일 측 마 비 환 자 의 전 기 자 극 에 의 한 보 행 기 능 의 회 복

0
정 동 명 *, 박 병 림 **, 김 상 수 **, 이 창 훈 ***, 홍 승 홍 ***
원광대학교 전자공학과 *, 의과대학 **, 인하대학교 전자공학과 ***

(ELECTRICAL STIMULATION FOR THE RESTORATION OF GAIT FUNCTION IN HEMIPLEGIC PATIENTS)

(D.M.Jeong *, B.R.Park **, S.S.Kim **, C.H.Lee ***, S.H.Hong ***)
(Dept. of Electronics *, School of Medicine **, WonKwang Univ., Dept. of Electronics ***, Inha Univ.)

** Abstract **

In order to restore the gait function by functional electrical stimulation(FES) in hemiplegic patients, an electrical stimulator and foot sensor were developed on the basis of optimal parameters which resulted from animal experiments.

Physical properties of the soleus muscle were quite different from those of themedial gastrocnemius muscle, that is, the former had a characteristic of slow muscle and the latter had a characteristic of fast muscle in rats. Optimal parameters for electrical stimulation were 0.2ms of pulse width and 20Hz of frequency in the soleus muscle and 0.3ms, 40Hz in the medial gastrocnemius muscle. Amplitude modulated electrical stimulator with -15V of maximal output was made and automatic on-off time of the stimulator was 5 seconds. The foot sensor composed of 3 sensors in 3 pressure points of the foot was made in order to control the gait function by closed loop feedback system. The gait function was improved by using the stimulator and foot sensor in peroneal palsy.

These results suggest that the electrical stimulator with closed loop feedback system may restore the gait function in hemiplegic patients.

Ⅰ. 서 론

뇌졸중이나 산업재해, 교통사고 등의 여러가지 원인에 의해 중추신경계가 손상을 받게되면 하지마비 현상이 일어나게 된다. 이와 같은 보행장해 환자들은 장기간의 약물복용이나 물리치료 등 여러가지 치료법을 실시하여 기능의 회복을 시도하고 있지만 일정한 한계 이상으로 증세가 호전되지는 않는다.

〈 본 연구는 1991년도 한국과학재단 연구비 지원(911-0408-069-1)에 의한 것임. 〉

이에 따라 최근에는 중추신경계의 손상으로 인한 마비된 근의 치료를 위하여 전기자극법이 이용되고 있으며, 특히 마비된 상지나 하지의 운동기능을 인위적으로 복원시키기 위한 목적으로 기능적 전기자극(Functional Electrical Stimulation: FES) 방법이 개발되어 이들에게 적용되고 있다[2,4,5,12,14].

기능적 전기자극은 마비된 근을 지배하는 신경의 운동점(motor point)에 매립형 전극을 외과적 방법으로 삽입하고 여기에 외부로 부터 중추의 명령과 유사한 전기자극을 가하여 근을 수축시키는 방법으로 임의의 기능에 필요한 자극패턴으로 각 근을 자극함으로써 일정한 동작을 인위적으로 수행할 수가 있다[6,13]. 마비된 근을 매립형 전극을 이용하여 수축이완 시킬경우 표면자극 보다 자세한 동작이 가능하고 소비전력면에서도 유리하지만 어느 방법이든 근력이 약화된 대부분의 환자에 대한 연속적인 근수축은 근의 피로를 초래하여 외부의 전기자극에 의해서도 수축반응을 나타내지 않는다. 이와 같이 마비된 근에서 기능적 전기자극 중에 초래되는 근피로를 최소화하기 위한 방법으로 마비된 근에 펄스폭 뿐만 아니라 자극시간 까지 변조시켜서 주기적인 전기자극으로 수축시키므로써 근의 위축현상을 감소시키고 수축력을 증가시키는 방법으로 치료적 전기자극(Therapeutic Electrical Stimulation: TES)이 선행되기도 한다[4,5].

전기자극에 의한 근피로현상을 감소시키고 수축력을 증가시키기 위해서는 마비된 근에 적합한 전기자극을 이용하여 각 근의 특성을 유지시킬 수 있어야 한다. 일반적으로 골격근은 근피로 현상에 대한 저항력이 강하며 느린 수축반응을 보이는 지근(slow muscle)과 피로현상에 약하면서 빠른 수축반응을 보이는 속근(fast muscle)으로 구별된다[16]. 따라서 근의 특성에 적합한 전기자극 조건이 주어져야만 근피로를 효과적으로 감소시킬 수 있으며 근의 특성을 유지할 수 있을 것이다. 또한 현재까지 이용되고 있는 기능적 전

기자극은 설정된 자극에 의해서만 동작이 수행되기 때문에 근수축의 강도 및 수축시간 등이 제어될 수 없는 단점을 가지고 있다.

본 연구에서는 실험동물을 통하여 지근과 속근에 다양한 전기자극 조건을 부가하였을 때 근피로 현상을 효과적으로 감소시키고 근특성을 유지시킬 수 있는 적합한 전기자극 조건을 추출하며, 또한 중추신경계의 손상에 의하여 보행장해를 갖는 환자에게 자유로운 연속보행을 가능토록 하기 위하여 발압력 감응기를 이용한 동기식 궤환제어방식(closed loop feedback system)의 전기자극기를 개발하여 임상에 적용하였다.

II. 실 험 방 법

이상적인 자극 파라메터를 추출하기 위한 실험으로는 체중 250g 내외의 건강한 흰쥐(Sprague-Dawley)를 암수의 구별없이 사용하였으며 근장력의 기록은 흰쥐의 복강내에 Sodium pentobarbital 40mg/kg를 주입하고 필요에 따라 추가 투여하는 방법으로 마취한 후 하지에서 피부를 절개하여 경골신경과 가자미근 및 내측비복근을 각각 노출하였다. 자극용 백금전극을 경골신경에 연결하여 구형파 전기자극을 가하였으며 가자미근과 내측비복근의 부착부위를 둥장성 장력변환기에 연결하여 Polygraph(Grass 7E)상에 근장력을 기록하였다. 근의 특성을 추출할 목적으로 연축자극을 가하여 수축시간, 절반이완시간 및 최대연축장력을 측정하였다. 또한 적합한 전기자극 조건을 추출하기 위하여 2분동안 강축자극을 가하였을 때 자극초기의 수축력과 자극말기의 수축력을 비교하여 피로지수(FI)를 구하였으며 이 수치가 높을수록 근피로가 낮은 것으로 간주하였다.

근활동성의 기록 방법은 하지마비 환자들 중에서 치료과정에 따른 상태를 판정할 목적으로 가자미근, 비복근 및 경골근등에 표면전극을 부착하여 Polygraph(San-ei)상에 보행중의 근활동성을 기록하였다.

실험동물의 전기자극 방법은 노출된 경골신경에 자극용 백금전극을 연결한 후, 구형파전기자극을 가하였다. 근의 특성에 따른 적합한 자극조건을 추출하기 위하여 흰쥐의 가자미근과 내측비복 근의 강축장력을 기록하였다. 가자미근의 강축장력을 기록하기 위하여 초최대자극강도(supramaximal intensity)에서 펄스폭을 0.2ms로 고정하고 10Hz- 40Hz의 주파수 자극을 가하여 적합한 주파수를 결정하였으며, 최적의 펄스폭을 결정하기 위하여 50us-2ms의 자극을 가하였다. 내측비복근은 0.3ms 펄스폭에서 20-70Hz의 주파수 자극을 가하여 적합한 자극조건을 추출하였다.

환자의 전기자극 방법으로는 동물실험에서 얻어진 파라메터를 기준으로 전기자극기를 제작하여 보행장해를 갖는 하지마비 환자에게 사용하였다. 치료용전극[3]을 비골의 근위부로 부터 5cm 가량의 하부에서 비골신경에 접근하여 삽입하였다. 전기자극기를 전극에 연결하여 하루 6회 30분씩 주기적 자극을 가하였으며, 보행시에는 Stance phase에서 발뒤꿈치가 먼저 지면에 닿도록 하기 위하여 발바닥에 감응기를 부착하여 동기식 궤환제어방식에 의한 보행이 이루어지도록 하였다.

III. 실 험 결 과

1. 지근과 속근의 기계적 특성

지근과 속근의 수축반응에 대한 기계적 특성을 추출하기 위하여 경골신경을 전기자극하였을 때 지근섬유로 구성된 가자미근과 속근섬유로 구성된 내측비복근의 수축반응을 관찰하였다. 그림.1과 표.1에 도시한 바와 같이 단일충격의 전기자극에 의한 연축반응에서 수축시간은 가자미근이 내측비복근보다 2.4배 연장 되었으며, 절반이완시간은 가자미근이 내측비복근보다 3배 연장됨으로써 근의 속도특성(speed related property) 측면에서 가자미근은 느린 반응을, 내측비복근은 빠른 반응을 보였다. 또한 근 전체의 최대연축장력은 내측비복근이 가자미근보다 2.3배 강하였으나 근의 단위무게당 최대연축장력은 가자미근이 내측비복근보다 2배 강하였다. 경골신경을 2분동안 연속자극했을 때 나타난 강축반응은 양 근에서 현저한 차이를 보였다. 가자미근은 2분동안 거의 일정한 수축장력 을 유지하였으나, 내측비복근은 수축장력이 점차 감소하였다. 근 전체의 최대강축장력은 가자 미근이 1.5배 강하였으나 근의 단위무게당 최대강축장력은 가자미근이 내측비복근보다 3.2배 강하였다. 또한 피로지수는 가자미근이 0.93으로 2분동안의 강축자극 동안 수축장력이 거의 변하지 않은 반면에 내측비복근은 0.34로 강축자극에 의하여 현저한 피로현상을 보였다. 따라서 가자미근은 느린 수축반응을 보이지만 오랜동안 수축력을 일정하게 유지할 수 있는 특성을 가지고 있으며, 내측비복근은 빠른 수축반응을 보이며 쉽게 근수축력이 감소되는 특성을 가지고 있음을 알 수 있었다.

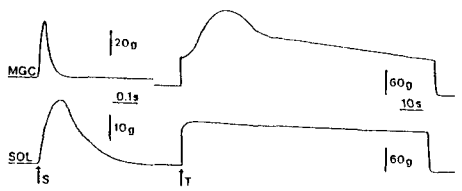

Fig. 1. Records of isometric twitch and tetanic contractions from medial gastrocnemius muscle(MGC) and soleus muscle(SOL) in rats. S, single shock; T, tetanic stimulation for 2 minutes. Contractions were elicited by 1V, 0.3ms, 40Hz in medial gastrocnemius muscle and 1V, 0.2ms, 20Hz in soleus muscle.

그림 1. 내측비복근과 가자미근의 연축장력 및 강축장력

Table 1. Mechanical properties of contraction in the medial gastrocnemius muscle and the soleus muscle of rats

	MGC	SOL
Wt (%BW)	0.246±0.005	0.053±0.001
CT (ms)	29±0	66±1
HRT (ms)	20±0	59±1
Pt (g)	65±2	28±1
(g/g,MW)	105±4	216±6
Po (g)	168±5	115±3
(g/g,MW)	277±7	885±16
FI	0.34±0.02	0.93±0.01

MGC, medial gastrocnemius muscle; SOL, soleus muscle; Wt(%BW), percent weight of muscle to body weight; CT, contraction time; HRT, half relaxation time; Pt(g), twitch tension of whole muscle; Pt(g/g, MW), relative twitch tension to muscle weight; Po(g), tetanic tension of whole muscle; Po(g/g, MW), relative tetanic tension to muscle weight; FI, fatigue index. Values are means ±SE. The number of rats in each group is 10.

표1. 흰쥐의 내측비복근과 가자미근의 수축에 대한 기계적특성

2. 지근과 속근에 대한 적합한 자극조건

마비된 근에서 전기자극을 이용한 근수축으로 지속적인 동작을 수행할 경우 쉽게 근의피로현상이 초래되기 때문에 지속적인 동작을 수행하기 위해서는 근피로를 감소시킬 수 있는 방법을 도모해야 하며, 이를 위해서 근의 특성에 따라 적합한 전기자극 조건을 설정하여야 한다. 전기자극 조건의 파라메터는 구형파 자극으로써 자극강도, 펄스폭 및 주파수 등으로써, 자극강도는 초최대강도를 사용하였으며, 펄스폭은 가자미근과 내측비복근에서 0.5-2ms범위에서, 그리고 주파수는 가자미근에서 10-40Hz, 내측비복근은 20-70Hz 범위에서 각각 2분동안 강축자극하였을 때 근피로지수를 중심으로 설정하였다.

주파수의 변화에 따른 강축장력을 관찰할 때 가자미근은 10Hz에서 수축력이 매우 약하였고 30Hz와 40Hz는 초기에 강한 수축력을 보였으나 시간의 경과에 따라 수축력이 감소되어 근피로 지수가 각각 0.88, 0.80으로 피로현상이 나타났다. 그러나 20Hz는 수축력이 2분동안 거의 일정하게 지속됨으로써 적합한 주파수임이 확인되었다. 내측비복근은 20Hz에서 가장 약한 수축력을 보인 반면 50Hz와 70Hz는 피로현상이 강하게 출현하였다. 그러나 40Hz는 비교적 안정된 수축력을 지속함으로써 적합한 주파수로 결정하였다. 이러한 결과를 그림.2에 도시하고 있다.

적합한 펄스폭을 설정하기 위하여 가자미근에서 0.5ms를 이용하였을 때 매우 낮은 수축장력을 보였으며 2ms는 자극초기에 수축력이 현저히 감소되었다. 또한 0.3ms-1ms는 시간의 경과에 따른 수축력의 감소를 보였으며, 0.1ms도 약간 감소되는 경향을 보였으나 0.2ms는 2분동안 비교적 안정된 수축력을 유지하였다(Fig.2-c). 그리고 내측비복근은 0.5-2ms의 범위에서 뚜렷한 수축력의 차이를 관찰하기 곤란하였으나 0.3ms에서 비교적 안정된 반응을 보였다. 이는 내측비복근이 속근이기 때문에 쉽게 피로현상이 초래되는 것으로 생각된다.

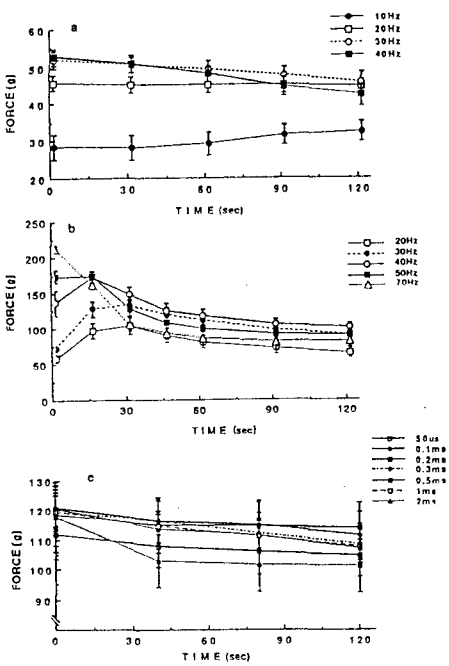

Fig. 2. Time dependent changes of muscle force in various stimulus parameters. a, pulse width and amplitude in soleus muscle were 0.2ms and -1volt, respectively; b, pulse width and amplitude in medial gastrocnemius muscle were 0.3ms and -1volt, respectively; c, amplitude and frequency in soleus muscle were -1volt and 20Hz, respectively. The number of rats in each parameters is 7. Values are means ±SE.

그림 2. 다양한 전기자극여건에 의한 근장력의 시간경과에 따른 변화

3. 동기식 궤환제어방식 전기자극기의 제작

동물실험의 결과를 바탕으로 자극주파수를 20-40Hz, 펄스폭을 0.2-0.4ms의 가변형으로 자극패턴을 결정하였으며, 전류는 50mA 이하이며 전압은 -15V 이하에서 진폭변조 방식를 이용하여 5초 간격으로 ON-OFF되는 자극기를 설계하였다. 이의 블럭도를 그림3에 도시하고 있다. 또한 이러한 구형파

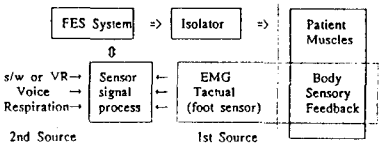

Fig. 3. Block diagram of closed loop FES system.

그림 3. 동기식 궤환제어방식의 기능적 전기자극 시스템 블록도

자극은 그림 4-a에서와 같이 출력의 시작부와 종료부에서 급격한 레벨의 변화로 근의 자극 주기마다 충격적인 수축과 이완현상이 일어나 안정감이 결여되기 때문에 적분기를 이용하여 레벨의 점진적인 상승과 하강으로 150-200ms 이내에 최고치와 최저치에 이르는 전체적인 리듬패턴을 만든 후(그림.4-b) 아날로그 스위치에 입력하여 주파수와 펄스폭이 조정된 비안정 멀티바이브레이터 출력으로 스위칭함으로써 그림.4-c와 같은 변조파형을 생성하였으며, 전류 이득단을 거

친 다음에 아이솔레이터에 입력되며, 이는 직류성분에 의한 근섬유의 화학변화를 막고 시스템과 인체를 전기적으로 절연시켜서 안전성을 확보하기 위한 것으로 결국 그림.4-d와 같은 진폭변조방식의 Truncated exponential wave를 출력한다. 또한 전체 자극시간은 단안정멀티가 비안정멀티를 가동시켜서 30분 정도를 제한하도록 하였다.

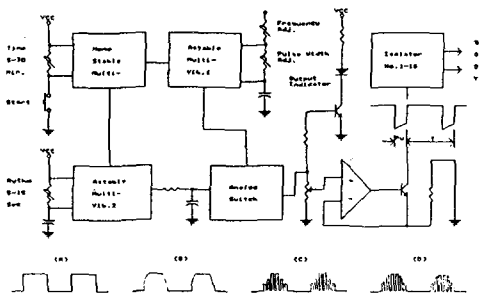

Fig. 4. Circuit diagram of electrical stimulator.

그림 4. 전기자극기의 회로도

발 센서는 그림.5와 같이 설계하여 보행장해 환자에서 보행기능을 복원시킬 목적으로 개발한 것이며 센서는 도전성 고무를 이용하여 체중의 압력에 따라서 부성저항을 갖도록 제작한 후 개인별로 발의 크기와 압력이 집중되는 3점(1st sensor:뒤꿈치, 2nd sensor:엄지발가락쪽, 3rd sensor:새끼발가락쪽)을 측정하여 신발창에 매립하고 ADC에 인터페이스 시켰다.

이에 따라 1st sensor가 ON되면 보행사이클은 Heel-contact 상태가 되고 2nd나 3rd sensor 중 하나가 1st sensor와 동시에 ON되면 Foot-flat 상태가 되며, 1st sensor만 OFF되면 Heel-off 상태가 되며 모든 Sensor가 OFF되면 Toe-off 상태인 Swing phase가 되므로 환자의 보행속도나 정지 등에 따른 별도의 제어명령 없이 보행상태에 동기된 자극패턴을 각각의 근에 출력할 수 있게 된다.

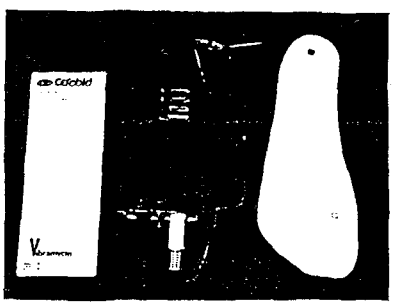

Fig. 5. Electrical stimulator and foot sensor for gaiting. Microsensor in footplate detects pressure and regulate the stimulator by closed loop feedback system.

그림 5. 보행기능을 위한 전기자극기와 발의 압력감응기

4. 전기자극기의 임상적 응용

본 연구에 의하여 제작된 자극기를 일측 하지마비환자에게 사용하였다. 제 1예는 원인불명의 뇌질환으로 좌측 비골신경마비(peroneal palsy)를 갖는 23세의 여자 환자로 보행시 왼발이 뒤꿈치보다 발가락 부위가 먼저 지면에 접촉하며 발목관절의 배측굴전 (dorsiflexion)이 불가능하여 정상적인 보행을 할 수 없었다. 이 환자에게 비골의 근위부로 부터 5cm 하방에서 비골신경에 전극을 삽입하여 (-)자극용으로 하였으며, 공통전극은 좌측 둔부에 삽입한 후 1일 30분씩 6회 전기자극을 가하였다. 초기에는 -3~-5V, 0.2ms, 20Hz의 자극조건으로 주로 비골근을 수축시켰으며, 5주후 근력검사(muscle power test)에서 배측 굴전력이 M-3로 증가되어 거의 정상치에 접근하였다. 또한 그림.6의 EMG에서 볼 수 있는 것과 같이 하지의 간헐성 경련이 전기자극 후 현저히 감소되었다.

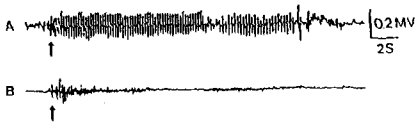

Fig. 6. EMG activities of left soleus muscle by backward pushing of ankle (ankle clonus) in hemiparetic patient. A, before electrical stimulation; B, 5weeks after electrical stimulation of peroneal nerve; ↑, backward pushing of ankle.

그림 6. 일측 마비환자의 발목관절에서 간헐성 경련에 대한 좌측 가자미근의 근활동성

제 2예는 그림.7과 같이 모야모야질환(Moya moya disease)으로 우측 편마비를 갖는 18세 여자환자였으며 하지의 증상은 제 1예와 유사하였으나 훨씬 심한 정도로 보조기에 의해서 보행이 가능하였다. 이 환자의 비골신경에 전극을 삽입하고 보행시에는 발 센서가 부착된 자극기를 연결하였다. 보행시 우측 발이 지면에 도달하면 비골근과 전경골근(anterior tibialis)이 수축하여 발목 관절이 거상된 상태로 착지하게 되므로 발뒤꿈치가 앞쪽보다 먼저 지면에 도달하여 거의 정상적인 보행형태를 유지시킬 수 있었다.

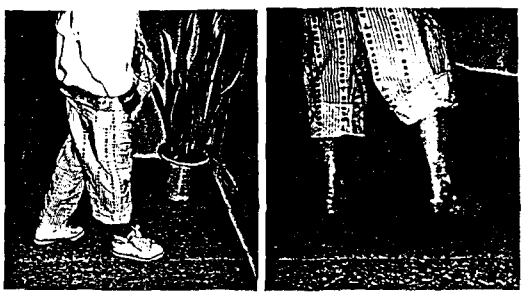

Fig. 7. Gaiting without foot sensor(a) and with foot sensor(b) in hemiplegic patient.

그림 7. 일측 마비환자에서 발의 압력감응기를 착용했을 때(a)와 하지 않았을 때(b)의 모습

Ⅳ. 고 안

중추신경계의 손상은 그 이하 부위에서 운동 및 감각기능의 상실을 초래하지만 운동기능의 상실로 인한 근의 마비, 위축등은 기본적인 일상생활을 영위할 수 없도록 한다. 이러한 경우에 근위축 및 욕창 등을 방지하고 마비된 운동기능을 회복시킬 목적으로 치료적 및 기능적 전기자극이 연구되기 시작하였다[5,7,8,9]. 전기자극은 마비된 근의 지배신경에 전극을 삽입하여 단순한 근수축을 위하여 주기적으로 자극하는 TES와 동작을 가능케하는 FES이 있으나 이들은 모두 생체에서의 신호전달이 전기현상이라는 점을 착안한 것이며, 이외에도 전기가 생체내에서 무기성대사를 호기성대사로 전환시켜 대사율을 증가시키고, 혈류, 산소소모량 및 포도당 소모량을 증가시키며 젖산의 생성을 감소시키는 등의 효과를 이용한 것이다[1]. 그러나 마비된 근을 전기자극하여 지속적으로 수축시킬 경우에 전기자극에 대한 반응의 약화 및 소실이 초래되어 근피로 현상을 나타낸다.

이러한 근피로 현상을 감소시키기 위해서는 각 근의 특성에 적합한 자극을 주어야만 한다[3]. 일반적으로 지근은 느린 수축 및 이완반응을 보이고 강한 수축력을 가지며, 속근은 빠른 수축 및 이완반응과 비교적 약한 수축력으로 쉽게 피로현상을 보이는 본 실험결과는 다른 연구자들의 결과와 일치하였다[2,8]. 따라서 각 근에 대한 적합한 자극조건은 지근에서 0.2ms와 20Hz, 속근에서 0.3ms와 40Hz를 나타냄으로써 Handa 등[4,5,6]이 근의 특성을 무시하고 모든 근에서 0.2ms와 20Hz의 자극조건을 이용하는 것과는 차이점이 있다.

위와 같은 각 근의 특성을 고려하여 현재 본 연구실에서 사용 중인 치료용 전기자극기[10,11]를 바탕으로 새로운 전기자극기를 개발하여 사용한 결과 비교적 좋은 치료효과를 얻을 수 있었다. 또한 동기식 궤환제어방식을 이용하여 보행속도를 자유롭게 조절하기 위하여 발 센서를 제작하였으며 이를 보행장해 환자에게 사용한 결과 일반보행 및 속보등이 가능하였으며 센서를 부착한 신발창을 양말속에 넣었을 경우에는 실내와 실외에서도 사용할 수 있었다. 그러나 장기간의 병력을 갖는 환자는 체중을 지탱하는 발의 압점부위가 정상인과 차이를 보였기 때문에 각 환자에 적합한 압점부위를 선택하여 센서를 부착해야 하는 난점을 가지고 있으며, 치유과정 중에 교정으로 인한 압점의 위치 변동을 고려해야 하고, 반영구적 수명을 갖는 발센서의 개발이 요구되었다.

중추신경계의 손상에 의한 상실된 운동기능은 복원되지 않는다고 하지만[17] 치료적 전기자극을 가할 경우 운동신경 뿐만 아니라 감각신경도 동시에 자극되기 때문에 손상된 중추부위에 자극이 주어질 것이며, 이는 손상부위에 어떠한 영향을 줄 수 있을 것으로 기대되지만 신경학적 측면에서 활발한 연구가 요구된다. 또한 공학적 측면에서는 보다 간편하고 휴대하기 용이한 다채널의 소형자극기가 요구되어 개발 중에 있다.

Ⅴ. 결 론

중추신경계의 손상으로 인한 보행장해 환자에서 기능적 전기자극으로 보행기능을 복원시키기 위하여 각 근에 적합한 전기자극 조건을 설정하였으며, 이를 토대로 전기자극기와 발 센서를 개발하고 체중 250g 내외의 흰쥐를 대상으로 가자미근과 내측비복근의 수축에 대한 물리적 특성을 추출하여 가자미근은 지근의 특성을, 내측비복근은 속근의 특성을 확인하였다.

적합한 전기자극 조건은 가자미근에서 0.2ms, 20Hz이었으며, 내측비복근은 0.3ms, 40Hz 이었다. 임상실험을 위하여 자극주파수 20-40Hz, 펄스폭 0.2-0.4ms와 최대출력전압 -15V이며, 5초 주기로 ON-OFF되는 진폭 및 시간이 변조되는 혼합변조 방식의 자극기를 제작하였다.

발바닥의 3개 압점부위에 센서를 매립한 발압력 센서를 제작하여 동기식 궤환제어방식 으로 보행기능을 제어하였으며 비골신경마비로 보행장해를 갖는 환자에게 발압력 센서와 전기자극기를 연결하여 치료한 결과 보행기능이 호전되었다.

이상의 연구 결과는 동기식 궤환제어 방식의 전기자극기가 중추신경 손상으로 인하여 보행장해를 갖는 환자의 보행기능을 복원시킬 수 있음을 시사한다.

Ⅵ. 참 고 문 헌

1. T.J. Altman, O. Hudlicka, & K.R. Tyler, "Long term effect of tetanic stimulation on blood flow, metabolism, and performance of fast skeletal muscle," J. Physiol., vol. 296, pp. 36-50, 1979.

2. Y Handa & N. Hoshimiya, "Functional electrical stimulation for the control of the upper extremities," Med. Prog. Techn., vol. 12, pp. 51-63, 1987.

3. Y. Handa, N. Hoshimiya, Y. Iguchi, & T. Oda, "Development of percutaneous intramuscular electrode for multichannel FES system," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 36, pp. 705-710, 1989.

4. Y. Handa, K. Ohkubo, & N. Hoshimiya, "A portable multichannel FES system for restoration of motor function of the paralyzed extremities," Automedica., vol. 11, pp. 221-231, 1989.

5. N. Hoshimiya, A. Naito, M. Yajima, & Y. Handa, "A multi-channel FES system for the restoration of motor

function in high spinal cord injury patients," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 36, pp. 754-760, 1989.

6. N. Hoshimiya, M. Takahashi, Y. Handa, & G. Sato, "Basic studies on electro phrenic respiration," Med. & Biol. Eng., vol. 4, pp. 387-393, 1976.

7. R.T. Jaeger, G.M. Yarkony, & R.M. Smith, "Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 36, pp. 720-728, 1989.

8. D.R. McNeal, "2000 years of electrical stimulation," In:Functional electrical stimulation,edited by F.T. Hambrecht & J.B. Reswick, Marcel Dekker,New York & Basel., pp. 3-35, 1977.

9. T.L. Munsat, D. McNeal, & R. Waters, "Effects of nerve stimulation on human muscle," Arch. Neurol., vol. 33, pp. 608-617, 1976.

10. B.R. Park, S.W. Chun, M.S. Kim, S.S. Kim, & S.K. Kim, "Development and application of electrical stimulator for the restoration of motor function in paralyzed extremities," J. Wonkwang Med. Sci., vol. 7, pp. 1-8, 1991.

11. B.R. Park, S.Z. Kim, S.S. Kim, & S.G. Kim, "A multi-modulated electrical stimulator for paralyzed extremities," J. Wonkwang Med. Sci., vol. 5, pp. 31-38, 1989.

12. P.H. Peckham, "Functional electrical stimulation: Current status and future prospects of application to the neuromuscular system in spinal cord injury," Paraplegia, vol. 25, pp. 279-288, 1987.

13. P.H. Peckham, M.W. Keith, & A.A.Freehafer, "Restoration of functional control by electrical stimulation in the upper extremity of the quadriplegic patient," J. Bone Joint Surg., vol. 70A, pp. 144-148, 1988.

14. P.H. Peckham, C.W. Poon, W.H. Ko, E.B. Marsolais, & J.J. Rosen, "Multichannel implantable stimulator for control of paralyzed muscle," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 28, pp. 530-535, 1981.

15. H. Reichert, "Constancy and plasticity in the operation of the motor control system for locus fligh t," In : Modulation of synaptic transmission and plasticity in nervous system, edited by G. Hertting & H.C. Spaty. Springer Verlag, Berlin, pp 319-332, 1988.