

## 하반신마비 환자에서 보행기능의 복원을 위한 전기자극법의 개발

박병림<sup>1</sup>, 김민선<sup>1</sup>, 김상수<sup>2</sup>, 김성곤<sup>3</sup>, 류원영<sup>4</sup>

=Abstract=

### Development of Electrical Stimulator for Restoration of Locomotion in Paraplegic Patients

Byung Rim Park<sup>1</sup>, Min Sun Kim<sup>1</sup>, Sang Soo Kim<sup>2</sup>, Sung Gon Kim<sup>3</sup>, Won Young Rew<sup>4</sup>

An electrical stimulator was designed to induce locomotion for paraplegic patients caused by central nervous system injury. Optimal stimulus parameters, which can minimize muscle fatigue and can achieve effective muscle contraction were determined in slow and fast muscles in Sprague-Dawley rats. Stimulus patterns of our stimulator were designed to simulate electromyographic activity monitored during locomotion of normal subjects.

Muscle types of the lower extremity were classified according to their mechanical property of contraction, which are slow muscle (msoleus m.) and fast muscle (medial gastrocnemius m., rectus femoris m., vastus lateralis m.). Optimal parameters of electrical stimulation for slow muscles were 20 Hz, 0.2 ms square pulse. For fast muscle, 40 Hz, 0.3 ms square pulse was optimal to produce repeated contraction. Higher stimulus intensity was required when synergistic muscles were stimulated simultaneously than when they were stimulated individually. Electrical stimulation for each muscle was designed to generate bipedal locomotion, so that individual muscles alternate contraction and relaxation to simulate stance and swing phases. Portable electrical stimulator with 16 channels built in microprocessor was constructed and applied to paraplegic patients due to lumbar cord injury. The electrical stimulator restored partially gait function in paraplegic patients.

**Key words :** Central nervous system injury, Optimal stimulus parameter, Functional electrical stimulation, Muscle fatigue, Stimulus pattern.

## 서 론

신경계의 질환이나 손상은 운동 및 감각기능의 장애, 근 위축, 무혈성 괴사 등을 초래한다. 그러나 신경계의 질환에 대해서는 그 원인만을 제거하는 치료법이 사용되어 왔

으며 마비된 운동기능이나 감각기능 등의 회복을 위한 치료법은 매우 미약한 실정이다. 신경계의 손상에 의하여 초래되는 감각기능은 시일이 경과함에 따라 어느정도 회복되지만 운동기능의 회복은 기대하기 어려우며<sup>1, 2)</sup>, 이러한 운동기능의 상실은 일상 생활에서 가장 기본적인 동작까

<sup>1</sup>원광대학교 의과대학 생리학교실, <sup>2</sup>정형외과학교실, <sup>3</sup>원광대학교 과학관, <sup>4</sup>전주공업고등학교

<sup>1</sup>Department of Physiology, <sup>2</sup>Department of Orthopaedic Surgery, Wonkwang University School of Medicine, <sup>3</sup>Wonkwang University Science Research Center, <sup>4</sup>Jeonju Technical High School

† 본 연구는 1993년도 한국과학재단 연구비지원 (931-0700-033-2)에 의하여 이루어졌음.

통신저자: 박병림, (570-749) 전북 이리시 신용동 원광대학교 의과대학 생리학교실, Tel. (0653)50-6773, Fax. (0653)52-6108

지도 수행할 수 없는 신체장애자가 되는 것이며 이들은 근 위축과 무혈성 괴사 등을 영구적으로 동반하게 된다.

최근 중추신경계의 손상으로 인한 마비된 운동기능의 복원을 위하여 전기자극법이 이용되고 있다<sup>3-6)</sup>. 전기자극법은 마비된 근의 위축을 방지하고 수축력을 증가시키며 혈액순환을 증가시킬 목적으로 단순하게 근의 수축과 이완만을 반복하는 치료적 전기자극법(therapeutic electrical stimulation)<sup>3, 7, 8)</sup>과 사지마비환자나 하지마비환자 등에서 상지나 하지의 운동기능을 인위적으로 복원시키기 위한 기능적 전기자극법(functional electrical stimulation)<sup>4, 5, 9, 10)</sup>이 개발되고 있다. 기능적 전기자극법은 마비된 근을 지배하는 신경의 운동점(motor point)에 외부의 전기자극기로부터 중추신경계에서의 명령과 유사한 전기자극을 가하여 근을 수축시킴으로써 임의의 동작을 가능케 하는 방법이다. 즉, 척추손상으로 인한 하반신 마비환자에서 보행기능을 복원시키기 위해서는 하지의 각 근에서 운동점부위에 전극을 삽입하고<sup>11)</sup> 외부에 노출된 전극은 전기자극기에 연결하며, 전기자극기는 정상인의 보행동작시 얻어진 각 근의 근전도를 대상으로 작성한 자극패턴을 입력시킨 것으로 전기자극이 주어지면 환자의 각 근이 정상인의 근과 비슷한 양상으로 수축함으로써 보행이 이루어지게 된다<sup>5, 10, 12-14)</sup>.

하반신 마비환자에서 보행기능을 복원시키기 위해서는 정상인의 근전도로 부터 자극패턴을 만들어야 하며, 마비된 근을 효과적으로 수축시킬 수 있는 적합한 자극조건을 설정하여 근피로 현상을 최소화 하여야 하고, 하지근의 수축에 대한 특성을 밝혀야 한다. 전기자극에 의한 보행시 지속적인 근수축이 요구되기 때문에 마비된 근은 쉽게 피로현상을 초래하므로 이러한 피로현상을 감소시키기 위해서는 적합한 자극조건을 설정해야 하지만 현재 대부분의 경우에 진폭조절체계(amplitude modulation system)로써 0.2ms, 20Hz를 사용하고 있다<sup>5, 13, 15)</sup>. 이러한 자극조건은 지근(slow m.)과 속근(fast m.)의 특성을 고려치 않는 것이기 때문에 각 근의 특성에 알맞는 조건을 사용하여야 한다. 또한 하지의 경우에는 각 관절에서 공동근들이 협동작용을 나타낼 때 개개의 공동근이 수축하였을 때 생성하는 수축력과 이들이 동시에 수축하여 생성하는 수축력을 고려하여 적합한 자극강도를 설정하는 것이 효과적이다.

본 연구에서는 하반신 마비환자에서 전기자극에 의하여 보행기능을 복원시키기 위하여 전기자극의 패턴을 작성하고, 하지근의 특성에 적합한 자극조건을 설정하며, 하지근의 관절에서 공동근의 수축특성을 관찰하여 적합한 자극강도를 동물실험에서 추구하고 있다. 또한 동물실험의 결과

를 토대로 하여 기능적 전기자극기를 제작하여 임상적으로 이용하였다.

## 실험방법

**실험동물:** 건강하고 성숙한 체중 250~350g의 Sprague-Dawley계 흰쥐를 암수 구별없이 사용하였으며, 체중 kg 당 1g의 urethane을 복강내 투여하여 마취하였고, 기도의 분비물을 감소시키기 위하여 artropine sulfate(100mg/kg)를 근육주사하였다. 또한 호흡을 용이하게 유지하기 위하여 기관절개술을 시행하였다.

근수축의 기계적 특성: 각 근의 기계적 특성을 측정하여 적합한 전기자극조건을 추구하기 위하여 각 근의 부착부위를 실로 묶어 절단한 후 등장성 장력변환기(isometric force transducer, Grass FT03)에 연결하고 그 지배신경을 전기자극하였을 때 나타난 수축반응에서 수축시간(contraction time) 및 절반이완시간(half relaxation time)과 2분 동안 강축자극시 나타나는 근피로 저항지수(fatigue resistance index: 강축자극 마지막 시점에서의 강축장력 ÷ 강축자극 시작 시점에서의 최대 강축장력)을 측정하였으며 이 수치는 클수록 피로현상이 나타나지 않음을 의미한다. 하지에서 족관절(ankle joint)의 운동에 관여하는 근의 특성을 추구하기 위하여 가자미근(soleus m.)과 내측비복근(medial gastrocnemius m.)을 박리하였으며, 슬관절(knee joint)에서는 대퇴직근(rectus femoris m.) 외측광근(vastus lateralis m.) 및 내측광근(vastus medialis m.)을 박리하였고, 수술현미경하에서 이들 근을 지배하는 대퇴신경(femoral nerve)을 분리하였다. 실험중 신경 및 근의 건조를 방지할 목적으로 주위의 피부를 이용하여 주머니를 만든 후 광물성 기름을 채워서 온도가 35~37°C가 되도록 유지시켰다. 근 수축력을 측정할 때는 실험동물의 대퇴부가 90° 되도록 고관절을 굴절시켰고, 또한 슬관절을 90° 굴절시킨 상태로 고정하였다.

각 근의 수축은 2극선 백금전극을 지배신경에 연결하여 전기자극 하였으며, 적합한 전기자극조건을 추구하기 위하여 0~15V의 자극강도, 10~70Hz의 자극주파수 및 0.1~0.5ms의 자극폭 범위내에서 1~2분 동안 전기자극하였다. 또한 고관절에서 협동근의 수축특성을 추구하기 위하여 신근으로 작용하는 대퇴직근, 외측광근 및 내측광근을 개별적으로 자극하였을 때와 동시에 자극하였을 때의 수축력을 비교하였다.

**정상인의 근전도 측정:** 보행동작을 위한 전기자극패턴을 설정할 목적으로 직경 9mm의 Ag-AgCl 표면전극을 복

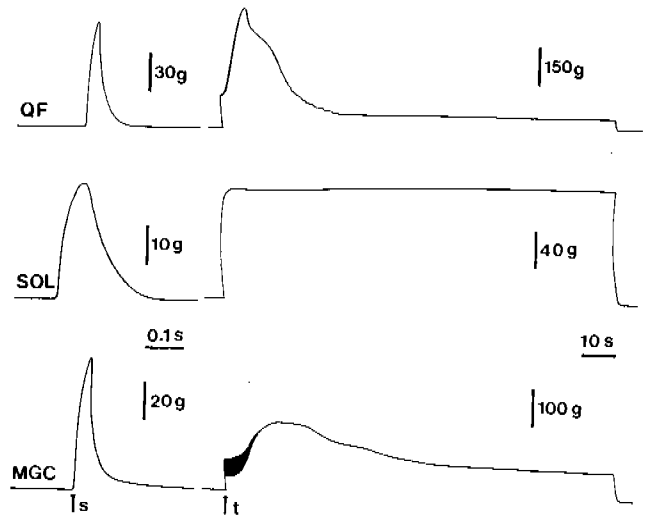
직근(rectus abdominalis m.), 대둔근(gluteus maximus m.), 중둔근(gluteus medius m.), 대퇴직근(rectus femoris m.), 장요근(ileopsoas m.), 반건양근(semi-tendinosus m.), 반막양근(semimembranosus m.), 외측광근(vastus lateralis m.), 내측광근(vastus medialis m.), 전경골근(tibialis anterior m.), 비골근(peroneus m.), 가자미근(soleus m.), 내측비복근(medial 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.)를 통하여 polygraph(San-ei Co.)상에 기록하였다. 각 근의 근전도는 피검자가 앉아있을 때(sitting), 직립동작 때(standing)와 보행동작에서 발의 유각기(swing phase) 및 입각기(stance phase)로 동작을 변동시켰을 때 각각 기록하였다. 근전도의 분석은 각 동작시 근활동성의 증가시기와 감소시기 등의 변화시점을 각 근에서 측정하였으며, 또한 근활동성의 크기를 측정하였다.

**전기자극기의 제작 및 사용:** Microprocessor를 이용하여 16 channel의 휴대용 자극기를 제작하였다. 자극기는 정상인의 근전도를 대상으로 하여 작성한 자극패턴을 개인용 컴퓨터로부터 전송받아 저장할 수 있으며, 자극패턴을 전기자극의 형태로 환자에게 전달한다. 자극기의 사용은 원광대학교 의과대학 병원에 입원한 2명의 하반신 마비환자를 대상으로 실시하였다.

### 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(Fig. 1). 연속자극시 자극의 시작에서부터 최대의 수축력에 도달하는 시간인 수축시간은 내측비복근과 대퇴사두근



**그림 1.** 흰쥐의 대퇴사두근(QF), 가자미근(SOL) 및 내측비복근(MGC)에서 연속과 강축에 의한 대표적인 수축반응. ↑s, 단일충격; ↑t, 2분 동안의 강축자극. 대퇴사두근과 내측비복근은 1.0 V, 0.3ms, 40Hz, 가자미근은 1.0 V, 0.2ms, 20Hz에 의한 수축반응을 나타낸 것이다.

**Fig. 1.** Typical responses of isometric twitch and tetanic contractions in quadriceps femoris(QF), soleus(SOL), and medial gastrocnemius muscle(MGC) of rats. ↑s, single shock; ↑t, tetanic stimulation for 2 minutes. Contractions were elicited by 1.0 V, 0.3ms, 40 Hz in quadriceps femoris and medial gastrocnemius muscles, and 1.0 V, 0.2 ms, 20 Hz in soleus muscle.

에서 각각,  $29.3 \pm 0.3$ ,  $24.8 \pm 1.3$  msec, 가자미근은  $66.2 \pm 1.2$  msec를 보였으며, 최대 수축력의 시점으로 부터 장력이 절반으로 감소되는 시점까지를 나타내는 절반이완시간은 내측비복근과 대퇴사두근에서 각각  $20.1 \pm 0.2$ ,  $14.2 \pm 0.5$  msec, 가자미근에서  $59.1 \pm 1.4$  msec를 보임으로써 속근과 지근에서 수축반응시간의 차이가 많음을 알 수 있었다. 또한 2분 동안의 강축자극에서 자극종료시의 수축력을 자극초기의 최대수축력으로 나눈 값인 피로저항지수는 내측비복근 및 대퇴사두근에서 각각  $0.34 \pm 0.02$ ,  $0.17 \pm 0.02$ , 가자미근에서  $0.93 \pm 0.01$ 로써 속근은 쉽게 피로현상을 갖지만 지근은 피로현상이 거의 나타나지 않음을 보였다(Table 1). 또한 각 근의 수축력에서 대퇴사두근이 가장 강하였고, 가자미근이 가장 약하였으나 이는 근의 크기와 관련이 있을 것으로 사료된다(Fig. 1). 따라서 하지근에서 내측비복근, 대퇴직근, 외측광근 및 내측광근은 속근이며, 가자미근은 지근임을 확인하였다.

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

**Table 1.** Contraction time(CT), half relaxation time(HRT), and fatigue resistance index(FRI) in the medial gastrocnemius (MG), soleus(SO), and quadriceps femoris(QF) muscles of rats

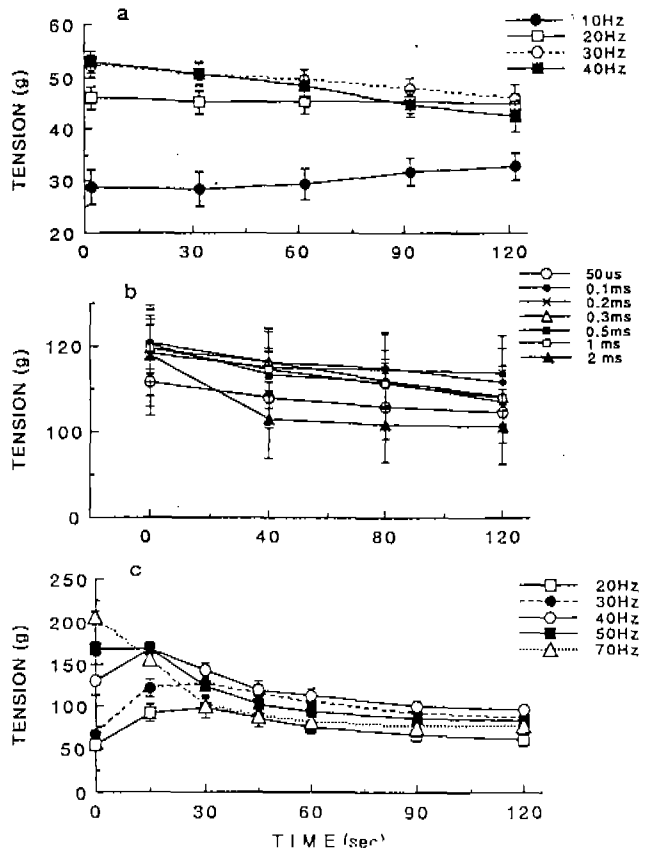
	MG	SOL	QF
CT	29.3 ± 0.3	66.2 ± 1.2	24.8 ± 1.3
HRT	20.1 ± 0.2	59.1 ± 1.4	14.2 ± 0.5
FRI	0.34 ± 0.02	0.93 ± 0.01	0.17 ± 0.02

Values are means ± SE. The number of rats in each group is 10.

**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 초최대강도를 사용하였을 때 자극폭 변조방식(pulse width modulation)과 주파수 변조방식(frequency modulation)으로 1~2분 동안 강축자극하였을 때 시간에 따른 수축력의 변화를 측정하였다. 가자미근에서 0.2ms의 자극으로 10~40Hz의 주파수 범위의 자극에서 10Hz는 가장 낮은 수축력을 보였으며, 20Hz는 비교적 강한 수축력으로 자극기간 동안 일정하게 유지됨으로써 가장 적합한 주파수로 사료되었다. 또한 20Hz의 주파수로 자극폭을 0.05~2ms의 범위에서 자극하였을 때 0.2ms가 비교적 강한 수축력과 낮은 피로현상을 보임으로써 가자미근에서 적합한 자극폭으로 인정되었다. 내측 비복근은 0.3ms의 자극폭으로 20~70Hz의 주파수 범위에서 자극하였을 때 20Hz는 가장 약한 수축력을 보였으며 40Hz가 안정된 수축력을 보임으로써 적합한 주파수로 인정되었다(Fig. 2). 또한 40Hz의 주파수로 0.1~1.0ms의 자극폭 범위에서는 본 실험성적에는 제시하지 않았으나 0.3ms가 가장 적합하였다.

대퇴사두근은 대퇴직근, 외측광근 및 내측광근의 동시 수축반응에서 속근의 특성을 보였으나 이들 각 근의 특성을 추구하고자 각 근에 대하여 20~60Hz의 범위에서 강축 자극에 대한 반응을 관찰한 결과 40Hz의 자극에서 근피로 현상이 적게 나타나고 안정된 수축력을 유지함으로써 적합한 주파수로 사료되어 내측비복근과 동일한 자극조건임



**그림 2.** 자극주파수와 펄스폭의 변화에 따른 근수축력의 시간적 변화.

가자미근에서 자극강도와 펄스폭을 1.0 V, 0.2ms로 고정하였을 때 (a), 자극강도와 주파수를 1.0 V, 20Hz로 고정하였을 때 (b)의 반응이며, 내측비복근은 자극강도와 펄스폭을 1.0 V, 0.3ms로 고정하였을 때의 반응을 나타낸다 (c). 각 실험군에서 흰쥐의 숫자는 7마리이며, 반응값은 평균치 ± 표준오차로 표시하였다.

**Fig. 2.** Time-dependent changes of muscle force at different stimulation frequencies and pulse widths. In soleus muscle, amplitude and pulse width were 1.0 V, 0.2 ms (a), and amplitude and frequency were 1.0 V, 20 Hz (b). In medial gastrocnemius muscle (c), amplitude and pulse width were 1.0 V, 0.3ms, respectively. The number of rats in each group is 7. Values are means ± SE.

을 확인하였다(Fig. 3).

**3. 공동근(synergistic muscle)에서 동시 전기자극과 개별 자극에 의한 수축력의 비교**

마비된 근에 전기자극을 가할 경우 공동근을 지배하는 모든 신경을 동시에 전기자극하였을 경우와 각각의 근을 지배하는 신경을 개별적으로 자극하였을 경우의 근수축력을 비교하여 공동근의 동시 자극시의 문제점을 관찰하였다. 슬관절에서 신근으로 작용하는 대퇴사두근인 대퇴직

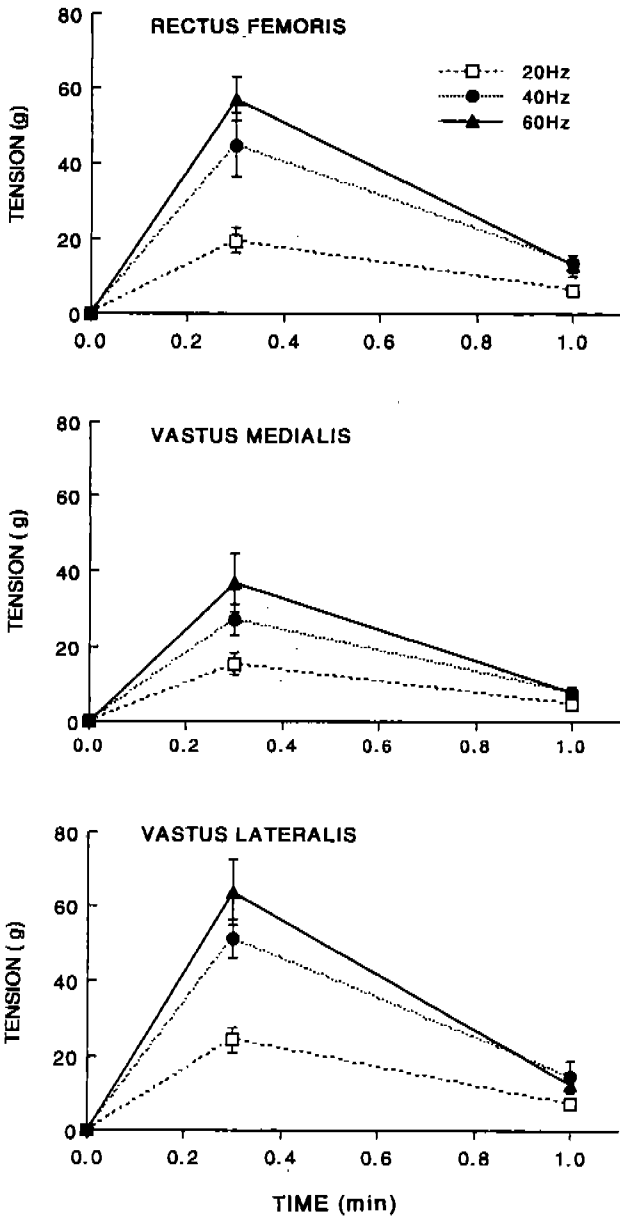


그림 3. 슬관절의 신근에서 3가지의 자극주파수를 사용하였을 때 근수축력의 시간적 변화. 자극강도와 펄스폭은 1.0 V, 0.3ms로 고정하였다.

Fig. 3. Time-dependent changes of muscle force at 3 different stimulation frequencies in knee extensors. Amplitude and pulse width of electrical stimulation were 1.0 V and 0.3ms, respectively. The number of rats in each group is 8. Values are means  $\pm$  SE.

근, 외측광근 및 내측광근에서 각 근의 개별적 수축력과 세개 근의 동시 수축력을 비교하면 각 근의 최대 연축장력을 합한 총연축장력은 24.7g, 최대 강축장력을 합한 총강축장력은 123g이었으며, 세 개의 근을 동시에 수축시켰을

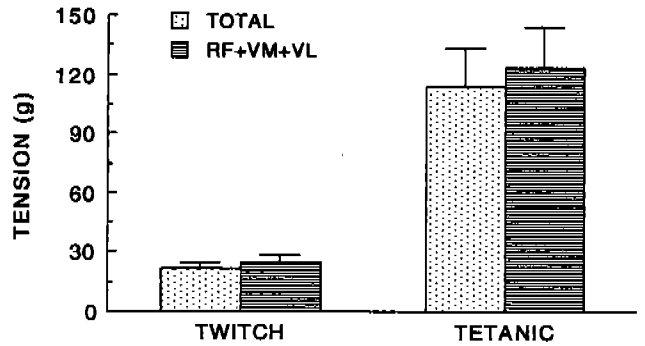


그림 4. 슬관절의 신근에서 공동근의 동시 수축시의 장력(TOTAL)과 각 근의 개별적 수축력의 합(RF + VM + VL)의 비교. RF, 대퇴직근; VM, 내측광근; VL, 외측광근.

Fig. 4. Comparison of synergistic tension(TOTAL) and sum of individual muscle tension(RF + VM + VL) in knee extensors. RF, rectus femoris; VM, vastus medialis; VL, vastus lateralis.

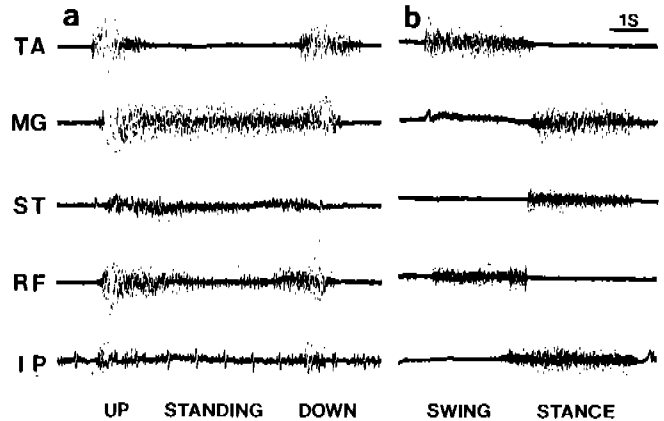


그림 5. 정상 성인에서 전경골근(TA), 내측비복근(MG), 반건양근(ST), 대퇴직근(RF), 장요근(IP)의 근전도. a, 일어설 때와 앉을 때; b, 보행시.

Fig. 5. EMG activities of tibialis anterior(TA), medial gastrocnemius(MG), semitendinosus(ST), rectus femoris(RF), ileopsoas(IP) in normal human subject. a, standing up and down; b, locomotion.

때 측정된 총연축장력 및 총강축장력은 각각 21.3g, 114g이었다. 따라서 공동근에서 동시 자극에 의한 근수축력은 각 근의 개별자극에 의한 수축력의 합보다 약하기 때문에 공동근을 동시 자극할 경우에는 보다 강한 전기자극이 주어져야 하겠지만 근본적으로 보다 낮은 자극강도로 정확한 동작을 수행하기 위해서는 공동근이라 할지라도 개별적으로 전기자극을 가하는 것이 효과적일 것으로 사료된다(Fig. 4).

4. 보행동작을 위한 전기자극 패턴의 설정

하지마비 환자에서 전기자극을 이용하여 보행작용을 가능토록하기 위해서는 정상인의 보행동작시 하지근의 근전도를 측정하여 이를 토대로 전기자극을 가할 수 있는 자극패턴을 설정하여야 한다. 정상 성인에서 복직근, 대둔근, 중둔근, 대퇴직근, 장요근, 반건양근, 외측광근, 전경골근, 비골근, 가자미근, 내측비복근 등으로 부터 앉아있는 자세에서 일어설 때, 그리고 보행동작 중에서 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)때의 근전도를 분석하였다. 앉아있는 상태에서 일어서는 동작에는 거의 모든 근의 활동성이 증가하였으며, 직립한 자세에서는 둔부의 근 및 신근들의 활동성이 증가하였으며, 직립상태에서 앉은 동작시도 일어서는 동작과 마찬가지로 모든 근의 활동성이 증가하였다. 보행동작 중에서 유각기 때에는 중둔근, 대퇴직근, 전경골근의 활동성은 증가하였으나, 장요근, 복직근, 대둔근, 반건양근, 내측비복근 등은 근활동성이 점차 감소하였다. 그리고 입각기 때는 앉은 자세에서 직립동작을 이루었을 때와 동일한 근활동성이 지속되었다. Fig. 5는 전경골근(TA), 내측비복근(MG), 대퇴직근(RF), 반건양근(ST) 및 장요근(IP)으로 부터 근전도를 기록한 것으로 일어서는 동작시에는 모든 근의 활동성이 증가하였으며 직립상태에서는 근활동성이 약간 감소하였고, 다시 앉은 동작에서는 근활동성이 증가함을 보여준다. 또한 보행동작의 유각기에는 전경골근과 대퇴직근의 활동성이 증가됨을 보여준다(Fig. 5).

정상 성인으로부터 보행동작시 근활동성의 크기와 지속시간을 중심으로 전기자극의 강도 및 시간을 나타내는 자극패턴을 설정하였다. 즉, 근활동성이 높은 곳에서는 자극강도를 강하게, 활동성이 낮은 곳에서는 자극강도를 약하게 조절함으로써 근활동성의 크기와 비례적으로 자극강도를 설정하였으며, 또한 근활동성의 출현 및 변화시기와 일치하게 자극시기를 설정하여 Fig. 6에 도시하였다. 일어서는 동작에서는 모든 하지근의 활동성이 점차 증가함으로써 자극강도를 비례적으로 증가시켰으며, 보행동작의 입각기에서는 직립동작의 근활동성이 일정하게 유지되기 때문에 자극강도를 일정하게 고정하였고, 유각기에서는 복직근(RA), 장요근(IP), 대둔근(GX), 반건양근(ST), 내측비복근(MG)은 활동성이 감소하기 때문에 자극강도를 점차 감소시켜 유각기 말기에는 자극이 주어지지 않도록 하였으며, 또한 중둔근(GD), 대퇴직근(RF), 전경골근(TA)은 활동성이 점차 증가함에 따라 자극강도를 점차 증가시켰다(Fig. 6).

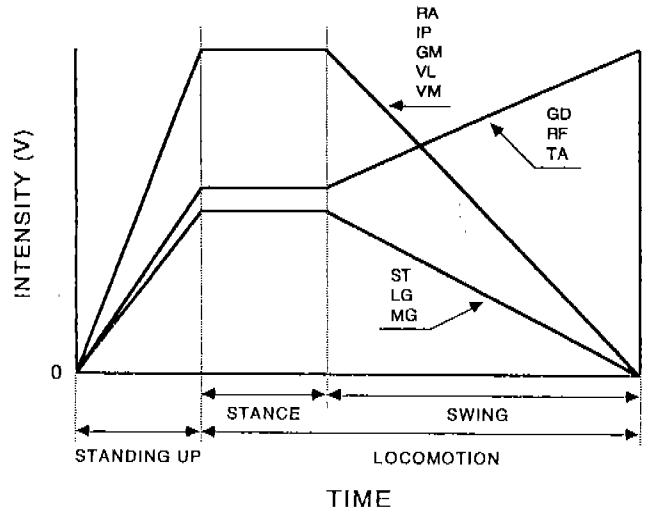


그림 6. 일어나서 보행동작 시 전기자극의 패턴. RA, 복직근; IP, 장요근; GM, 대둔근; VL, 외측광근; VM, 내측광근; GD, 중둔근; RF, 대퇴직근; TA, 전경골근; ST, 반건양근; LG, 외측비복근; MG, 내측비복근. 수직축은 자극강도를 나타내기 위한 것이며, 수평축은 자극기간을 나타내기 위한 것이다.

Fig. 6. Patterns of electrical stimulation in standing up and locomotion. RA, rectus abdominalis; IP, ileopsoas; GM, gluteus maximus; VL, vastus lateralis; VM, vastus medialis; GD, gluteus medius; RF, rectus femoris; TA, tibialis anterior; ST, semitendinosus; LG, lateral gastrocnemius; MG, medial gastrocnemius. Vertical axis represents the address for stimulation intensity, and horizontal axis represents the address for duration of stimulation.

5. 전기자극기의 제작 및 사용

1) 전기자극기의 개요

본 자극기는 IBM PC의 그래픽으로 디자인된 파형을 컴퓨터의 내부에 설치된 슬롯으로 출력시키고 이를 입출력 IC를 통하여 256 Kbyte의 기억 IC에 16개의 서로 다른 신호를 저장한 후 20 Hz 및 40 Hz의 주파수로 0.2ms의 펄스폭을 갖는 출력이 될수 있도록 기억 IC의 주소를 시분할하여 자료를 한개의 D/A converter에 인가시킨 후 다시 동기화하여 16개의 수집된 신호를 얻어서 증폭한 후 인체에 자극을 가할 수 있도록 구성되어 있다.

자극기의 간단한 block diagram은 Fig. 7과 같다. 1) IBM-PC는 80286 이상의 처리속도와 칼라모니터를 사용하여 프로그램 및 8255 출력을 제어하기 위한 요소이며, 2) 8255 PORT OUTPUT는 기억 IC에 주소 및 자료를 지정하기 위한 요소이다. 3) DATA OUTPUT는 기억 IC에 자료를 인가해 주기 위한 요소이며, 4) ADDRESS OUTPUT는 각각의 채널에 필요한 주소를 공급하기 위한 회로이고,

5) MULTIPLEXER는 제어신호가 컴퓨터 또는 주소의 제어권을 넘겨주는 회로이다. 6) MEMORY IC는 본 장치의 핵심적 요소로 1개의 256kbit 용량에 16개의 신호를 저장할 수 있도록 주소 A0-A3의 4bit는 채널선택용으로 사용하고 있으며, A4-A14는 각 채널별 주소를 바꾸어 줄 수 있도록 지도화되어 있다. 자료의 장시간 보관을 위하여 C-MOS S RAM을 사용하였다. 7) D/A CONVERTER는 기억 IC에서 출력된 16개의 신호를 시분할형식으로 받아들여 혼합된 아날로그 출력이 나타날 수 있도록 구성하였으며, 8) LEVEL SHIFT는 D/A Converter에서 신호의 offset voltage를 조정할 수 있도록 구성하였다. 9) GAIN CONTROL은 출력에서 필요한 전압의 크기만큼 증폭하기 위한 회로이며, 10) ANALOG SWITCH는 D/A converter에서 혼합된 출력의 파형을 각 채널별로 분배하여 원래의 파형이 펄스화되어 나타날 수 있도록 하기 위한 회로이고, 11) POWER AMP는 펄스전압의 신호를 전류 증폭하기 위하여 emitter follower 증폭한 것이다. 12) MATCHING TRANSFORMER는 전력증폭된 펄스성 신호를 인체에 적합한 임피던스로 변환시키고 직류전류의 성분을 차단하기 위한 요소이며, 13) 16CH OUTPUT는 펄스성 전압을 8채널씩 분할하여 출력시킨 요소이다. 14) FES TIME CONTROL CIRCUIT는 FES의 1주기 시간을 제어하기 위한 신호를 발생시키는 곳으로 이 회로의 주기를 변화시켜 줌으로써 동작의 시간을 제어할 수 있다. 15) INTERNAL ADD COUNTER는 기억의 자체 주소를 변환시키기 위한 회로로 10개의 address bit를 제어하고 있다. 16) CHANNEL SELECT CLOCK는 16개의 채널이 순서대로 선택될 수 있도록 시간을 발생시키는 것이며, 17) PULSE WIDTH CONTROL은 R-C발진에 의하여 발생된 5KHz의 신호를 16분주 및 8분주하고 이를 AND GATE 처리하여 pulse width = 0.2ms, 주기 T = 3.125ms와 1.56ms가 될 수 있도록 처리하여 각 채널에 공급함으로써  $3.125\text{ms} \times 16\text{CH} = 50\text{ms} = 20\text{Hz}$ ,  $1.56\text{ms} \times 16\text{CH} = 25\text{ms} = 40\text{Hz}$ 의 신호가 나올 수 있도록 제어하는 회로이다. 18) OUTPUT CHANNEL SELECT DECODER는 회로의 출력부에서 analog switch가 채널별로 작동될 수 있도록 switching time을 제어해 주는 회로이다. 19) MEMORY CH SELECTOR SWITCH는 컴퓨터에서 구성된 신호를 받아들일 때 사용자가 저장한 채널을 선택하는 요소이며, 20) MULTIPLEXER는 컴퓨터에서 구성된 신호를 받아들일 때 사용자가 저장할 채널을 선택한 경우 다른 주소회로는 차단하고 BCD SWITCH만 작동될 수 있도록 하기 위한 요소이다(Fig. 7).

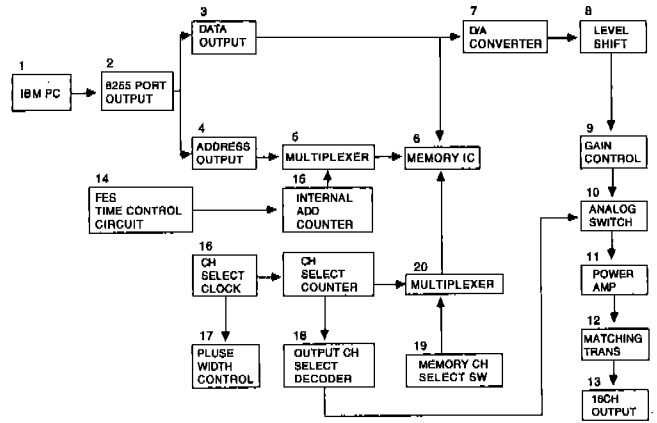


그림 7. 기능적 전기자극기의 블록도  
Fig. 7. Block diagram of FES stimulator

자극기의 프로그램은 TURBO C언어를 사용하여 한글 메뉴방식으로 작성하여 마우스를 이용하여 실행하도록 하였으며, 휴대용 자극기에 수행하고자 하는 동작을 저장시키기 위하여 PC상에서 16개의 파형을 작성하고 틀린 부분을 수정한 후 휴대용으로 전송하는 구조로 되어있다.

## 2) 임상적 사용

제 1, 2요추 손상으로 인한 하반신 마비로써 보행불능, 근위축, 강직성 수축 및 통증을 갖는 40세와 50세의 남자 환자 2명을 대상으로 본 연구에서 제작한 자극기를 사용하였다. 이들 환자에서 본 자극기는 보행동작을 할때 뿐만 아니라 근위축을 방지할 목적으로 앉았거나 누워있는 자세에서 하루 2~3시간 자극함으로써 근수축력을 증가시켰다. 4주동안의 전기자극에 의해서 족관절의 ankle clonus가 현저히 감소함으로써 강직성 수축이 감소되었으며, 8주 후에는 treadmill 훈련이 가능하였으며 (2m/sec), 전기자극에 의하여 일어나서 보조기에 의존한 보행이 가능하였다.

Fig. 8은 40세의 요추손상 환자로 손상 1년 후부터 전기자극을 시도하여 10개월 후의 보행자세를 보인것으로 본 병원에 처음 방문하였을 때 양측 하지의 족관절, 슬관절, 고관절에서 굴전 및 신전력이 모두 M<sub>0</sub>에 해당하였으며, 보조기에 의한 보행도 불가능하였다. 그러나 10개월 동안의 전기자극 후에 하지 각 관절의 수축력은 M<sub>2</sub>-M<sub>4</sub>로 향상되었으며 전기자극에 의해서 보조기의 지지에 의한 보행이 가능하였다(Fig. 8).



그림 8. 제 1, 2 요추손상으로 인한 40세의 하반신 마비환자로서 전기자극에 의하여 지지대상에서의 보행이 가능함을 보여준다.

Fig. 8. Photograph of 40 year male paraplegic patient caused by L<sub>1, 2</sub> injury. He can walk with functional electrical stimulation under supporting his body.

## 고 찰

생체내에서 장기간의 전기자극은 세포의 무기성 대사를 호기성 대사로 전환시켜 대사율을 증가시키고, 혈류량과 산소 소모량 및 포도당 소모량을 증가시키며 젖산의 생성을 감소시키는 효과를 갖는다<sup>16, 17</sup>. 이러한 전기자극의 효과는 중추신경계의 손상으로 인한 마비환자에서 근위축을 방지하고 혈액순환을 증가시킴으로써 욕창의 발생을 억제하며 또한 마비된 근의 운동기능을 복원시킬 목적으로 사용되고 있다<sup>3, 4, 5, 18</sup>. 그러나 근의 운동기능을 복원시키기 위한 전기자극에 의한 지속적인 근수축은 근의 전기자극에 대한 반응약화로 근피로 현상이 초래된다. 따라서 기능적 전기자극에 있어서는 기본적으로 근피로를 최소화시킬

수 있는 방안이 마련되어야 한다. 이러한 근피로 현상을 감소시키기 위해서는 각 근의 특성에 적합한 전기자극을 사용하는 것이 필수적이다<sup>15</sup>. 일반적으로 지근은 느린 수축 및 이완반응을 보이지만 강한 수축력을 갖는 특성을 지니며, 속근은 빠른 수축 및 이완반응과 비교적 약한 수축력으로 쉽게 피로현상을 갖는 것으로 알려져있다<sup>19, 20</sup>. 골격근의 이러한 특성은 본 연구에서 가자미근이 느린 수축반응과 높은 피로저항지수를 보임으로써 지근에 해당하였으며, 내측비복근과 대퇴사두근이 빠른 수축반응과 낮은 피로저항지수를 갖는 속근의 특성을 보이는 결과와 일치하였고, 세가지의 근 중에서 지근인 가자미근의 수축력이 가장 약한 이유는 수축력이 활동연결교(active cross bridge)의 숫자 즉 근원섬유의 양과 비례한다는 점을 고려할 때<sup>21</sup> 해부학적으로 가자미근이 가장 작기 때문이다<sup>22</sup>. 따라서 각 근에서 피로현상을 감소시킬 수 있는 적합한 자극조건을 추구하기 위하여 2분 동안 강축자극에 의한 피로저항지수를 중심으로 관찰한 결과 지근인 가자미근은 0.2 ms와 20 Hz, 속근인 내측비복근과 대퇴사두근은 0.3 ms와 40 Hz가 가장 적합한 자극조건임을 보임으로써 Handa 등<sup>5, 10, 11</sup>이 근의 특성에 관계없이 모든 근에서 0.2 ms와 20 Hz의 자극조건을 사용하는 것과는 차이를 보였다. 그러나 Cotter와 Phillips<sup>23</sup>는 전경골근에서 20 Hz의 전기자극을 30일 이상 계속하면 속근섬유의 구성비율이 감소하고 지근섬유의 비율이 증가하여 근의 기계적 수축특성이 변화됨을 보고함으로써 가능한 범위내에서 근피로 현상을 감소시키고 근의 특성을 유지하기 위해서는 각 근의 특성에 알맞는 자극조건을 부여하는 것이 합리적일 것으로 생각된다.

본 연구에서 설정된 자극조건을 이용하여 대퇴직근, 외측광근 및 내측광근을 동시에 전기자극 하여 얻은 강축장력이 각 근의 강축장력의 합보다 작은 결과를 보임으로써 기능적 전기자극을 이용할 경우에는 같은 기능을 갖는 공동근을 동시에 자극할 때는 개별적으로 자극할 때보다 높은 자극강도를 사용하는 것이 강한 수축력을 발생할 수 있음을 의미한다.

보행동작을 위한 전기자극 패턴을 작성하기 위하여 정상인으로부터 보행동작시에 기록한 하지근의 근전도에서 앉아있는 자세에서 일어서거나 또는 직립자세에서 앉을 때는 거의 모든 근의 활동성이 증가하였다. 또한 보행동작의 입각기는 직립자세와 동일한 활동성을 보였으나 유각기에서는 중둔근, 대퇴직근 및 전경골근의 활동성은 증가하였으나 나머지 근은 대부분 감소하였다. 그러나 본 실험에서는 표면전극을 이용하여 근전도를 측정하였기 때문에



심층부 근의 활동성을 측정할 수 없었으며 또한 표층부의 근이라 할지라도 각 근으로부터의 선별적인 활동성을 측정할 수 없는 단점을 내포하고 있으나 이를 토대로 하여 자극패턴을 설정하였다. 정상인의 근전도를 중심으로 자극패턴을 작성할 때는 실제 근전도와는 약간의 차이를 줌으로써 자연스러운 동작이 이루어지도록 하였다. 즉, 앉아 있는 자세에서 일어설 때와 같은 동작을 시작할 때는 근활동성이 기본점에서부터 점차 증가되는 패턴으로 작성함으로써 점진적으로 일어설 수 있도록 하였으며, 직립자세에서는 일정한 자극강도가 주어짐으로써 근의 수축력이 일정하게 유지되도록 하였다. 또한 유각기 동안에는 중둔근, 대퇴직근, 전경골근을 제외한 근들은 자극강도를 점차 감소시킴으로써 근활동성이 점차 감소되도록 하였다. 그러나 이러한 자극패턴은 정상적인 보행동작을 가능케 하는것이라기 보다는 기본적인 동작만을 수행토록 하는것에 불과하였다.

본 연구에서 제작한 자극기는 개인용 컴퓨터에서 자극패턴을 작성하여 이를 휴대용 자극기에 입력시키는 것이다. 개인용 컴퓨터에서 자극패턴을 작성할 때는 마우스를 이용하기 때문에 복잡한 형태의 파형도 쉽게 만들 수 있는 장점을 가지고 있으며, 또한 만들어진 패턴을 휴대용 자극기로 전송할 때는 최대 16채널의 자극패턴을 개인용 컴퓨터로부터 동시에 휴대용으로 입력시키므로써 Handa 등<sup>9)</sup>이 제작한 자극기보다 편리한 점을 가지고 있다. 즉 Handa 등은 개인용 컴퓨터에서 한 채널씩 자극패턴을 작성하면 이를 하나씩 각각 휴대용으로 전송하기 때문에 복잡하고 많은 시간을 요구한다. 그러나 Handa 등은 일정한 자극패턴을 작성하고 이를 각 환자에서 적합하게 자극강도를 단계적으로 조절할 수 있는 장점이 있는 반면 본 자극기는 자극강도를 단계적으로 쉽게 조절할 수 없기 때문에 다시 패턴을 만들어야 하는 단점을 가지고 있다. 또한 크기에 있어서  $20 \times 14 \times 4$ cm이며 무게는 1100g으로 Handa 등에 비하여 약간 크며 ( $15 \times 9 \times 4$ cm) 무게는 2배정도 무거운 단점을 가지고 있다. 그렇지만 본 자극기는 첫 시작품으로써 앞으로 많은 점을 개선할 수 있는 가능성을 가지고 있다.

요추손상에 의한 하반신 마비환자에게 본 자극기를 사용하여 처음에 근수축력을 강화시킨 결과 근위축이 회복되었으며, treadmill을 이용한 물리치료가 가능하게 되었고 혼자서 앉아 있을 정도로 호전된 후 보행동작을 시도하였다. 양측 지지대를 잡고 자극기에 의하여 일어섰으며 지지대를 잡는 자세에서는 불완전하지만 보행동작이 가능하였다. 하반신 마비환자에서 단순한 치료용 전기자극에 의

하여 근위축현상이 회복되어 근수축력이 증가되는 점은 생체에 미치는 전기자극의 효과로 설명할 수 있으며<sup>16, 17, 20)</sup>, 표면전극을 이용한 전기자극보다는 본 연구에서 시행한 경피성 전기자극(percutaneous electrical stimulation)이 심층부의 근까지 수축시킬 수 있기 때문에 더욱 효과적인 것으로 사료된다. 그러나 본 자극기에 의한 보행기능은 많은 문제점을 내포하고 있었다. 첫째, 가능한 범위내에서 많은 근들이 보행동작에 참여 할 수 있도록 많은 근에 전극을 삽입하여야 하고, 둘째, 장기간 마비된 근으로 보행동작을 할 경우에는 정상인의 보행동작시 나타나는 근전도반응을 기준으로 설정한 자극패턴은 적합치 못한 점이 있으며, 셋째, open-loop feedback system으로 보행이 이루어지기 때문에 동작의 유연성이 없고 연결성이 부족한 단점들이 있었다. 따라서 앞으로는 가능한 범위내에서 심층부 및 체간의 근까지 보행동작에 관여하는 많은 근에 전기자극이 주어질 수 있도록 하여야 하며, 환자 개개인의 특성에 알맞는 자극패턴이 작성되어야 하고, 보다 자연스럽고 연속적인 동작을 위해서는 closed-loop feedback system의 개발 및 근피로 현상을 더욱 감소시킬 수 있는 방법이 연구되어야 할 것으로 사료된다.

## 결 론

중추신경계 손상으로 인한 하반신마비 환자에서 보행기능을 복원시키기 위한 전기자극법을 개발하기 위하여, Sprague-Dawley계의 흰쥐를 대상으로 근의 수축특성에 따른 속근과 지근에서 피로현상을 감소시키고 효과적인 수축을 초래할 수 있는 적합한 자극조건을 설정하였으며, 정상인의 보행동작시 근전도를 분석하여 전기자극패턴을 작성하였다.

근의 수축특성에 의하여 하지근에서 가자미근은 지근에 속하였고, 내측비복근, 대퇴직근, 내측광근 및 외측광근 등은 속근에 해당하였다. 근의 특성에 적합한 전기자극조건은 지근에서 0.2ms, 20Hz, 속근에서 0.3ms, 40Hz이었다. 공동근을 동시에 전기자극 할 경우에는 개별적으로 자극할 때에 비해서 높은 자극강도가 요구되었다. 정상인의 보행동작시 발생한 근전도를 분석하여 환자에게 사용할 전기자극패턴을 설정하여 휴대용 자극기에 저장하였다. Microprocessor를 이용하여 환자에게 사용할 수 있는 16채널의 휴대용 전기자극기를 제작하였으며, 요추손상으로 인한 하반신 마비환자에서 전기자극기를 사용하여 지지대에서 보행동작이 가능토록 하였다.

참 고 문 헌

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 Hertzling & HC Spaty. 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 stimulation 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: *Functional 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 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 1989; 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. Cummings J: *Electrical stimulation of healthy muscle*. In: *Clinical electrotherapy*, edited by RM Nelson & DP Currier, Appleton & Lange, California, pp81-96, 1987
18. Park BR, Kim MS, Kim SG, Kim HK, Kim SS: *Effect of intermittent electrical stimulation on muscle atrophy in hindlimb suspended rats*. Proc 1st Intern FES Symp, Japan, pp23-229, 1992
19. Fell RD, Gladden LB, Steffen JM, Masacchia XJ: *Fatigue and contraction of slow and fast muscles in hypokinetic/hypodynamic rats*. J Appl Physiol 1985; 58: 65-72
20. Guyton AC: *Textbook of medical physiology*. WB Saunders Co, Philadelphia, pp67-86, 1991
21. Fitts RH, Holloszy JO: *Effects of fatigue and recovery on contractile properties of frog muscle*. J Appl Physiol 1978; 45: 899-902
22. Clements CD: *Gray's anatomy*. Lea & Febiger, Philadelphia, pp562-563, 1985
23. Cotter M, Phillips P: *Rapid fast to slow fiber transformation in response to chronic stimulation of immobilized muscle of the rabbit*. Exp Neurol 1986; 93: 531-54
24. Park BR, Cho JS, Kim MS, Chun SW: *Effects of intermittent sciatic nerve stimulation on the soleus and medial gastrocnemius muscle atrophy in hindlimb suspended rats*. Kor J Physiol 1992; 26: 159-166