

저주파 플라이백 스위칭회로를 이용한 고성능 자기자극기

이정환^{1,2}, 김형식¹, 허문창^{1,3}, 김정희³

¹건국대학교 의료생명대학 의학공학부, ²건국대학교 의공학실용기술연구소

³(주) 엠큐브테크놀로지

(Received October 9, 2006. November 16, 2006)

A Magnetic Stimulator Adopting a Low-Frequency Fly-Back Switching Circuit

Jeong Han Yi^{1,2}, Hyung Sik Kim¹, Moon-Chang Hur^{1,3}, and Jung-Hoe Kim³

¹School of Biomedical Engineering, College of Biomedical and Health, Konkuk University

²Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University

³Mcube Technology Co., Ltd.

Abstract

Medical magnetic stimulator generates strong magnetic field pulses. Clinical applications of the magnetic pulse are the stimulation of nervous system and the contraction of muscle. The unique source of the strong magnetic pulse is a capacitor-inductor resonator and this inductor generates a strong sinusoidal magnetic pulse by discharging the capacitor with high initial voltage. Continuous muscle contraction needs sequential generation of the magnetic pulses. However, to keep the magnitude of sequential pulses identical, an expensive high-voltage power supply have to support voltage drop of the capacitor between the pulses. A protection circuit between the supply and the resonator is necessary to protect the supply from reverse current caused by capacitor voltage reversal. In this paper, a new circuit structure of the magnetic stimulator adopting a low-frequency fly-back switching is proposed. The new circuit supports sequential pulse generation and allows the reverse current without damage. Performance of the new circuit is examined and a low-cost magnetic stimulator for urinary incontinence therapy is being developed using the presented method.

Key words : magnetic stimulation, fly-back, resonator, urinary incontinence

1. 서 론

자기자극 (magnetic stimulation)을 이용한 인체의 근신경계 자극은 전기자극 (electrical stimulation)과 비교하여 상대적으로 자극에 따른 통증 및 불쾌감이 적고, 전극을 사용하지 않는 비침습적인 방법이므로 의복의 제한 등 제약 없이 적용을 할 수 있는 장점이 있다. 자기자극은 전기자극과 비교할 때 국소 선택성이 매우 떨어지는 단점도 있으나 큰 근육과 신체 심부의 자극이 용이하므로 여러가지 질병의 진단과 치료에 많이 활용되고 있다[1-8]. 자기자극 응용분야의 하나로 요실금치료에 대한 연구가 이루어져 현재 치료에 활발하게 이용되고 있으며, 이 경우 수 초 동안 지속적인 근육수축을 유발하는 방법을 사용하므로 연속적으로 강한 시변자장을 발생 할 수 있도록 자기장 발생 코일과 자기장 발생장

치에 대한 연구개발이 이루어지고 있다[9-11].

강한 시변자기장에 의해 발생하는 와전류에 의한 전기장 생성이 자기자극의 기본이 되며, 시변자기장으로 인체 내 근신경계를 충분히 자극하는 세기의 전기장을 발생시키기 위해서는 자극용 자기장 발생 코일에 매우 강한 펄스 전류를 흘려주어야 한다. 시변 자기장이 발생하는 전기장의 세기는 자기장의 시간변화에 비례하며, 시변자기장의 지속시간이 길수록 강한 자극을 유발할 수 있다. 이러한 목적으로 대용량 커패시터에 충전된 고전압을 자기장 발생용 코일로 방전 시킬 때, 커패시터와 코일의 인덕턴스가 공진 회로를 형성하는 방전회로를 사용하여 정현파 형태의 매우 큰 전류가 흐르도록 하는 방법을 주로 사용한다. 주로 정현파 한 주기 동안 공진형태의 방전이 일어나도록 하며, 커패시터에 축적되었던 전력이 코일로 옮겨진 다음 다시 커패시터로 되돌아오는 한 주기의 공진과정을 통하여 매우 큰 전류의 발생시킨다. 이렇게 한 주기의 방전과정이 완료되었을 때, 방전경로의 전기저항에 의해 발생하는 전력 손실 만큼 고전압 전원장치로 보충을 해주어 다음 방

Corresponding Author : 이정환

건국대학교 의료생명대학 의학공학부, 380-701 충북 충주시 단월동 322

Tel : 043-840-3763 / Fax : 043-851-0620

E-mail : jeong2yi@kku.ac.kr

전에서도 동일한 초기전압으로 공진을 일으킬 수 있도록 한다. 한 주기의 방전으로는 큰 전력의 소모가 발생하지는 않으나 연속자극을 위해 방전을 지속할 경우에는 매우 큰 전력소모가 발생한다.

일반적인 자기자극기에서 커패시터의 초기 충전전압은 1000V 이상의 고전압이며, 방전전류는 1000A 이상이 된다. 발생한 시변 자기장의 주기를 결정하는 공진주파수가 너무 높으면 자극효율이 떨어지므로 수 kHz 범위를 주로 사용한다. 방전회로의 손실에 의한 전력손실 보충량은 단발성 자극일 때와 연속자극일 때 규모가 크게 달라진다. 단발성 자극의 경우 교류전원을 승압변압기로 전압을 필요한 만큼 높인 다음 정류를 하고, 큰 저항치의 직렬저항을 정류기 출력과 방전회로의 커패시터 사이에 삽입하는 방법으로도 충분한 전력공급이 가능하다. 연속자극의 경우 이와 같은 방법은 직렬 저항의 전력손실이 매우 커져 장치의 전력효율이 떨어지고, 열 발생량이 크게 증가하므로 실용적이지 못하다. 따라서 연속자극용 자기장 발생기에서는 방전장치용으로 특별히 설계된 고가의 고전압 대전력 스위칭전원 (SMPS; Switch Mode Power Supply)을 사용하고 있다.

근육의 연속적인 수축을 유발시켜야 하는 용도에서는 방전주파수가 20Hz ~ 50Hz에 이르므로 매 방전 시 발생하는 회로의 전력손실을 보충하기 위해 매우 큰 전력의 보충이 필요하게 된다. 전원에서 공급되는 전력을 줄이기 위해 자극용 인덕터에 축적된 자기 에너지를 커패시터로 다시 되돌리는 방법을 사용하는데, 이 과정에서 커패시터의 전압이 역전되어 충전용 SMPS로 전류가 역류하는 순간이 발생한다. 또한 고전압 SMPS 출력과 대용량 커패시터를 직결한 것에 따른 과도한 전류 흐름과, 커패시터 전압이 0일 때 SMPS 출력이 단락상태가 되는 문제도 있다. 이러한 문제들을 해결하기 위해 일반적으로 용량이 큰 저주파용 인덕터를 SMPS

와 커패시터 사이에 완충 및 보호용으로 연결한다. 이 방법은 고전압 대전력의 방전용 SMPS가 고가이므로 장치의 제조비용이 높아지고, 철심형 저주파 인덕터의 사용에 따른 중량과 부피가 증가하는 문제가 있다.

본 논문에서는 이러한 문제를 해결하기 위해 전원 출력단자로 전류 역류를 허용하는 전원구조를 고안하였고, 고가의 방전회로용 SMPS와 완충용 인덕터를 사용하지 않은 구조의 연속자극용 자기장 발생장치를 제안하였다. 제안한 구조로 요실금치료용 자기자극기로 구현하여 회로의 유용성을 입증하였다. 제안한 구조에서는 낮은 전압의 교류전원으로부터 높은 방전전압을 얻기 위해 스위칭 주파수가 낮은 플라이백(fly-back) 동작의 SMPS 구조를 채용했고, 규소강판 철심을 SMPS 회로의 변압기에 사용하여 역전류에 의해 자기포화가 발생하지 않도록 하였다.

II. 본 론

A. 일반적인 자기자극기 회로구조

그림 1은 단발성 자극용 자기장 발생기의 회로구조이다[8]. V_{in} 은 교류전원을 정류한 고전압 또는 고전압 전원장치의 출력이 되며, 직렬저항 R_s 를 통하여 방전회로의 대용량 커패시터(C)를 충전한다. C에 고전압이 충전되었을 때 SCR (Silicon Controlled Rectifier)를 도통(turn-on)시키면 C가 자기장발생 코일(L)과 폐회로가 되어 공진회로를 구성한다.

방전 초기부터 C의 전압이 0이 될 때 까지 L-C 공진에 의한 1/4 주기의 정현파 전류가 L에 흐르며, 이후 L을 흐르는 전류는 C로 되돌아가고 D_1 을 통하여 방전용 저항인 R을 통해 시정수 L/R로 감쇄한다. 이 때 R의 전력손실은 C와 L의 전력손실을 무시

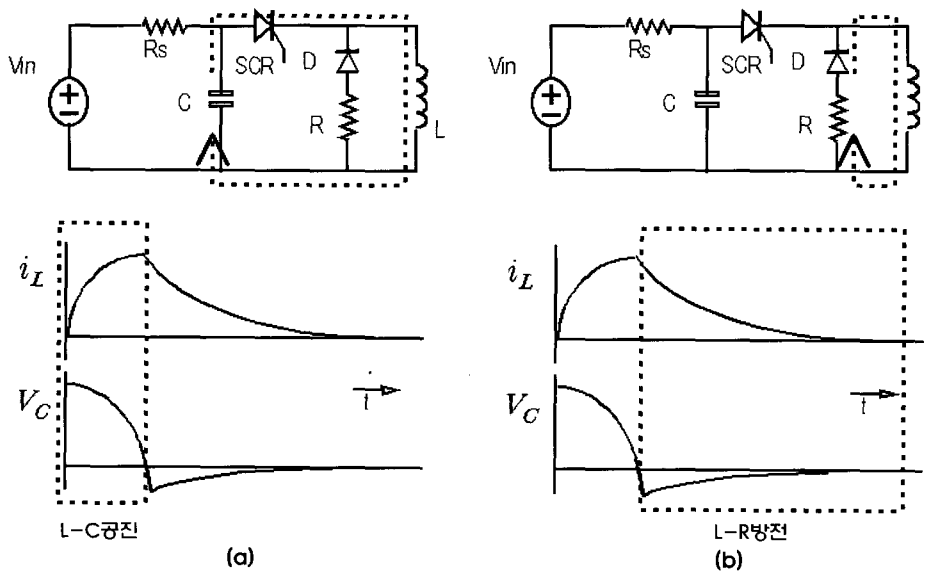


그림 1. 단발성 자극용 자기장 발생기의 구조 및 동작 (a) L-C 공진구간. (b) L-R 방전구간

Fig. 1. A basic magnetic stimulator and its current and voltage waveforms. (a) L-C resonance mode and (b) L-R discharge mode.

하면 $0.5CV_C(0)$ [jule]이 되며, $V_C(0)$ 는 방전 개시 전 C의 충전 전압이다. 이 기간동안 SCR은 차단(turn-off) 상태로 복귀하고, C는 R_S 를 통해 충전을 하여 다음 방전을 준비하게 된다. R_S 의 저항 값을 작게 하면 C를 충전하는 시간을 짧게 하여 방전주기를 짧게 할 수 있지만, 방전횟수의 증가에 따른 R_S 와 R의 전력손실 증가 문제가 발생한다. 또한 R_S 로 흐르는 전류가 SCR의 도통유지전류(holding current)보다 커지면 SCR이 방전완료 후 차단상태로 복귀하지 못하는 문제도 있다. 따라서 각 방전사이의 시간을 줄여 연속적인 근육수축을 유발하는 용도로는 그림 2의 회로구조가 주로 쓰였다[11].

그림 2에서 V_{in} 은 교류전원이며, D_1 은 SMPS 출력으로 역류되는 전류를 막는 다이오드, L_1 은 완충인덕터, C는 방전커패시터, L_2 는 자기장발생코일이다. L_1 은 SMPS에서 C로 과도한 전류가 흐르거나, C의 전압이 역전되었을 때 D_2 와 함께 SMPS에 역전류가 유입되는 것을 방지하는 역할을 한다. 방전용 SMPS는 대용량의 방전커패시터를 빠른 시간에 고전압으로 충전하며, 출력이 단락될 수 있는 방전회로에서 안정적으로 동작하여야 하므로 일반적인 정전압출력 전원장치와는 다른 출력구조를 갖는다. 그림 3은 그림 2 회로의 동작설명이다.

구간 I과 III 동안 C의 충전 전력이 L_1 로 전달되며, 구간 II와 IV 동안 L_2 에 축적된 전력이 C로 전달되는 동작이 일어난다. SCR은 방전의 개시와 공진방전 동작이 한주기 동안만 일어나도록 하는 역할을 한다. L_1 이 L_2 보다 매우 크면 정현파의 한 주기(T_P)는 C와 L_2 의 공진주파수 $f_2 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_2C}}$ 의 역수인 $1/f_2$ 이 된다. 그림 3에서 $f_2 \cong 2.5\text{kHz}$ 이고 $T_P \cong 400\mu\text{s}$ 이다. C의 전압이 역전되

었을 때 C- L_2 가 공진회로를 구성하여 L_2 로 정현전류가 흐르는 것과 달리 L_1 에서는 C가 교류전압원으로 보이게 된다. 따라서 L_2 로 흐르는 전류보다 매우 적은 전류가 C- D_2 - L_1 경로로 흐른다. 이 전류의 크기는 V_C/X_{L1} 으로 간단하게 산출할 수 있다. 여기서 V_C 은 C의 전압으로 L_2 -C 공진주파수 f_2 의 한주기 정현파 펄스이고, L_1 의 리액턴스 $X_{L1} = \frac{1}{2\pi f_2 L_1}$ 이다. L_2 에 흐르는 자극용 자기장 발생전류(i_{L2})는 C의 충전전압(V_C)과 L_2 -C 공진회로의 임피던스 $Z_0 = \sqrt{L_2/C}$ 에 의해 $i_{L2} = V_C/Z_0$ 로 결정된다. i_{L2} 가 1000A 일 때 L_1 의 전류는 10A 내외가 된다. L_1 이 없을 경우 V_C 가 역전되었을 때 C는 D_2 를 통해 단락이 되어 L_2 의 전류가 매우 느리게 감쇄를 하게 된다. L_1 과 D_2 가 모두 없을 경우 역전된 V_C 가 바로 SMPS의 출력에 인가되어 SMPS의 파손을 초래할 수 있다. L_1 은 V_C 의 역전에 의한 전류와 SMPS가 C를 충전하는 전류에서 철심의 자기포화가 발생하지 않도록 충분한 단면적의 철심을 사용해야 하는데, SMPS와 별도로 인덕터를 사용해야 하므로 자기자극기의 실장체적과 중량이 증가하게 된다. 방전용 SMPS는 용도가 제한적이며 높은 신뢰도를 요구하는 장치에 주로 사용되는 매우 고가의 전원장치이고, 자극간격 T_S 안에 V_C 를 방전 종료 후 낮아진 전압으로부터 초기전압 $V_C(0)$ 까지 충전시킬 수 있는 용량이어야 한다.

B. 새로운 자기자극기 회로

그림 4는 새로운 자기자극기의 회로구조이다. 스위칭 소자인 IGBT (Insulated Gate Bipolar Transistor)와 변압기로 구성된 flyback 동작의 SMPS를 사용하는데, 변압기의 2차권선이 완충

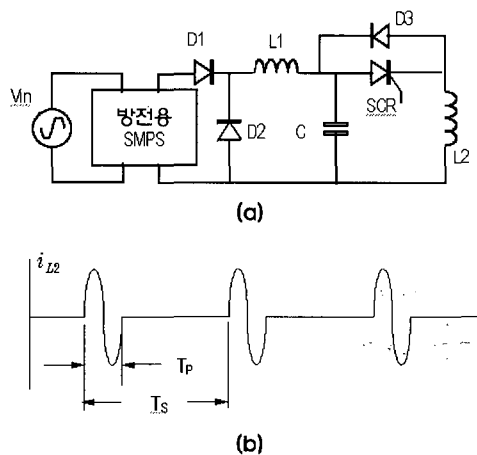


그림 2. 연속자극용 자기자극기의 (a)회로구조와 (b) L_2 전류파형 (i_{L2}). T_P 와 T_S 는 각각 자기장펄스폭과 자극주기이며, 자극주파수 $f_S = 1/T_S$ 이다.

Fig. 2. (a) A magnetic stimulator circuit for continuous stimulation and (b) L_2 current waveform. T_P and T_S are pulse width and interval of the stimulation pulses, respectively. Stimulation frequency $f_S = 1/T_S$.

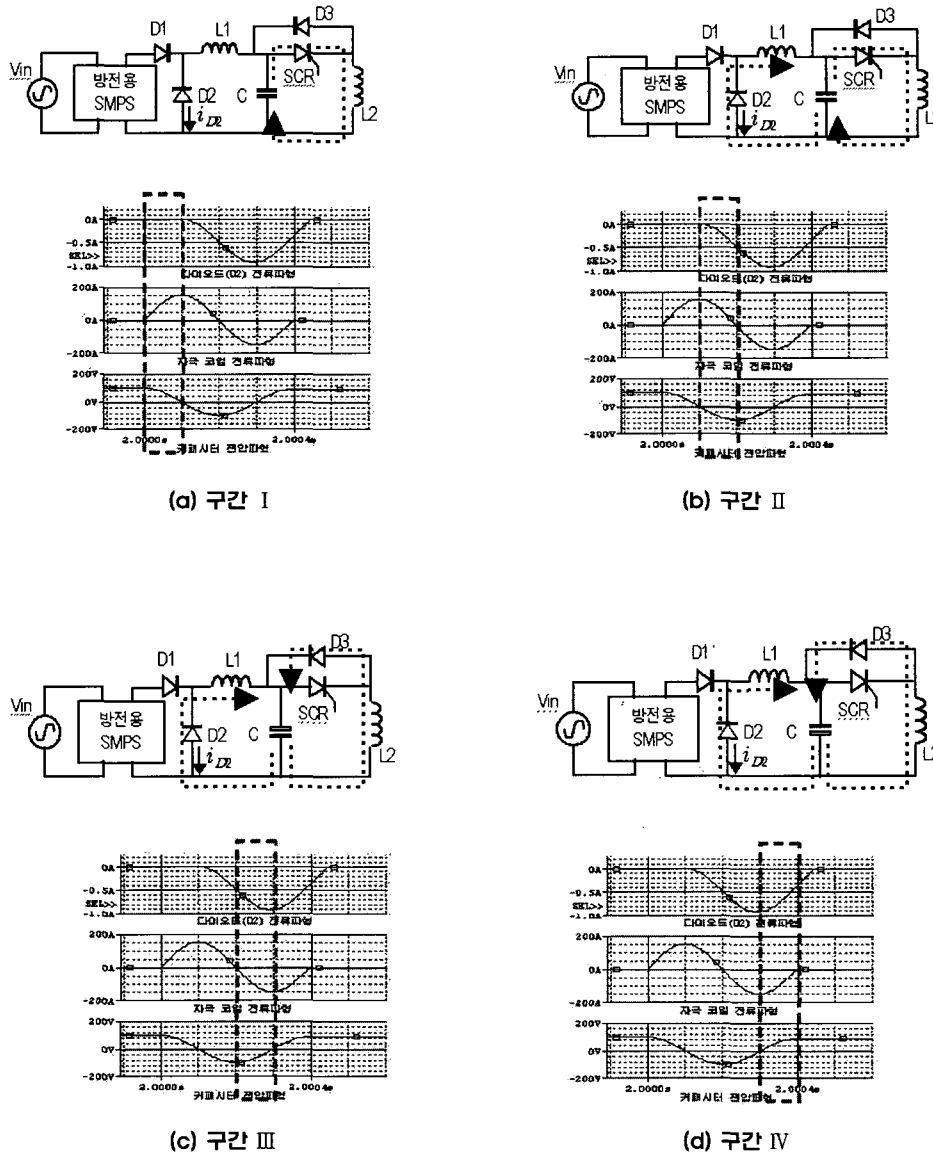


그림 3. 연속자극용 자기자극기의 pSpice 해석파형 ($V_c(0)=100V$, $L_1=12mH$, $L_2=40\mu H$, $C=100\mu F$). 굵은 점선은 각구간에서 전류흐름 경로이다. (a) SCR 도통개시에 의한 방전개시 구간. L_2 의 전류가 0에서부터 최고치까지 정현증가하며, C의 전압은 정현감소를 한다. 이때 SMPS는 출력을 차단하여 L_2 로 흐르는 전류를 0으로 하였다. (b) L_2 의 전류가 최고치로부터 정현감소를 하며 C의 전압은 반전된다. 따라서 L_1 으로 D_1 을 통하여 전류가 흐른다. (c) L_2 의 전류가 역전되어 SCR 대신 D_2 를 통해 전류가 흐르며 SCR은 차단상태가 된다. (d) 한 주기 공진방전의 종료기간으로 방전초기 C로부터 L_2 로 전달된 전력이 다시 C로 전달되어 L_2 의 전류는 0이 된다. 회로의 손실이 없을 경우 C의 전압은 초기값을 회복하게 되지만, 손실 때문에 초기값 보다 낮은 전압으로 회복된다. 이 기간 이후 L_2 의 전류는 C로 전달되며 직선적인 감쇄로 방전주기를 종료한다.

Fig. 3. Results of pSpice simulation of the magnetic stimulator. ($V_c(0)=100V$, $L_1=12mH$, $L_2=40\mu H$, $C=100\mu F$). Broken lines and arrows in the circuits represent current paths and directions. (a) Discharging of the C is started by SCR turn-on. C and L_2 forms L-C resonator loop. Sinusoidal current of L_2 increases to its peak and voltage of the C decreases to zero. (b) D_2 is turned on by voltage reversal of the C. Current and voltage of the L-C resonator continuous oscillation. (c) D_3 is turned on by reversal of resonance current. (d) The current and voltage oscillation is finished by SCR off.

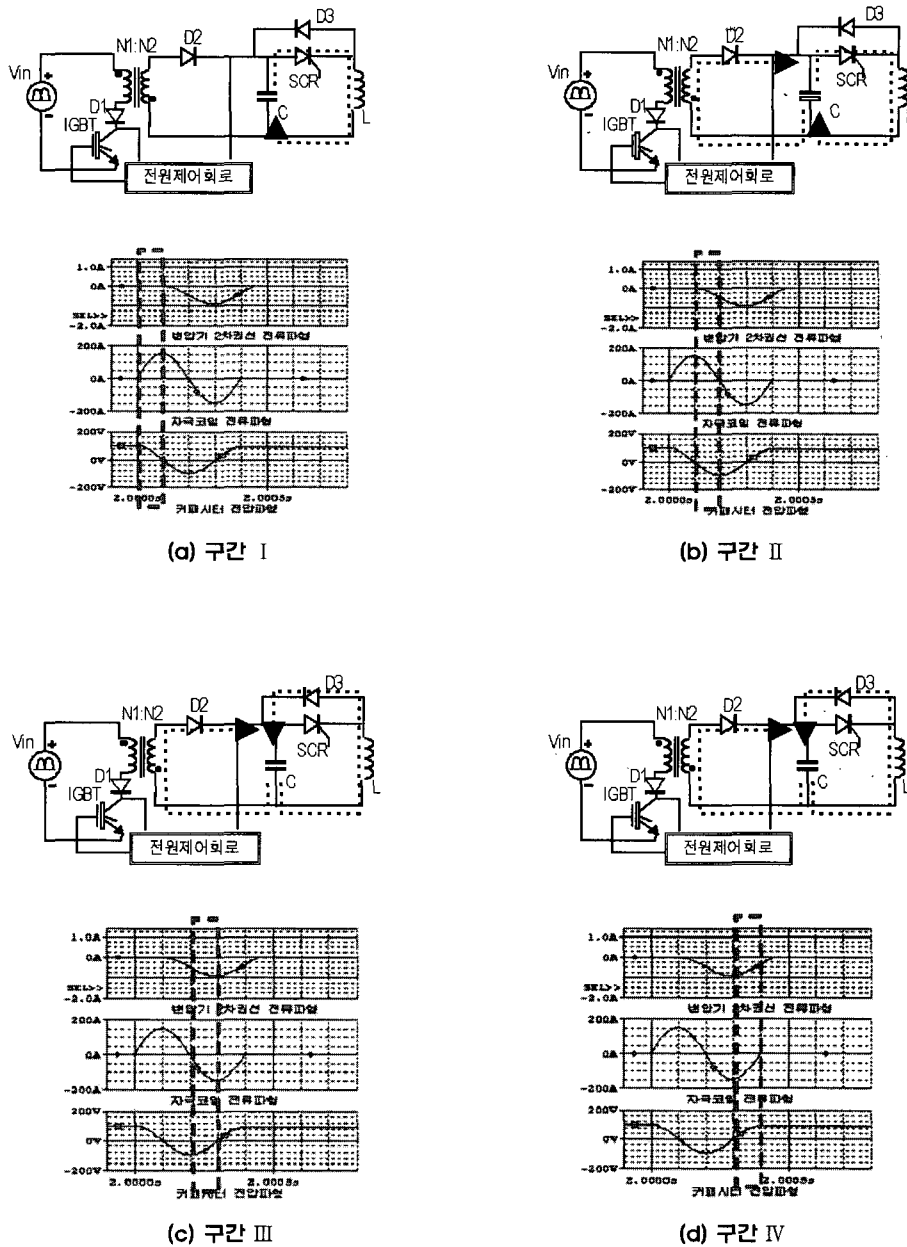


그림 5. 새로운 자기자극기 회로의 pSpice 해석파형. 각 구간별 동작은 그림 3과 동일하며, 플라이백 동작파형은 제외하였다. $V_c(0)=100V$, 변압기 권선비 = 1:2, 2차권선 인덕턴스 = 12mH, $C=100\mu F$, $L=40\mu H$.

Fig. 5. Results of pSpice simulation for the new stimulator. $V_c(0)=100V$. $N_1:N_2 = 1:2$. Inductance of $N_2 = 12mH$. $C=100\mu F$. $L=40\mu H$.

인덕터 역할을 겸한다. 변압기 2차권선의 인덕턴스를 자기장발생 코일의 인덕턴스보다 충분히 큰 값으로 하면 C의 전압이 역전되었을 때 그림 2의 구조와 동일한 동작을 하게 된다. C의 전압이 역전되었을 때 변압기의 1차 권선에 역전압이 인가되므로 IGBT의

내장 역병렬 다이오드를 통해 전류가 흐르지 않도록 D_1 을 사용하였다. 입력전원은 단상교류전원을 전파정류 한 다음 평활용 커패시터 없이 맥류파형을 그대로 사용하였다. 전원선 전류의 포락선이 정현파가 되어 높은 전원역률을 기대할 수 있다. 전원제어회로

는 펄스폭변조신호를 발생하여 IGBT의 게이트 단자를 구동하고, IGBT 콜렉터 단자의 과도한 충격전압을 흡수하며, C의 충전전압을 검출하여 목표치에 도달했을 때 SMPS의 동작을 멈추는 기능을 한다.

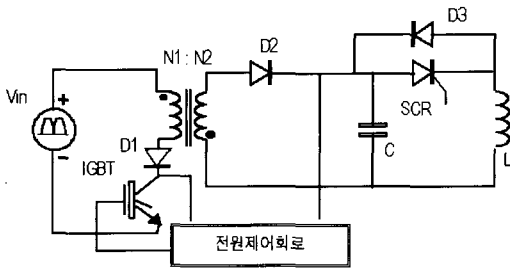


그림 4. 새로운 자기자극기의 회로구조.

Fig. 4. A simplified circuit of the new magnetic stimulator.

그림 4에서 IGBT와 변압기에 의한 SMPS는 전형적인 플라이백 동작을 한다. 플라이백 동작에서 변환전력은 변압기 1차권선의 인덕턴스가 작을수록 증가하며, 인덕턴스를 고정할 경우 스위칭 주파수가 높아질수록 감소한다. 일반적인 SMPS는 변압기를 소형화하기 위해 수10kHz 이상의 높은 스위칭 주파수로 동작하지만 제안한 구조에서는 1kHz 정도의 낮은 주파수로 스위칭을 하였다. 그림 4에서 변압기의 2차권선이 완충 인덕터 역할을 하기 위해서는 매우 큰 인덕턴스를 가져야한다. 고주파 스위칭을 할 경우 변압기 권선의 인덕턴스를 크게 할 수 없을 뿐만 아니라, 고주파 스위칭 변압기에 쓰이는 페라이트코어는 사용가능한 최대 자기장밀도가 0.2tesla 정도로 낮아 C로부터의 역전류에 의해 쉽게 포화되어 정상동작을 할 없다. 낮은 스위칭 주파수를 사용할 경우 규소강판 재질의 철심을 사용할 수 있고, 이 철심의 포화자속밀도는 2tesla에 달하므로 큰 전류에도 쉽게 포화되지 않는다. 스위칭 주파수가 낮기 때문에 변압기 권선의 인덕턴스가 커져도 충분한 전력의 변환이 가능해지며, 회로구조가 간단하고 스위칭 주파수가 낮으므로 장치의 전력효율 향상과 신뢰성 향상도 기대할 수 있다.

그림 5에서 제안한 회로구조도 기존의 연속자극용 자기자극기와 동일한 방전동작을 하는 것을 확인하였다. 그림 3과 5에서 공진 방전회로의 손실이 없는 것으로 가정하였으므로 방전개시와 방전 종료 시 Vc의 변화가 없지만, 실제 회로에서는 주로 자기장발생코일과 배선의 전기저항 때문에 손실이 발생하여 방전종료 전압이 낮아진다. 이 전압강하로부터 방전회로의 손실전력은 다음 식으로 계산되며, 방전커패시터를 충전하는 고전압 전원의 전력용량은 이 손실전력보다 커야 한다.

$$P_s = \frac{1}{2} C f_s (V_c^2(0) - V_c^2(T_p))$$

여기서 $V_c(0)$ 와 $V_c(T_p)$ 는 각각 Vc의 방전개시와 방전종료 전압이다.

III. 실험 및 결과

회로의 실제 동작특성을 확인하기 위해 $V_c(0) \cong 100V$ 인 소규모장치(그림 6)와 $V_c(0) \cong 1000V$ 인 실용규모장치(그림 7)를 구현하였으며, 각각 20V 직류와 60Hz 220V 교류를 브리지정류한 맥류를 입력전원으로 사용하였다. 그림 6에서 C가 플라이백 동작에 의해 충전되어 Vc가 방전 후 낮아진 전압으로부터 목표치(파형에서 약 90V)까지 상승하는 것이 확인되었으며, 방전 중 변압기(T)로 흐르는 역전류에 의해 회로의 이상동작이나 손상이 발생하지 않는 것을 확인하였다.

그림 7에서 T는 규소강판 철심으로 제작한 변압기로 1차와 2차 권선의 권선비는 1:2이며 인덕턴스는 각각 3mH와 12mH였다. 철심의 자기포화 방지와 일정한 인덕턴스를 얻기 위해 철심의 자기회로에 공극을 두었다. C는 90uF 2000V 방전회로용 커패시터이고, L은 40uH의 자기장발생코일이다. 방전동작용 SCR은 200A 1500V 규격의 고속 스위칭용을 사용하였고, 고전압 대전류 회로 결선은 전류용량과 내전압이 충분한 선재를 사용하였다. 그림 8은 그림 7의 장치에서 측정된 결과이다. 전류와 전압은 각각 Tektronix의 전류프로브 (current probe)와 고전압차동프로브 (high voltage differential probe)를 사용하여 측정하였다. Flyback 동작의 스위칭 주파수는 750Hz이고, IGBT 게이트 구동펄스의 듀티비는 50%이었다.

그림 8(a)는 방전회로의 공진방전 전압과 전류 파형이다. 방전 초기 전압 $V_c(0)$ 는 1000V이고, 400us의 방전주기 완료 후 Vc는 750V로 감소하였으며 자기장발생 코일에 흐르는 전류는 1800A_{p-p}였다. $C = 90\mu F$, $f_s = 50\text{Hz}$, $V_c(0) = 1000V$, $V_c(T_p) = 750V$ 이므로 P_s 는 984W가 되어, 플라이백 회로가 이 값 이상의 전력을 변환할 수 있도록 변압기를 설계하였다. 그림 8(b)에서 방전 종료 후 20ms 안에 Vc를 초기값인 1000V로 충전할 수 있으므로 $V_c(0)$ 가 1000V인 경우 50Hz의 자극주파수를 실현할 수 있다. 입력전원으로 60Hz 교류를 브리지정류한 다음 평활회로 없이 사용하였기 때문에 변압기 1차권선 전류파형의 포락선이 전파정류파형을 추종하고 있다(그림 8(c)). 그림 8(d)에서 2

차권선 전류가 전형적인 플라이백 동작특성을 보여준다. 그림 7의 장치에서 $V_c(0)=1000V$ 일 때 자기장발생코일에서 5cm 떨어진 곳에서 침두치 1tesla 이상인 시변자기장이 발생하였다. 자극 주파수(f_s)를 20Hz 이상으로 했을 때 골반저근(Pelvic floor muscle) 및 주변 근육의 연속적인 수축이 유발되는 것을 확인하였다. 고전압 발생에 방전용 SMPS를 사용할 경우 공진방전회로 동작 시 SMPS를 휴지상태로 하여 파손을 방지하지만, 제안한 구조에서는 방전회로 동작기간에 IGBT 스위칭을 하여도 IGBT 및 회로의 다이오드에 인가되는 전압과 전류가 각 소자의 정격을 초과하지 않았다. 제안한 회로 구조로 임상 활용이 가능한 의자형 요실금치료기를 완성하였으며, 의자 하부에 모든 회로 구조를 장착하였다. 다수의 냉각팬을 내부에 설치하여 온도상승을 억제하였고, 최대

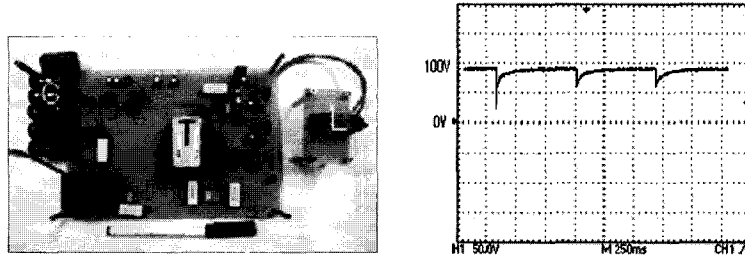


그림 6. 소규모로 구현한 자기장자극기와 Vc 파형. C=90uF, L=40uH. T는 PQ5050 페라이트코어 사용.
 Fig. 6. A photo of realized new stimulator (low power) and waveform of Vc (C=90uF, L=40uH. T: PQ5050 ferrite core).

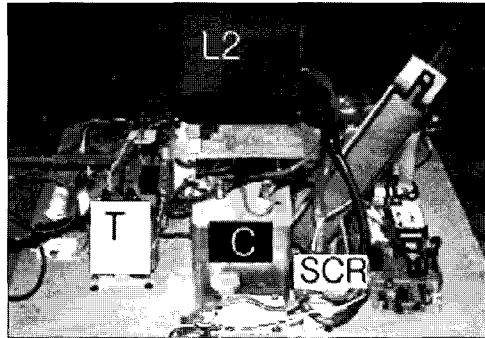


그림 7. 제한한 회로구조로 구현한 실용규모의 자기자극기 실험장치.
 Fig. 7. A photo of realized new stimulator (practical power)

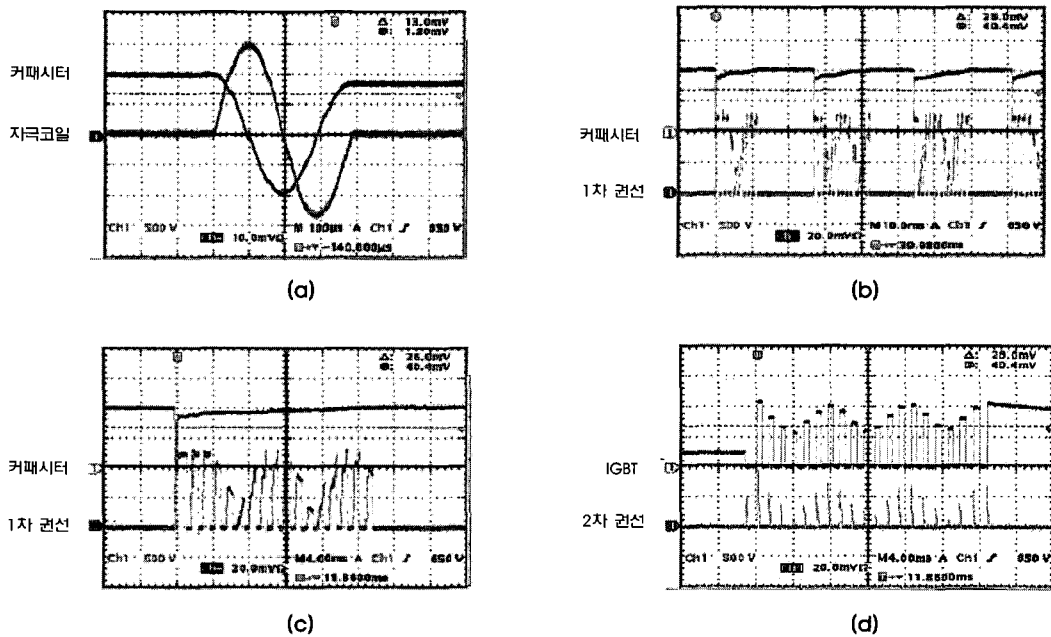


그림 8. 제한한 자기자극기의 동작파형. (a)방전회로의 전압(Vc) (500V/div)과 자극코일 전류 (500A/div). 100us/div. (b)Vc 충전특성 (500V/div)과 변압기 1차권선 전류 (10A/div). 10ms/div. (c)(b) 파형의 시간 축 확대 (4ms/div). (d)IGBT의 컬렉터전압 (500V/div)과 변압기 2차권선 전류 (10A/div). 4ms/div.
 Fig. 8. Measured waveforms of the new magnetic stimulator. (a) Vc (500V/div) and L₂ current (500A/div). 100us/div. (b) and (c) Vc (500V/div) and the primary winding current of the transformer (10A/div). Horizontal ; (b) 10ms/div and (c) 4ms/div. (d) Collector voltage of the IGBT (500V/div) and the secondary winding current of the transformer (10A/div). 4ms/div.

50Hz의 자극주파수로 자극과 휴지기를 1:1로 했을 때 30분 이상의 연속동작이 가능하였다.

IV. 고찰 및 결론

연속자극이 가능하고, 장치의 소형화 및 원가절감이 가능한 의료용 시변자기장발생기의 새로운 회로구조를 제안하였고, 동작 해석 및 실제 동작실험을 통하여 새로운 구조의 유용성을 입증하였다. 제안한 구조에서 SMPS 회로가 낮은 스위칭 주파수로 동작하므로 변압기 권선의 인덕턴스를 크게 할 수 있었고, 공진방전회로의 전압역전에 따라 발생하는 변압기 2차권선의 역 유입전류가 기존회로와 동일한 수준이 되었다. 또한 이 전류에 의해 변압기가 포화되는 문제도 발생하지 않았다. SMPS의 IGBT가 낮은 스위칭 주파수로 동작하므로 게이트 구동이 간단해지고, 스위칭 손실도 적어 최대 20A의 전류를 스위칭 하지만 소형의 기판부착용 방열기로 IGBT의 충분한 냉각이 가능하였다. 교류전원에서 공급하는 전류의 포락선이 정현파를 추종하므로 높은 전원역률을 기대하였으나, 전원전류의 고조파가 많아 실측 역률은 0.63으로 높지 않았다. 동작실험에서 750Hz의 낮은 주파수로 플라이백 회로 스위칭을 하였기 때문에 20번 이하의 IGBT 스위칭으로 C가 충전되었다. 따라서 한번의 IGBT 스위칭으로 충전되는 Vc의 변화가 교류전원의 위상에 따라 최대 30V에 달하였으므로 Vc의 정밀한 제어가 곤란하였다. IGBT의 스위칭 주파수를 높이면 Vc 제어 정밀도를 높일 수 있으나 변압기의 히스테리시스 손실이 증가하고, 2차권선의 인덕턴스가 작아져 역전류가 증가하는 문제가 있다. 최대 자극주파수가 낮아도 되는 경우에는 IGBT의 게이트를 구동하는 펄스의 듀티비를 제어하는 것으로 전압 정밀도를 개선할 수 있었다. 현재의 역률특성과 Vc제어 정밀도라도 실용상 문제는 없으나 플라이백 회로를 다상 스위칭 등으로 보완하면 역률과 전압제어 정밀도를 향상시킬 수 있다. 가청대역의 낮은 주파수로 스위칭을 하므로 변압기에서 가청주파수의 소음이 발생하지만, 방전에 따라 발생하는 충격음보다 매우 작으므로 실용상 문제가 없었다.

의료용 자기자극기에서 고가의 방전용 SMPS와 완충 인덕터로 구성된 회로를 IGBT와 규소강판 변압기 각 1개로 구성되어 플라이백 동작을 하는 SMPS회로로 간략화 하였다. 제안한 구조로 요실금치료용 자기자극기를 완성하였으며, 간단한 회로구조의 채용

으로 제조비용을 크게 낮출 수 있었다. 고전압 전원장치를 포함한 전체회로의 설계제작으로 향후 성능향상 및 제품사양의 다양화에도 쉽게 대응할 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

- [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] 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.
- [3] F. Grandori, P. Ravazzani, "Magnetic stimulation of the motor cortex-theoretical considerations," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 180-191, 1991.
- [4] 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, pp. 418-422, 1991.
- [5] R. Jalinous, "Technical and Practical Aspects of Magnetic Nerve Stimulation," *J. of Clinic. Neurophysiol.*, vol. 8, no. 1, pp. 10-25, 1991.
- [6] J. Ruohonen and R. J. Ilmoniemi, "Focusing and targeting of magnetic brain stimulation using multiple coils," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 36, pp. 297-301, 1998.
- [7] J. Ruohonen, P. Ravazani, F. Grandori, and R. Ilmoniemi, "Theory of multichannel magnetic stimulation: toward functional neuromuscular rehabilitation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 646-651, 1999.
- [8] Soo Yeol Lee, Seong Keun Lee, and Jeong Han Yi, "The magnetic nerve stimulator using a switching mode power supply," *J. of Biomed. Eng. Res.*, vol. 16, no. 3, pp. 265-270, 1995.
- [9] B. H. Han, S. Y. Lee, J. H. Kim, and J. H. Yi, "Some technical aspects of magnetic stimulation coil design with the ferromagnetic effect," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 41, pp. 516-518, 2003.
- [10] N. Ishikawa, S. Suda, T. Sasaki, T. Yamanishi, H. Hosaka, K. Yasuda, and H. Ito, "Development of a non-invasive treatment system of urinary incontinence using a functional continuous magnetic stimulator," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 36, pp. 704-710, 1998.
- [11] Magnetic Nerve Stimulator for Exciting Peripheral Nerves, US Patent US98-27818.