physiol 1979 ; 296 : 36-50
17. Cumming J : Electrical stimulation of healthy muscle. in : Clinical electrotherapy, edited by RM Nelson & DP Currier, Appleton & Lange, California, pp81-96, 1987