J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 22, No. 2, 139-144, 2001

소규모 전원장치를 이용한 다채널 자기 신경자극 시스템

한병희 · 김기왕 · 이세호 · 조민형 · 이수열

경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공

(2001년 1월 20일 접수, 2001년 3월 23일 채택)

Multi-Channel Magnetic Nerve Stimulation System with Small Size Power Supplies

B.H. Han, G.W. Kim, S.H. Lee, and M.H. Cho, and S.Y. Lee

Dept. of Medical Engineering, Graduate School of East-West Medical Science, KyungHee University, Korea

(Received January 20, 2001. Accepted March 23, 2001)

요 약 : 자기 신경자극기는 신경의학, 재활의학을 포함한 많은 임상의학 분야에서 널리 쓰이고 있다. 자기 신경자극기는 전력소모가 크고 고압 전원이 필요한 이유 때문에 단채널 시스템만이 임상환경이나 연구환경에서 쓰여 왔었다. 본 논문에서는 4채널 자기 신경자극기 개발을 소개하였다. 고압 커패시터를 충전하는데 있어서 단계적 충전방식을 사용하여 작은 크기의 직류 전원장치로 다채널 시스템을 구현하였고, 채널별로 서로 다른 자극 프로토콜로 자극 코일을 구동할 수 있는 다채널 제어시스템을 구성하였다. 개발된 시스템은 신경계통 장애가 있는 환자들의 재활이나 자기적인 침술 등 다양한 기능적 자기 자극에 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract : Magnetic nerve stimulation systems are now widely used in many clinical areas including neurology and rehabilitation. Due to their high power consumptions and high voltage driving requirements, only single-channel nerve stimulation systems have been used for both clinical and research purposes. In this paper, we introduce a four-channel magnetic nerve stimulation system. To reduce output capacity of the power supplies we have used the multi-step charge transfer method. In each channel, an independent channel controller drives the magnetic coil according to the protocol given by the supervising controller. It is expected that the developed system can be used for many kinds of functional magnetic stimulations such as rehabilitation of patients with neuromuscular impairments or magnetic acupuncture therapy.

Key words : Magnetic stimulation, Multi-channel system, Stimulating coil, Evoked potential, Functional magnetic stimulation

서 론

생체 신경에 전압 펄스 혹은 전류 펄스를 인가하면 생체 신경이 자극된다는 것은 잘 알려져 있다. 또한 이 현상을 이용한 전기 신경자극시스템(electric nerve stimulation system)은 진단 및 치료 목적으로 널리 쓰이고 있다. 전기 신경자극시스템으로 생체의 신경에 전기 펄스를 가하는 경우 생체 표피에 표면 전극을 부착하든지 혹은 생체 내에 바늘 전극을 삽입하여야 하는 문제점이 있다. 경우에 따라서는 전극 주위에 밀집되는 전류 때문에 피부가 손상되는 문제점도 있다. 이러한 문제점을 해결하고자 자기 신경자극시스템(magnetic nerve stimulation system)이 개발되었고 이 자기 신경자극시스템은 전기 신경자극시스템의 상당 부분을 교체해 나가고 있다.

자기 신경자극시스템은 1980년대 초반 최초로 개발된 이래로 많은 발전을 거듭해 왔다[1-4]. 자기 신경자극시스템은 시간적으로 변하는 자계를 생체에 인가하여 생체 내에 전계가 유도되는 현상을 이용하고 있다. 이 때 유도되는 전계의 크기는 전기 자극에서 사용되는 전계의 크기, 즉 수십~수백V/m 정도가 되어야 하기 때문에 생체에 인가해야 할 펄스형 시변 자계(time varying magnetic field)의 크기는 수 Tesla정도가 되어야 하며 시변 자계의 스위칭 시간도 수백 μsec 이하이어야 한다[5-10]. 이와 같이 강한 자계를 짧은 시간 내에 스위칭해야 하는 기술적인 제약 때문에 초기 단계의 자기 신경자극시스템은 자계 펄스 발생 주파수가 수 Hz 미만이었다. 따라서

본 연구는 산업자원부 산업기반기술과제 및 경희대학교 신임교수과제 지원에 의해 이루어졌음.

통신저자 : 이수열, (449-701) 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1
경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공
Tel. (031)201-2980, Fax. (031)204-8119
E-mail. sylee01@khu.ac.kr

자기 신경자극시스템은 치료 목적보다는 신경계통의 기능을 계측하는 진단 목적으로 주로 쓰여 왔다. 그러나 최근 전력전자 기술의 발달로 자기 신경자극시스템의 자계 펄스 발생 주파수는 20~50Hz 수준까지 향상되었다. 전기 자극시스템을 마비 신경의 재활, 근력의 강화, 요실금의 치료 등 치료 목적으로 사용하는 경우 전기 펄스의 주파수는 5~50Hz의 저주파 대역이 많이 사용된다. 자기 신경자극시스템의 자계 펄스 주파수가 전기 자극시스템의 전기 펄스 주파수와 비견되는 수준으로 향상되면서 자기 신경자극시스템을 치료 목적으로 사용할 수 있는 가능성이 열리게 되었다. 최근 자기 신경자극시스템의 자계 펄스 주파수를 50Hz까지 올려 이를 요실금 치료에 사용한 연구 결과도 발표되었다[11~13]. 따라서 여러 방면의 의학 분야에서 사용되는 기능적 전기자극(FES : Functional Electric Stimulation)을 기능적 자기자극(FMS : Functional Magnetic Stimulation)이 향후 상당 부분 대체해 나갈 것으로 예상하고 있다[14-15].

기능적 자기자극이 효율적으로 이루어지기 위해서는 자기자극 시스템의 채널 수가 여러 개이어야만 한다. 보통 기능적 전기 자극시스템의 채널 수는 4~8개 정도가 쓰인다. 본 논문에서는 4채널 자기 자극시스템을 개발한 결과를 소개하였다. 다채널 자기자극시스템은 아직 세계적으로 발표되지 않은 기술로 필자들은 이 시스템을 바탕으로 다양한 기능적 자기자극 응용실험을 계획하고 있다. 본 논문에서는 개발된 시스템의 구성 및 원리, 그리고 이를 이용한 기초적인 생체 실험 결과물 소개하였다.

방 법

자기적으로 신경을 자극하기 위해서는 시변 자계에 의해서 유도되는 전계의 크기가 신경을 자극할 수 있는 수준이 되어야만 한다. 이를 위해서는 신경 부위에 수십 V/m 이상의 전계를 유도할 수 있어야 한다. 이 정도의 크기를 가진 전계를 유도하기 위해서는 자극코일의 모양과 표피로부터 신경이 있는 곳까지의 거리에 따라 다르나 보통 1~2Tesla의 자계를 100μsec 정도의 짧은 시간 이내에 스위칭을 해야만 하는 것으로 알려져 있다. 이러한 자계를 생성하기 위해서는 직경이 10cm 정도이고 권선 수가 수십 정도인 자극 코일에 수천 A 정도의 전류를 순시적으로 흘려 줄 수 있어야 한다. 자극 코일에 많은 양의 전류를 순시적으로 인가하는 방법으로 커패시터에 전하를 충전하여 이를 자극코일에 일시적으로 방전하는 방법이 일반적으로 쓰인다[1-4]. 자극코일은 회로적으로 저항과 인덕턴스의 합으로 보이기 때문에 커패시터와 자극코일은 그림 1에 보인 것처럼 RLC 공진회로를 이룬다.

그림 1에서 커패시터와 자극코일 사이에 있는 스위치는 보통 고내압 및 고전류 용량을 가진 SCR(Silicon Controlled Rectifier)로 구성된다. 따라서 커패시터에 전하를 충전한 뒤 SCR을 개방시켜 커패시터로부터 자극코일에 전하가 방전하기 시작하면 자극코일에 흐르는 전류 파형은 RLC 공진에 의해 정해지게 될 것이다. 그림 1의 회로에서 자극코일을 흐르는 전류 i(t)는 아래의 미분 방정식을 만족한다.

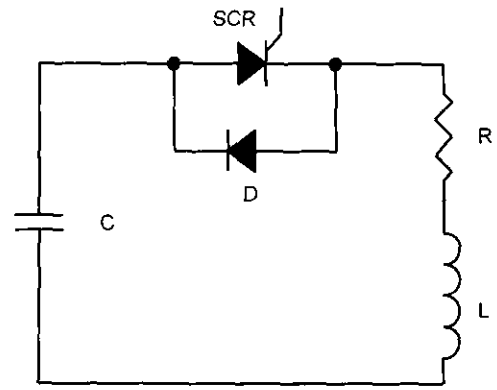

그림 1. 자기 신경자극을 위한 기본 회로
Fig. 1. A simplified circuit for magnetic nerve stimu'ation

$$L\frac{d^2i}{dt^2}+R\frac{di}{dt}+\frac{i}{C}=0$$
$$\frac{di}{dt}(t=0)=\frac{V_c}{L} \qquad [1]$$
$$i(t=0)=0$$

위 식에서 L은 자극코일의 인덕턴스를, R은 자극코일의 저항을, C는 커패시터의 용량을, 그리고 V_c는 커패시터의 충전전압을 나타낸다. 자극 코일에 전류 i(t)가 흐를 때 자극 코일이 만드는 자속(magnetic flux) Φ는 아래의 식으로 표현된다.

$$\Phi=\frac{Ni}{\mathcal{R}} \qquad [2]$$

식[2]에서 N은 자극코일의 권선수를, 그리고 $\mathcal{R}$은 자극 코일을 감싸는 주변 물질의 자계 저항(reluctance)을 나타낸다. 자극 코일이 만드는 시변 자계에 의해 유도되는 전압 $V_{induced}$는 자속의 시간 변화율과 전체 자속 중 전계를 구하고자 하는 면을 지나는 자속의 상대적인 비율 δ에 비례하므로 다음과 같이 주어진다.

$$V_{induced}=\frac{d}{dt}\left(\frac{\delta Ni}{\mathcal{R}}\right) \qquad [3]$$

식 [1]과 [3]을 라플라스(Laplace) 변환하여 유도되는 전압에 대해 해를 구하면 아래의 식으로 주어진다.

$$V_{induced}(s)=\frac{s\delta NV_c}{\mathcal{R}\left(Ls^2+Rs+\frac{1}{C}\right)} \qquad [4]$$

식[4]로 주어지는 유도 전압신호의 파형은 그림 1에 보인 RLC

회로의 회로 소자 값들, 즉, R, L, C의 상대적인 크기에 의해서 결정되어진다. 일반적으로 자극 코일의 저항 값 R이 작아야만 코일에서 발생하는 열이 적고 또한 파형 변화율이 큰 감쇄 정현파 모양의 유도 전압 신호 파형을 얻을 수 있다. 그림 1에서 SCR에 병렬로 부착되어 있는 다이오드는 SCR의 단방향 도전특성을 보완하기 위한 것으로 자극코일 전류 방향이 음이 되어 SCR이 열릴 때 자극코일로부터 커패시터로 전류가 흐르게 하기 위한 것이다. 따라서 그림 1의 회로에서 커패시터에 전하를 충전한 뒤 SCR을 닫아 자극코일에 방전을 시킬 경우 자극코일을 흐르는 전류 파형과 유도되는 전압신호의 파형은 그림 2와 같이 된다. 그림 2의 파형은 V_c=2kV, R=50mΩ, L=40μH, C=100μF을 가정하여 얻은 것이다. 유도 전압 파형은 코일에 흐르는 전류 파형을 미분한 모양으로 그 크기는 전압을 구하고자 하는 선적분 궤도의 길이 및 코일 주변의 자계 저항 등에 관련되므로 실제 크기를 추정하는 것은 어려운 일이다.

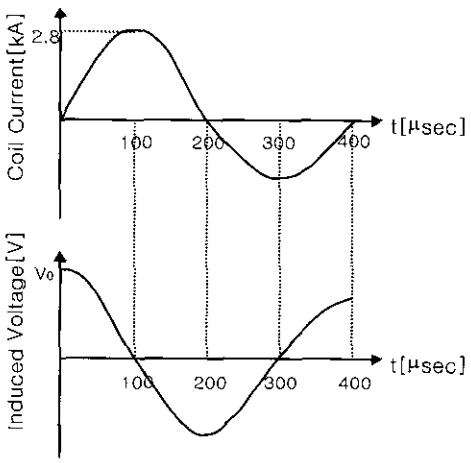

그림 2. 자극코일을 흐르는 전류와 유도되는 전압의 파형
Fig. 2. The current waveform at the stimulating coil and the induced voltage waveform

자기적으로 신경을 자극하기 위해서 커패시터에 저장해야 할 전기에너지의 양은 자극코일의 형상과 신경의 위치에 따라 다르지만 대략 100~500J 정도이다[1-4]. 이를 위해서 필요한 커패시터의 용량은 수십~수백 μF 정도이고 커패시터의 충전 전압은 수 kV 정도이다. 수십~수백 μF 정도의 커패시터를 수 kV 정도의 전압으로 충전하기 위해서는 고전압 및 대용량의 직류전원장치가 필요하다. 이 때문에 현존하는 자기 신경자극기의 채널 수는 하나로 제한되어 왔다. 자기 신경자극기의 채널 수를 늘리기 위해서는 직류전원장치의 소규모화가 필수적이다. 본 연구에서는 직류 전원장치의 출력을 줄이기 위한 방법으로 그림 3에 보인 회로를 사용하였다.

그림 3의 회로에서 직류전원장치와 방전용 커패시터 C_D사이에 전하 전달용 커패시터 C_T를 연결하였다. 그리고 직류전원장치의 순시 전류 유출 성능을 보완하기 위해 병렬로 대용량의 커패시터 C_R을 연결하였다. 전하 전달용 커패시터 C_T는 자극코일에 전류가 흐르지 않는 시간에 충전된다. 즉, 자극 펄스와 자극 펄스 사이에 직류전원장치로부터 공급되는 전하들은 펌핑(pumping) 코일 L_P를 지나 C_T에 충전된다. SCR_1이 닫히면 C_R에 충전된 전기에너지는 펌핑코일의 자기에너지로 변환되는데 이 자기에너지가 최대가 되는 시점에서 SCR_1은 열리게 된다. 그 직후 펌핑코일에 저장된 자기에너지는 모두 전하 전달용 커패시터 C_T로 옮아가게 되고 C_T는 C_R에 걸린 전압의 최대 2배까지의 전압으로 충전된다. C_T의 전하들은 과도한 전류의 흐름을 막아주는 전류제한 코일 L_{CL}을 통하여 방전용 커패시터 C_{D1}, 혹은 C_{D2}에 충전된다. 본 연구에서는 방전용 커패시터의 외형적인 크기를 줄이기 위해 1kV의 내압을 가진 커패시터 2개를 직렬로 연결하여 2kV의 방전 전압을 가지도록 하였다. 따라서 C_{D1}을 충전할 때에는 SCR_{21}과 SCR_{22}을 닫고, C_{D2}을 충전할 때에는 SCR_{23}과 SCR_{24}를 닫는다. 그리고 직류전원장치의 용량을 줄이기 위해 방전용 커패시터를 일회에 충전하는 방식을 쓰지 않고 여러 번 나누어서 충전하는 방식을 택하였다. 즉, 자극펄스의 폭이 200μsec이고 자극펄스의 주기가

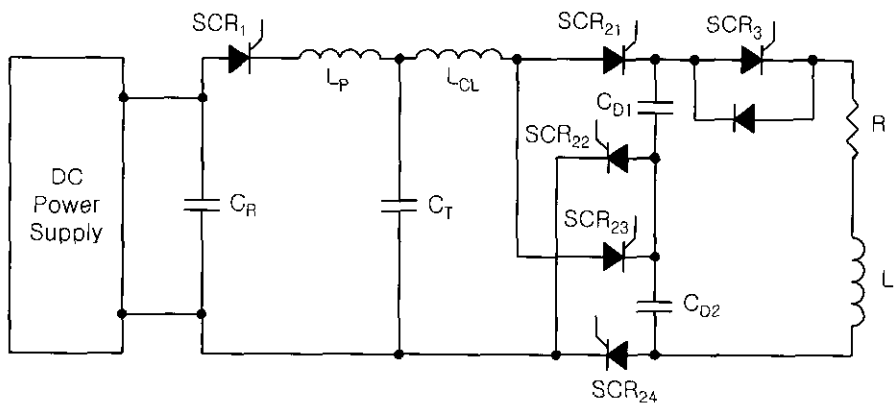

그림 3. 직류전원장치의 출력을 줄이기 위한 회로
Fig. 3. A circuit to reduce the output of the DC power supply

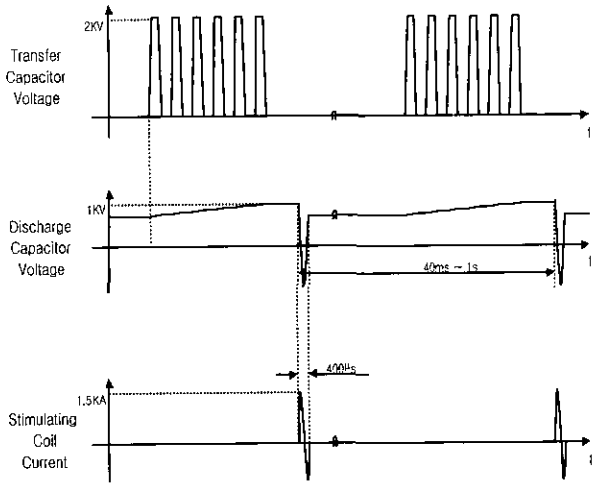

그림 4. 직류전원장치로부터 방전용 커패시터를 충전하는 타이밍도
Fig. 4. Timing diagram showing the charging process with the DC power supply

50msec라고 할 때 인접한 자극펄스 사이의 휴지기간인 49.8msec 동안에는 자극코일에 전류가 흐르지 않는다. 이 기간 동안 여러 차례에 걸쳐 방전용 커패시터를 충전하게 되면 직류전원장치의 용량을 크게 줄일 수 있게 된다. 특히 고압의 직류전원장치는 외형이 크고 무겁기 때문에 직류전원장치의 크기를 줄이는 것은 다채널 자기신경자극 시스템에서 매우 중요하다. 그림 4에 직류전원장치로부터 방전용 커패시터를 충전하는 타이밍도를 나타내었다.

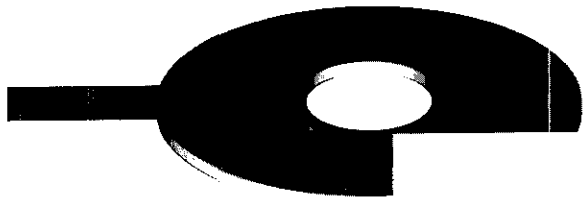

그림 6. 자극코일의 형상. 권선의 단면은 2mm×10mm이고 권선수는 26이다. 코일의 외경과 내경은 각기140mm와 30mm이다.
Fig. 6. The 2mm×10mm stimulating coil made of ccpper. The number of turns is 26. The outer and inner diameters of the coil are 140mm and 30mm, respectively.

그림 3에 보인 자극 회로를 바탕으로 4채널 자기 신경자극 시스템을 구성하였다. 그림 5에 그 구성도를 나타내었다. 각 채널에서 스위칭 소자의 타이밍을 제어하는 채널 제어회로부는 Intel사의 80196을 사용하여 구성하였다. 그리고 4채널을 총괄하여 제어하는 총괄 제어회로부는 Intel사의 8051을 사용하여 구성하였다. 총괄 제어회로부는 기능적 자기자극을 하기 위해 채널별로 자극펄스의 주파수, 자극펄스의 크기, 자극펄스 인가시간 및 휴지시간 등에 관한 정보를 입력 받아 각 채널 제어회로부에 전송하는 역할을 담당하며 각 채널 제어회로부는 전송 받은 정보를 해독하여 자극회로를 구동하는 역할을 담당한다.

다채널 자기 신경자극시스템의 동작을 확인하기 위해 그림 6에 보인 자극코일을 사용하여 구동실험을 하였다. 자극 코일은 2mm×10mm 단면적을 가진 동선으로 만들었으며 권선수

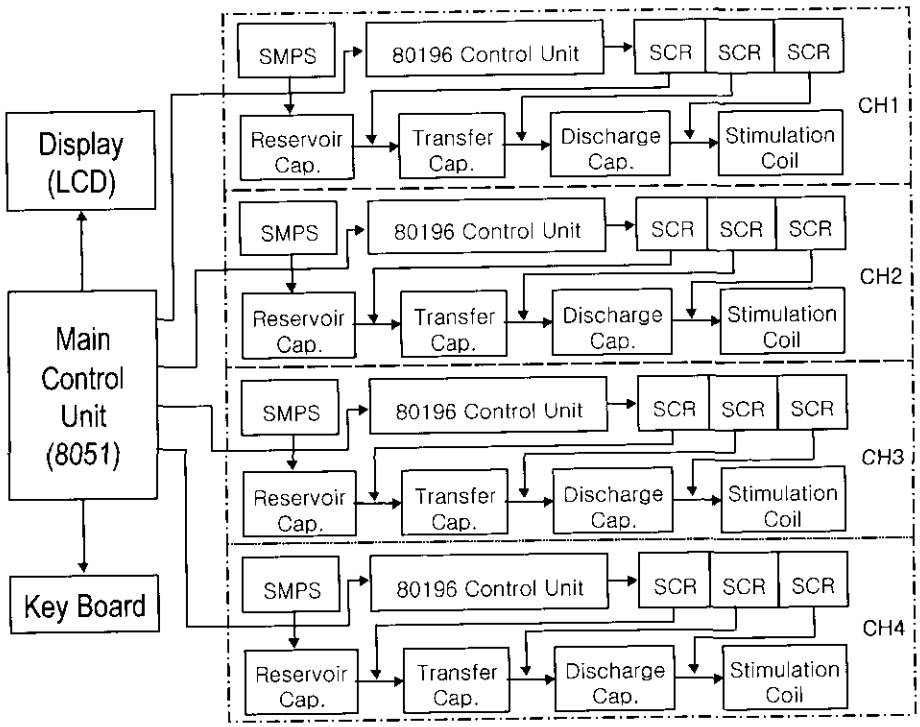

그림 5. 4채널 신경자극 시스템의 구성도
Fig. 5. Block diagram of the 4-channel magnetic nerve stimulation system

는 26이고 코일의 외경 및 내경은 각기 140mm 및 30mm이다. 이 형상의 자극코일은 단채널 자기 신경자극시스템에서 말초 신경을 자극하기 위해 일반적으로 사용되는 것이다.

결 과

개발된 4채널 자기신경자극시스템은 50cm×80cm×120cm의 크기를 가지며 무게는 약 120kg이다. 각 채널에 사용된 직류전원장치의 출력전압은 1kV이고, 출력전류는 0.5A이다. 직류전원장치는 스위칭모드 방식으로 구성되었다. 직류전원장치에 병렬로 연결된 커패시터로 내압이 1.2kV이고 용량이 2200μF인 전해 커패시터를 사용하였다. 전하전달용 커패시터로는 용량 및 내압이 각기 1μF 및 2kV인 필름 커패시터를 사용하였으며, 방전용 커패시터로는 용량 및 내압이 각기 90μF 및 2kV인 필름 커패시터를 사용하였다. 자극 코일의 인덕턴스 및 저항은 각기 40μH 및 77mΩ이었으며, 사용한 SCR의 내압은 2.2kV이고 순시 최대 전류용량은 150A/μsec이었다. 이와 같은 구성을 하였을 때 방전용 커패시터의 전압을 2kV까지 충전할 수 있었으며 자극펄스의 최대 주파수는 25Hz까지 할 수 있었다. 이 정도의 자극 주파수는 기능적 전기자극에서의 자극 주파수와 비견되는 수준이라 할 수 있다.

그림 7은 개발된 시스템으로 인체의 신경을 자극하는 상황을 보여주고 있다. 자극 부위는 인체 어깨 부분에 있는 척골신경이며, 자기 자극에 의해 발생한 유발 전위의 측정은 자극 부위로부터 50cm 떨어진 손바닥 새끼 손가락쪽에서 Ag/AgCl 표면전극을 사용하였다. 측정 주파수 대역은 80Hz~1kHz로 하였고, 5kHz로 샘플링하였다. 다채널 시스템의 효용성을 보이기 위해 좌우 어깨 부위를 동시에 자극하였으며, 자기 자극에

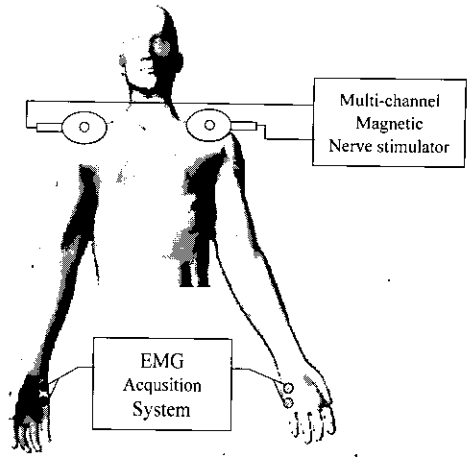

그림 7. 다채널 자기 신경자극시스템을 사용하여 유발전위를 측정하는 실험 상황

Fig. 7. Experimental setup to measure evoked potentials

의해 발생된 근전도 유발전위를 측정하여 그림 8에 나타냈다. 자극은 왼쪽 어깨와 오른쪽 어깨에 동시에 가해졌으며 자극 펄스의 폭은 200μsec이었다. 유발전위의 측정은 BioPac사의 Physiograph 시스템을 사용하여 이루어졌다. 결과에서 개발된 자기 신경자극시스템은 인체의 어깨 부분에 있는 척골신경에서 유발전위를 발생할 정도로 자극하고 있음을 알 수 있다.

고찰 및 결론

기능적 자기 자극이 가능한 수준의 4채널 자기 신경자극시스템의 개발 결과를 소개하였다. 기능적 전기자극을 대체하기

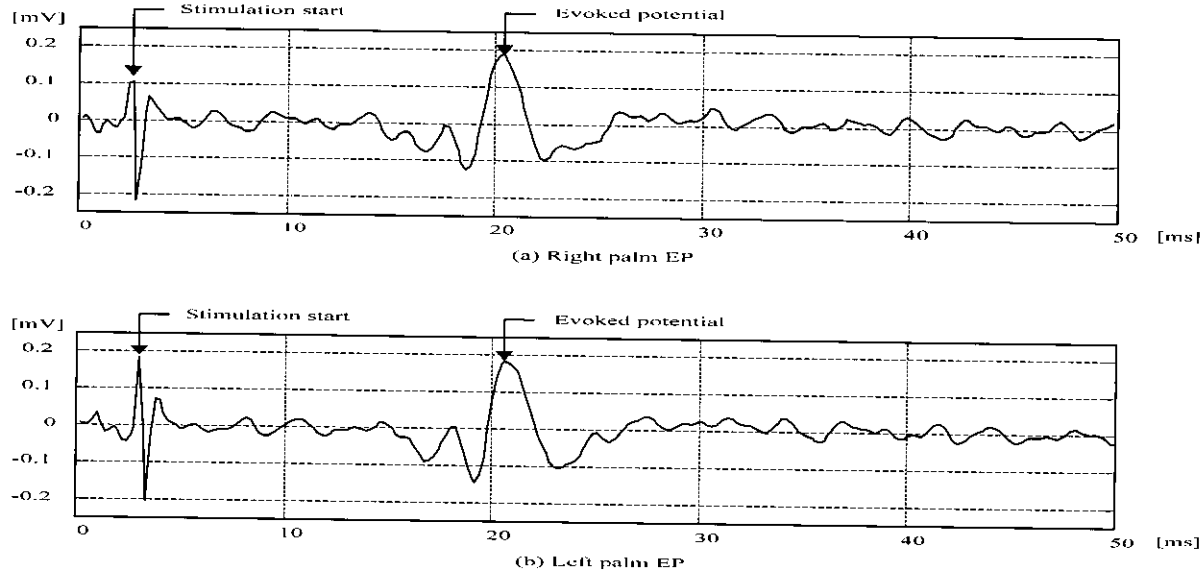

그림 8. 측정된 유발전위 신호. (a) 및 (b)는 각기 오른쪽 및 왼쪽 손바닥에서 측정한 결과를 나타낸다.

Fig. 8. Measured evoked potential signals. Figures (a) and (b) represent the evoked potentials at the right and left palms, respectively.

위해서는 채널 수가 더 많이 있어야 하겠지만 기능적 자기자극의 기본적인 효용성을 파악하기 위해 4채널 시스템을 우선 개발하였다. 개발 결과 1kV, 0.5A의 직류전원장치를 사용하여 25Hz까지의 자극 주파수로 네 곳의 말초 신경을 동시에 자극할 수 있었다. 25Hz의 주파수는 기능적 자기자극을 하기에는 약간 낮은 주파수이지만 기능적 자기자극의 효용성을 시험하는 용도로는 적합할 것으로 생각된다. 최근 일본의 한 연구그룹에서 25Hz의 자극주파수를 가진 단채널 자극시스템으로 요실금 환자의 골반근육 강화를 위한 운동을 실시한 결과 긍정적인 결과가 나온 사실로 미루어 볼 때 개발된 시스템은 더욱 다양한 의학적인 용도에 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

자기 신경자극시스템은 기술적인 특성 상 전기 신경자극시스템에 비해 외형이 크고 무거운 문제가 있다. 또한 특정 부위를 선택적으로 자극할 경우에 전기자극에 비하여 자극의 공간적 선택성이 떨어지는 단점이 있다. 그러나 환자의 입장에서 보면 비접촉식으로 자극이 이루어져 이로운 점이 많이 있으므로 그 응용 범위가 계속 확대되어 갈 것으로 예상된다. 특히 휴대용이 필요 없는 병원 환경에서 마비된 신경의 재활운동, 이완된 근육의 근력 강화 운동 등에 활용될 수 있을 것이다. 필자들은 코일의 형상 개선 및 자성체의 사용 등으로 자기 자극의 선택성을 높이는 연구를 계속 수행할 계획이며, 아울러 개발된 시스템을 활용하여 하반신 마비 환자에 대한 근육 강화 운동, 요실금 환자의 골반근육 강화 운동, 그리고 한의학 분야에서 경혈 자극치료 등 다양한 임상시험을 수행할 계획으로 있다.

참 고 문 헌

1. M.J.R. Polson, A.T. Barker, and S. Gardiner, "*Stimulation of nerve trunks with time-varying magnetic fields*", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 20, pp. 243-244, 1982
2. A.T. Barker, R. Jalinous, and I.L. Freeston, "*Non-invasive magnetic stimulation of the human motor cortex*", Lancet, Vol.1, pp.1106-1107, 1985
3. R. Jalinous, "*Technical and practical aspects of magnetic nerve stimulation*" , J. of Clinical Neurophysiology, Vol. 8, No. 1, pp. 10-25, 1991
4. L.A. Geddes, "*History of magnetic stimulation of the nervous system*" , J. of Clinical Neurophysiology, Vol. 8, No. 1, pp. 3-9, 1991
5. K.R. Davey, C.H. Cheng, and C.M. Epstein, "*Prediction of magnetically induced electric fields in biological tissue*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 38, No. 5, pp. 418-422, 1991
6. F. Grandori and P. Ravazzani, "*Magnetic stimulation of the motor cortex-Theoretical considerations*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 38, No. 2, pp. 180-191, 1991
7. B.J. Roth and P.J. Basser, "*A model of the stimulation of a nerve fiber by electromagnetic induction*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 37, No. 6, pp. 588-597, 1991
8. B.J. Roth, L.G. Cohen, M. Hallet, W. Friauf, and P.J. Basser, "*A theoretical calculation of the electric field induced by magnetic stimulation of a peripheral nerve*", Muscle and nerve, Vol. 13, pp. 734-741, 1990
9. P.S. Tofts, "*The distribution of induced currents in magnetic stimulation of the nervous system*", Phys. Med. Biol., Vol. 35, No. 8, pp. 1119-1128, 1990
10. D. Durand, A.S. Ferguson, and T. Dalbasti, "*Effect of surface boundary on neuronal magnetic stimulation*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 39, No. 1, pp. 58-64, 1991
11. N. Ishikawa, S. Suda, T. Sasaki, T. Yamanishi, H. Hosaka, K. Yasuda, and H. Ito, "*Development of a non-invasive treatment system for urinary incontinence using a functional continuous magnetic stimulator*", Med. Biol. Eng. Comput. Vol. 36, pp. 704-710, 1998
12. T. Yamanishi, K. Yasuda, R. Sakakibara, S. Suda, N. Ishikawa, T. Hattori, and H. Hosaka, "*Induction of urethral closure and inhibition of bladder contraction by continuous magnetic stimulation*" , Neurology & Urodynamics Vol. 18, pp. 505-510, 1999
13. N.T.M. Galloway, R.E.S. El-Galley, P.K. Sand, R.A. Appell, H.W. Russel, and S.J. Carlan, "*Extracorporeal magnetic innervation therapy for stress urinary incontinence*", Urology Vol. 53, pp. 1108-1111, 1999
14. J. Ruohonen, P. Ravazzani, F. Grandori, and R. Ilmoniemi, "*Theory of multichannel magnetic stimulation: Toward functional neuromuscular rehabilitation*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 46, No. 6, pp. 646-651, 1999
15. K. Davey and C.M. Epstein, "*Magnetic stimulation coil and circuit design*" , IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 47, No. 11, pp. 1493-1499, 2000