

스위칭전원을 이용한 자기신경자극기

이수열* · 이성근**,** · 이정 한***

=Abstract=

The Magnetic Nerve Stimulator Using a Switching Mode Power Supply

Soo Yeol Lee*, Seong Keun Lee**,**, Jeong Han Yi***

An implementation scheme of the magnetic nerve stimulator using a switching mode power supply is proposed. By using a switching mode power supply rather than a conventional linear power supply for charging high voltage capacitors, the weight and size of the magnetic nerve stimulator can be considerably reduced. Maximum output voltage of the developed magnetic nerve stimulator using the switching mode power supply is 3,000 volts and switching time is about 100 msec. Experimental results of human nerve stimulations using the developed stimulator are presented.

Key words : Magnetic nerve stimulator, Switching mode power supply.

서 론

1982년 인체의 말초신경을 자기적으로 자극한 연구결과¹⁾와 1985년 인체의 두뇌신경을 자기적으로 자극한 연구결과²⁾가 발표된 이래로 자기신경자극(Magnetic nerve stimulation)은 신경계통 질환 진단을 위한 중요한 임상적인 방법으로서 자리를 잡아 가고 있다. 자기신경자극기는 기존의 전기신경자극기(Electric nerve stimulator)에 비해 자극기의 부피가 크고 자극주기가 길며 원하는 부위를 정확하게 자극하기 어렵다는 단점이 있지만 자극시 유발되는 통증의 강도가 전기자극에 비하여 현저하게 작으며 전기침을 삽입하기가 어려워 전기자극기로는 자극할 수 없는 뇌부부나 척추부부의 신경도 자극할 수 있다는 장점을 지니고 있다^{3, 4)}. 자기신경자극기는 아직까지는 전기신경자극기에 비해 임상적인 이용이 빈약하지만 자기신경

자극기가 가지고 있는 문제점들이 해결이 되면 그의 임상적인 응용 가치가 훨씬 높아질 것으로 예상되고 있다.

대부분의 자기신경자극기는 자극에 필요한 에너지를 저장하는 커패시터와 이를 방전하여 자계를 형성시키는 코일로 구성되어 있다. 코일에 짧은 강한 전류를 주입하면 펄스 형태의 자계가 형성되고 이 자계는 인체조직 내에 와전류(Eddy current)를 유발시켜 신경을 자극하게 된다. 이 와전류는 전기신경자극에서 전극을 통하여 주입된 전류가 신경을 자극하는 것과 같은 원리로 신경을 자극하게 된다. 이와 같이 신경을 자극할 정도의 와전류를 발생시키기 위해서는 수 Tesla 정도의 자계를 수백 μ sec 이내에 펄스형으로 발생시켜야 한다⁵⁾. 이를 위해 통상 사용하는 방법은 커패시터에 전하를 충전시키고 이를 일시에 방전시켜 자극코일에 수천 내지 수만 암페어의 전류를 흘려 보내는 것이다.

* 건국대학교 의공학학과

Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University

** 전북대학교 전자공학과

Dept. of Electronic Engineering, Chonbuk National University

*** 삼성종합기술원 의료기기팀

Medical Electronics Team, Samsung Advanced Institute of Technology

본 논문은 한국과학재단 핵심전문연구(과제번호:941-0700-051-2)의 지원으로 이루어졌음.

통신저자: 이수열, (380-701) 충북 충주시 단월동 322, Tel. (0441) 40-3764 Fax. (0441) 848-0620

본 논문에서는 자기신경자극기를 보다 소형화하면서 전력효율을 높힐 수 있는 방안을 소개하였다. 일반적인 자기신경자극기에서는 커패시터에 전하를 고전압으로 충전하기 위해 60Hz 정현파 전원을 승압시켜 이를 정류하는 방식을 사용하고 있는데 이 방식은 고배율의 승압에 따른 트랜스포머의 권선비의 증가와 함께 트랜스포머의 크기와 무게가 커지는 문제점이 있고 또한 트랜스포머의 전력손실이 큰 문제점이 있다. 본 논문에서는 자기신경자극기의 커패시터에 전하를 충전하기 위해서 전압조정이 가능한 플라이백(Flyback) 방식의 스위칭 전원을 사용하였다. 이로 인해 자기신경자극기의 크기와 무게를 크게 줄일 수 있었으며 또한 전력효율을 개선할 수 있었다. 실제로 제작한 자기신경자극기의 구성과 이의 인체실험 결과를 제시하였다.

자기신경자극의 원리

신경자극에 필요한 자계를 발생시키기 위한 반경이 a인 원형 자극코일이 그림 1에 보인 것과 같이 자극할 위치의 신경조직과 평행하게 놓여 있다고 하자. 논의를 간단하게 하기 위해서 자극 코일 밑에 위치한 생체조직은 전기전도도가 σ 로 균일한 반무한(Semi-infinite)공간이라고 가정한다. 커패시터를 방전하여 자극코일에 펄스형 전류를 인가하게 되면 시간적으로 변하는 자계가 발생되며 이는 위치와 시간의 함수로 나타낼 수 있다. 자극코일에 전류 I가 흐를 때 자극코일과 평행하고 d만큼 떨어진 생체조직내

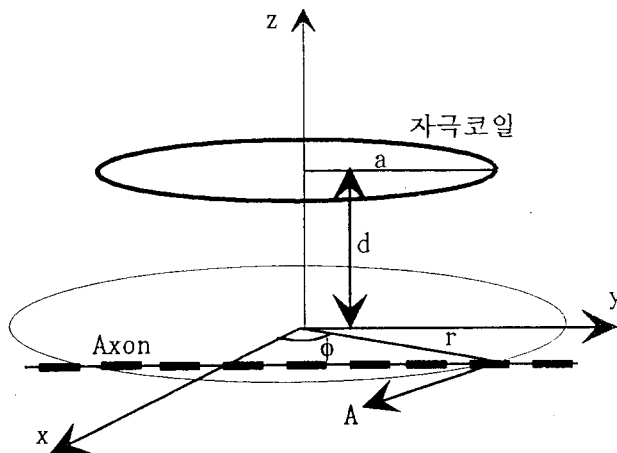


그림 1. 원형 자극코일과 이 자극코일이 형성하는 벡터자위
 Fig. 1. A circular stimulating coil and its magnetic vector potential

평면에서의 벡터자위 (Vector magnetic potential) A는 원형 자극코일의 대칭성 때문에 아래의 식과 같이 A_{ϕ} 성분만 존재하게 된다^{6,7)}.

$$A_{\phi} = \frac{\mu I}{\pi a} \sqrt{\frac{a}{r}} \left[\left(1 - \frac{a^2}{r^2}\right) K(a) - E(a) \right] \quad (1)$$

여기서 a는 원형자극코일의 반경을, r은 z-축으로 부터 자위를 구하고자 하는 점까지의 거리를, μ 는 자극부위의 투자율을, 그리고 K와 E는 각각 1차와 2차의 타원적분을 나타낸다. 생체조직에 형성되는 전계강도는 페러데이의 법칙에 의해서 아래의 식으로 주어진다.

$$\vec{E} = -\frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \quad (2)$$

따라서 시변 전계에 의해서 전기전도도가 σ 인 생체조직모델에 유기되는 와전류는 아래의 식으로 주어진다.

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (3)$$

신경조직을 자극하는 와전류 성분은 신경조직과 평행한 방향의 성분이므로 그림 1에서 처럼 신경조직이 y-방향으로 뻗어 있는 경우에는 y-방향으로 유도되는 와전류 성분 J_y 가 신경을 자극하게 된다⁶⁾.

자기신경자극기의 구성

자기신경자극기는 크게 두 부분으로 구분될 수 있는데 하나는 커패시터에 충전된 전하를 수백 μ sec내에 수천 A의 전류펄스로 방전하는 충방전회로이고 다른 하나는 방전하는 동안 수 Tesla 정도의 자계를 발생시키는 자극코일이다. 방전시 코일에 흐르는 전류의 세기는 충전된 전하량, 충전용 커패시터의 용량, 그리고 자극코일의 인덕턴스 등에 의해 결정된다. 일정한 전압으로 커패시터가 충전되었을 때 방전시 최대한의 고전류를 발생시키려면 자극코일의 저항성분, 자극코일과 연결된 케이블의 저항성분, 커패시터의 내부저항, 스위칭소자의 통전상태 저항등을 최대한 줄여 설계하는 것이 요구된다. 일반적인 자기신경자극기의 회로는 그림 2와 같이 RLC회로로 모델링할 수 있다. 그림 2에서 R은 자극코일, 스위칭소자, 전선등의 저항성분을 총체적으로 나타내며 L은 자극코일의 인덕턴스를, 그리고 C는 충전용 커패시터의 용량을 나타낸다. 커패시터 C에 충전된 전하를 스위칭소자를 이용하여 일시에

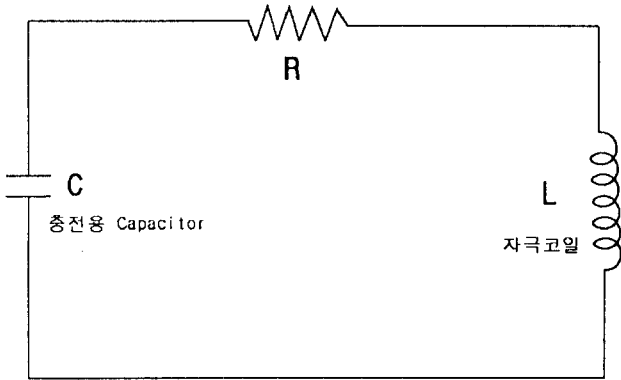


그림 2. 자기신경자극기의 등가회로
Fig. 2. Equivalent circuit of the magnetic stimulator

방전시킬 때 자극코일에 흐르는 전류 $i(t)$ 는 RLC 값에 따라 아래의 세가지 경우의 출력을 가지게 된다.

미흡감쇠 자극(Under-damped stimulus) ($\xi < 1$)

$$i(t) = \frac{V}{\omega_n L \sqrt{1 - \xi^2}} e^{-\zeta \omega_n t} \sin(\omega_n \sqrt{1 - \xi^2} t) \quad (4)$$

임계감쇠 자극(Critically damped stimulus) ($\xi = 1$)

$$i(t) = \frac{V}{\omega_n L} t e^{-\omega_n t} \quad (5)$$

과감쇠 자극(Overdamped stimulus) ($\xi > 1$)

$$i(t) = \frac{V}{\omega_n L \sqrt{\xi^2 - 1}} e^{-\zeta \omega_n t} \sinh(\omega_n \sqrt{\xi^2 - 1} t) \quad (6)$$

여기서

$$\xi = \frac{R}{2} \sqrt{\frac{L}{C}} \quad (7)$$

$$\omega_n = \frac{1}{\sqrt{LC}}$$

이고 V 는 커패시터의 충전전압을 나타낸다. 위의 세가지 경우 중 방전 직후 전류파형의 시간변동률이 가장 큰 경우는 미흡감쇠인 경우로 미흡감쇠가 되도록 RLC 값을 선택하면 보다 효율적으로 신경을 자극할 수 있다.

본 연구에서 설계 제작한 자극기는 최대 3000V까지의 충전 전압과 5000A의 전류를 방전할 수 있도록 하였다.

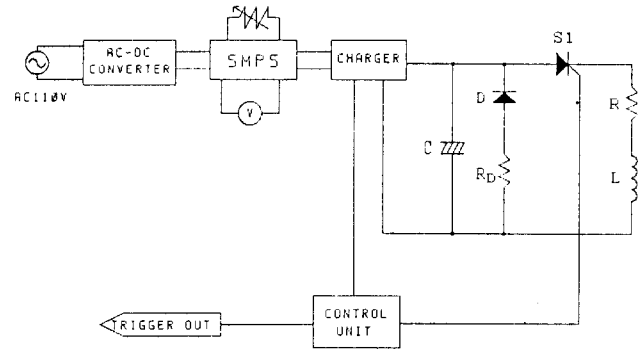


그림 3. 자기신경자극기의 구성
Fig. 3. Block diagram of the magnetic nerve stimulator

자극기의 전체적인 구성을 그림 3에 나타내었는데 AC 110V 전압이 150V DC로 변환된 후 SMPS(Switching Mode Power Supply)의 스위칭전압으로 사용된다. SMPS에서는 150V DC를 최대 3000V까지 조절이 가능한 전압으로 변환시키고 이 전압으로 C를 충전하게 된다. 싸이리스터(Thyristor) S1이 ON되면서 커패시터에 충전된 전압이 자극코일 L을 따라 전류펄스가 형성된다. 싸이리스터를 단방향형을 사용하게 되면 자극코일에 흐르는 전류는 한쪽 방향으로만 흐르게 되어 전기자극법에서 단상형 전류펄스(Mono-phasic current pulse)를 사용하는 것과 같은 효과를 얻게 된다. 싸이리스터 S1이 ON되면 다이오드 D는 역방향 바이어스가 걸려 차단회로를 구성하므로 방전 직후 자극코일에 전류가 증가하는 동안은 앞에서 설명한 RLC회로 방정식대로 전류가 흐르게 된다. 자극코일에 전류가 감쇠하기 시작하면 다이오드 D에 순방향 바이어스가 걸리게 되어 감쇠저항 R_D 회로가 통전이 된다. 따라서 그때 부터는 감쇠저항 R_D 회로가 추가된 회로가 구성되어 자극코일에 흐르는 전류파형은 보다 감쇠가 되는 파형모양을 갖게 된다. 따라서 자극코일의 전류가 증가하는 동안에 발생하는 와전류의 강도는 자극코일의 전류가 감쇠하는 동안에 발생하는 와전류 보다 훨씬 크게 조절할 수 있게 되어 자극코일의 전류가 증가하는 시간대에 발생하는 와전류만이 신경을 자극할 수 있는 임계치를 초과할 수 있도록 만들 수 있다. 3000V로 커패시터를 충전한 후 방전할 때 자극코일의 전류 파형과 커패시터의 전류 파형을 모의실험으로 구해 그 결과를 그림 4에 나타내었다. 이 모의실험에서는 $C=100\mu F$, $R=0.1 \text{ Ohms}$, $L=36\mu H$, $R_D=0.1 \text{ Ohms}$ 값을 사용하였다. 이 결과에서 자극코일 전류의 상승률과 하강률이 다름을 알 수 있다.

자기신경자극기의 각 구성부 중 충전부는 실제 직접적

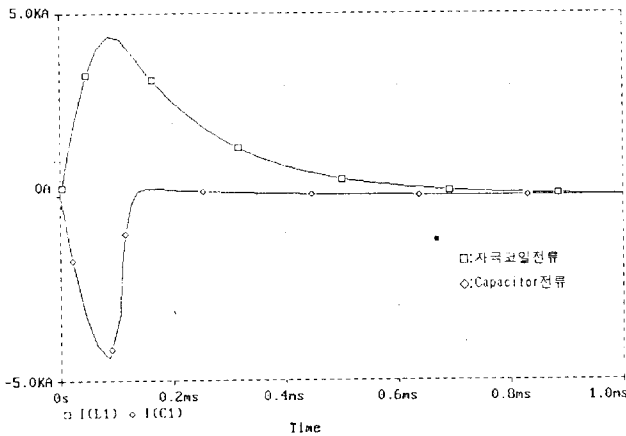


그림 4. 자극코일과 커패시터를 흐르는 전류 파형

Fig. 4. Current waveforms in the stimulating coil and the capacitor

으로 자극에 관계하는 변수를 가지고 있지는 않지만 자극기의 외형 크기 및 전력효율을 결정하는 중요한 부분이라 할 수 있다. 전기신경자극기는 수십mA 이하의 미세 전류로 자극을 하기 때문에 자극기의 전력효율이 그리 문제가 되지 않지만 자기신경자극기는 수천 내지 수만 A의 전류를 자극코일에 인가해야 하기 때문에 자극기의 전력효율은 자극기의 설계에 있어 중요한 변수가 된다. 현재 일반적으로 사용되고 있는 자기신경자극기는 일반 전원을 고전압으로 승압시키고 이를 정류하여 충전하는 방식을 택하고 있기 때문에 승압기의 전력 손실이 크고 승압기의 무게와 외형이 커지는 문제가 있다.

이러한 문제를 해결하려는 의도에서 본 연구에서는 충전전류를 공급하는 전류원을 플라이백 방식의 스위칭 전원을 이용하였다. 이 전원부의 기본적인 구성을 그림 5에 나타내었다. 트랜지스터 Q1이 도통과 단속을 반복하면 2차측 코일에 전압이 유기되면서 충전용 전압을 발생하게 된다. 이 때 2차코일의 출력전압 V_o 는 트랜지스터 Q1과 다이오드 D1의 통전저항을 무시하면 아래의 식으로 표현된다.

$$V_o = N_s T_{on} V_{dc} / N_p T_{off} \quad (8)$$

여기서 V_{dc} 는 SMPS의 입력 직류전압을, N_p 와 N_s 는 각각 1차측의 권선수를, T_{on} , T_{off} 는 트랜지스터 Q1의 통전시간 및 차단시간을 나타낸다. 그림 5에 보인 1차측과 2차측의 전류 파형 I_p 와 I_s 가 보여 주는 것 처럼 Q1이 통전되어 있는 동안(T_{on}) 축적된 에너지가 차단되어 있는 시간(T_{off})

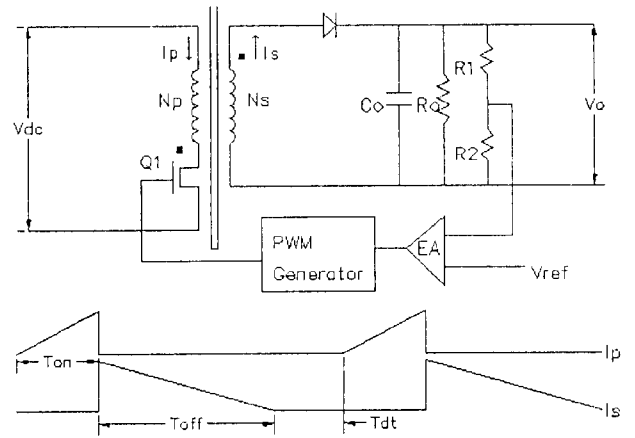


그림 5. 스위칭 전원부의 구성

Fig. 5. Block diagram of the switching mode power supply

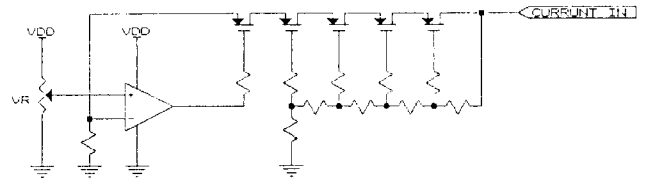


그림 6. 정전류 공급장치 회로도

Fig. 6. Circuit diagram of the constant current source

동안에 전달되므로 출력전압을 감지하여 이를 기준전압과 비교하고 이를 이용해 PWM발생기를 제어하여 Q1의 T_{on} 과 T_{off} 비를 변화시킴으로써 일정 전압을 유지하도록 한다. 실제로 제작한 플라이백 전원의 입력직류전압은 150V, 출력전압은 3000V, 출력은 200W, 그리고 스위칭주파수는 50KHz로 하였다. 그리고 트랜스포머용 코어는 PQ5050 코어를 사용하였으며 1차측과 2차측의 권선수는 각각 17, 340으로 하였다.

정전압원으로 커패시터에 일정 전압을 충전할 때 충전시간은 커패시터의 용량과 충전회로의 저항성분으로 결정되는 시정수에 의해 결정된다. 따라서 정전압원으로 충전할 때는 충전전압과 상관없이 충전시간은 일정하지만 초기 충전전류가 전압원의 크기에 비례하므로 높은 전압의 충전시에는 충전을 시작하는 순간 트랜스포머의 1차측에 상당한 크기의 전류가 유입되어 과부하로 인한 전원장치의 불안정을 가져올 수 있다. 따라서 본 연구에서는 정전압 충전방식을 탈피하여 정전류를 커패시터에 공급하여 충전하는 방식을 취하였다. 충전전압이 높아지면 이와 비례하여 충전에 더 긴 시간이 소요되지만 고전압 충전시에도 낮은 초기전류가 흐르므로 전원장치의 안정을 가져

표 1. 제작한 자극코일의 제원

Table 1. Specifications of developed stimulating coils

코일종류	내경 (mm)	외경 (mm)	권선수	인덕턴스 (μ H)
소형	20	50	21	15
중형	40	70	15	14
대형	70	100	17	36

을 수 있기 때문이다. 여기에 사용된 회로를 그림 6에 보였다. 고전압을 견딜 수 있도록 800V의 V_{DS} 를 가진 NMOS FET 5개를 직렬로 연결했고 충전시 커패시터에 흐르는 전류는 OP앰프 입력단의 전압을 가변저항으로 조절함으로써 조정이 가능하도록 하였다.

실험결과 및 고찰

표 1에 요약한 형태의 자극코일을 제작하여 인체실험을 시행하였다. 자극코일은 직경이 1.5mm인 동선을 사용하여 제작하였으며 전류를 인가할 때 생기는 힘으로 인해 동선이 움직이지 않도록 동선 다발을 예폭시 수지로 고정하였다. 제작한 자기신경자극기로 인체 팔 부분의 정중신경 (Median nerve)을 자극하도록 자체펄스를 인가한 후 근육의 활동전위 (Action potential)를 EMG증폭기와 고속 A/D변환기를 사용하여 측정하였다. 이 실험환경을 그림 7에 나타내었다. 실험에는 자극에 필요한 자계를 만들기 위해서 2000V의 전압으로 100 μ F의 커패시터를 충전한 뒤 방전시켰으며 대형 자극코일을 사용하였다. 자극코일은 팔과 평행하게 인체 피부 위의 10mm 위치에 놓고 자극하였다. 자극코일을 연결한 케이블 및 자극기 내부의 배선은 모두 꼬아서 인덕턴스 성분을 최소화 하여 이로 인한 자계의 발생을 억제하도록 하였다. 근육 활동전위의 전파 과정을 보기 위해 A/D변환기를 싸이리스터 게이트를 통전시키는 신호와 동기시켜 트리거 펄스를 보내고 이후에 전극에서 발생하는 신호를 증폭한 뒤 A/D변환기로 데이터를 수집하였다. 제작한 자극기를 2000V로 충전한 뒤 대형코일로 인체 팔의 정중신경을 자극한 결과 팔의 움직임을 유발할 수 있었으며 이 때 얻은 활동전위 신호 파형을 그림 8에 도시하였다.

결론

전기신경자극법이 가지고 있는 여러가지 문제점을 해

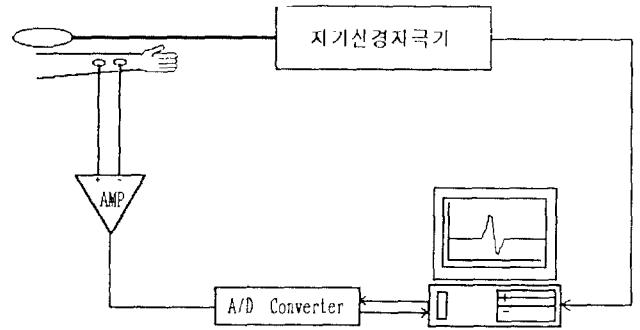


그림 7. 인체실험을 위한 시스템 구성도
Fig. 7. System diagram for human studies

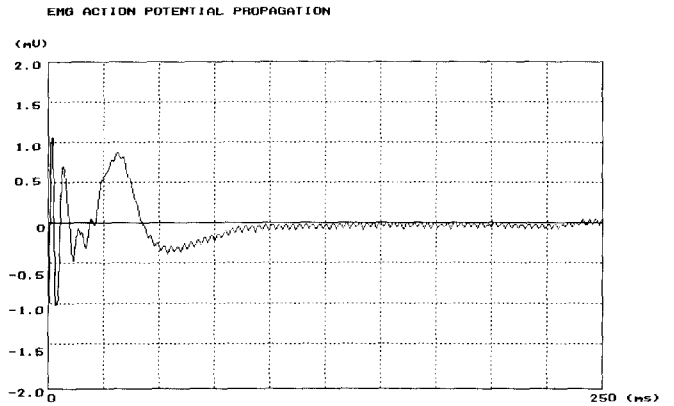


그림 8. 인체 팔에 자극을 준 후 팔의 근육으로부터 발생한 활동전위 신호
Fig. 8. The action potential waveform originating from the human muscle after stimulation of the median nerve

결해 주는 자기신경자극법은 최근 임상적인 응용이 확대되어 가고 있으나 자기신경자극기는 전기신경자극기에 비해 자극부위가 불확실하고 전력소모가 클 뿐만 아니라 외형 크기 및 무게가 큰 문제점을 가지고 있다. 본 논문에서는 기존의 선형 전원 대신 스위칭전원을 사용하여 자기신경자극기의 크기와 무게를 줄이면서도 또한 전력효율을 높일 수 있는 방안을 제시하였다. 실제로 제작한 자기신경자극기의 최대 출력전압은 3,000 volts, 스위칭시간은 100 μ sec인데 이 자기신경자극기의 무게는 약 3.5Kg이었다. 제작한 자기신경자극기로 인체의 팔에 위치한 신경을 자극할 수 있었는데 향후 자기신경자극기의 용량을 보다 확장시키는 연구개발을 하여 인체의 두뇌신경을 자극하는 연구도 진행할 예정이다.

참고문헌

1. M. J. R. Polson, A. T. Barker, and I. L. Freeston, "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. L. A. Geddes, "History of Magnetic Stimulation of the Nervous System", *J. of Clinic. Neurophysiol.*, Vol. 8, No. 1, pp. 3-9, 1991
4. Anthony T. Barker, "An Introduction of the Basic Principles of Magnetic Nerve Stimulation", *J. of Clinic. Neurophysiol.*, Vol. 8, No. 1, pp. 26-37, 1991
5. Reza Jalinous, "Technical and Practical Aspects of Magnetic Nerve Stimulation", *J. of Clinic. Neurophysiol.*, Vol. 8, No. 1, pp. 10-25, 1991
6. S. S. Nagarajan, D. M. Durand, and E. N. Warman, "Effects of Induced Electric Fields on Finite Neuronal Structures: A Simulation Study", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 40, No. 11, pp. 1175-1187, 1993
7. K. R. Davey, C. H. Cheng, and C. M. Epstein, "Prediction of Magnetically Induced Electric Fields in Biological Tissue", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 38, No. 5, pp. 418-422, 1993
8. Abraham I. Pressman, "Switching Power Supply Design", McGraw-Hill Inc., pp. 105-141, 1992