

자계 거울 효과를 이용한 신경 자극 코일

한병희* · 김기왕* · 김재곤* · 박태석* · 이수열* · 조민형* · 양종수* · 김정희**

*경희대학교 동서의학대학원, **한양대학교 의과대학 의공학교실
(2002년 5월 13일 접수, 2002년 8월 30일 채택)

Magnetic Nerve Stimulation Coils with Magnetic Mirror Effect

B.H. Han*, G.W. Kim*, J.G. Kim*, T.S. Park*, S.Y. Lee*, M.H. Cho*, J.S. Yang*, J.H. Kim**

*Graduate School of East-West Medical Science, Kyung Hee University,

**Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Hanyang University

(Received May 13, 2002. Accepted August 30, 2002)

요약 : 시변 자계를 이용하여 비접촉적인 방법으로 신경을 자극하기 위해서는 신경자극코일에 대용량 전류 펄스를 순시적으로 인가해야만 한다. 신경자극코일에 인가하는 전류 펄스의 주파수를 증가할수록 신경자극코일에 전력을 공급하는 전력공급기의 용량이 커지게 되고 신경자극코일에 발생하는 열량도 커지는 문제가 발생한다. 본 논문에서는 이러한 문제를 완화 하기 위해 새로운 형태의 신경자극코일을 제안하였다. 신경자극코일에 강자성체 구조물을 부착하여 자계 거울 효과를 내게 하면 신경자극코일의 효율이 증가하게 된다. 다양한 형태의 신경자극코일에 대해 자계 거울 효과를 유한요소법으로 분석하였고, 몇 종류의 신경자극코일에 대해 실험한 결과를 제시하였다.

Abstract : For non-contact nerve stimulations using time varying magnetic field, high amplitude current pulses have to be applied to a magnetic nerve stimulation coil. To increase the magnetic stimulation frequency, we have to increase both power supply capacity and cooling capacity of the magnetic nerve stimulator. To alleviate these problems, we propose a new magnetic nerve stimulation coil design methods. Utilizing magnetic mirror effect of a ferro-magnetic plate attached to a magnetic stimulation coil, we have improved efficiency of the stimulation coil. We have analyzed magnetic mirror effect for various kinds of stimulation coils using the finite element method, and we present experimental results obtained with several kinds of stimulation coils.

Key words : Magnetic nerve stimulation, Magnetic mirror, Stimulation coil, Ferro-magnetic material

서 론

자기 신경자극기(magnetic nerve stimulator)는 1980년대 초반 최초로 개발된 이래로 많은 발전을 거듭해 왔다[1-4]. 자기 신경자극기는 시간적으로 변하는 자계를 생체에 인가하여 생체 내에 전계가 유도되는 현상을 이용하고 있다. 이 때 유도되는 전계의 크기는 전기 자극에서 사용되는 전계의 크기, 즉 수십 V/m 정도가 되어야 하기 때문에 생체에 인가해야 할 펄스형 시변 자계(time varying magnetic field)의 크기는 수 Tesla 정도가 되어야 하며 시변 자계의 스위칭 시간도 수백 msec 이하이어야 한다[5-10]. 이와 같이 강한 자계를 짧은 시

간 내에 스위칭 해야 하는 기술적인 제약 때문에 초기 단계 자기 신경자극기의 자계 펄스 발생 주파수는 수 Hz 미만이였다. 따라서 자기 신경자극기는 치료 목적 보다는 신경계통의 기능을 계측하는 진단 목적으로 주로 쓰여 왔다. 그러나 최근 전력전자 기술의 발달로 자기 신경자극 시스템의 자계 펄스 발생 주파수는 20~50Hz 수준까지 향상되었다. 이에 따라 자기 신경자극기술은 진단 뿐만 아니라 마비 신경 재활, 근력 강화, 요실금 치료, 우울증 치료 등 치료 목적으로 사용되기에 이르렀다[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[14-17]. 자기자극으로 인하여 발생하는 생체내 물리적 현상 및 안전에 관하여 많은 선행연구가 이루어 졌다. 현재까지 심혈관 계통이나 호르몬 계통, 대뇌 인지영역 등의 인간에 대한 전반적인 부

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

분에 있어서 위해성이나 부작용은 보고되지 않고 있다[18].

자기 신경자극기를 치료 목적으로 사용할 경우 자극 주파수가 적어도 50 Hz는 되어야 하기 때문에, 자극코일에 전력을 공급하는 전력공급기의 용량이 증가하여야 한다. 또한 자극 코일에 발생하는 열량도 주파수에 비례하여 증가하기 때문에 자극 코일 냉각장치의 냉각 용량도 증가하여야 한다. 본 논문에서는 이러한 문제들을 완화하기 위해 새로운 형태의 자극코일 설계 기술을 소개하였다. 기존의 자극코일에 강자성체 구조물을 부착하게 되면 자계 거울(magnetic mirror) 효과가 나타나게 되고 이 효과로 인해 단위 전류 당 자계 강도는 증가하게 된다. 따라서 전력공급기의 용량 감소와 자극 코일이 발생하는 열량의 감소를 기대할 수 있다. 다양한 자극코일 형상에 대해 자계 거울의 효과를 요한요소법을 이용해 분석하였고 실제로 제작한 자극 코일에 대한 실험 결과를 소개하였다.

자계 거울 효과

만일 크기와 투자율이 무한대인 자성체 주위에 전류가 흐른다면, 전류가 만드는 자계 분포는 자성체 표면으로부터 반대인 위치에 전류의 방향과 크기가 같은 거울 전류가 있는 것으로 상정하여 구할 수 있다[19]. 그림 1에 자계 거울 효과를 도식적으로 나타내었다. 투자율이 무한대인 구조물의 표면에서는 자계의 수직 성분만 존재하게 된다. 따라서 그 구조물의 크기가 무한대인 경우 권선이 만드는 자계는 구조물 표면으로부터 반대편으로 같은 거리에 같은 모양의 권선이 있다고 가정하여 구한 자계와 같게 된다. 이와 같은 현상을 본 논문에서는 자계 거울 효과라 부르기로 한다. 실제 상황에서는 자성체의 크기와 투자율이 유한하므로 자계 거울 효과가 완벽하게 일어나지는 않을 것이다. 또한 자성체가 완전한 절연체가 아닌 경우 권선에

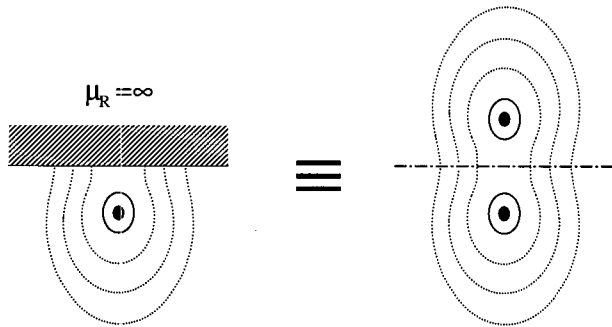


그림 1. 자계 거울 효과. 자성체 표면에서는 자계의 수직성분만 존재한다.

Fig. 1. The magnetic mirror effect. Only perpendicular magnetic field exists on the surface of the ferro-magnetic structure.

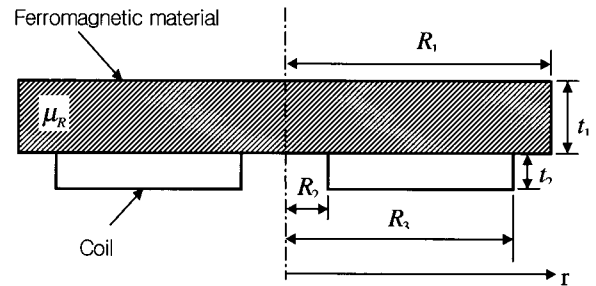


그림 2. 자계 거울 효과를 분석하기 위한 자성체와 권선의 형태. 자성체는 원판형이고 권선은 환형이다.

Fig. 2. A ferro-magnetic plate and a coil used for analyses of the magnetic mirror effect. The ferro-magnetic plate has a cylindrical shape and the coil has a ring shape.

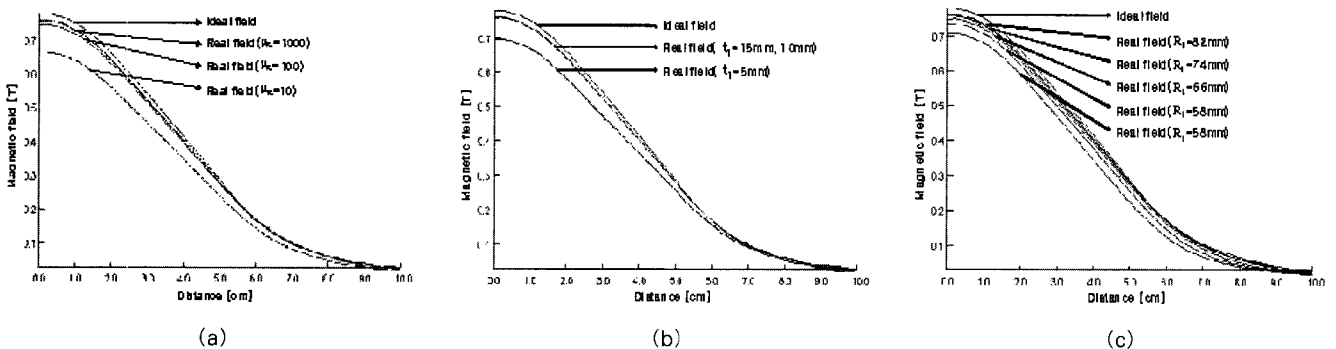


그림 3. 자계 거울 효과로 구한 이상적인 자계와 실제 자계와의 비교

- (a) 자성체의 상대 투자율이 10, 100, 1000인 경우($R_1=75\text{mm}$, $t_1=10\text{mm}$)
- (b) 자성체의 두께가 5mm, 10mm, 15mm인 경우($R_1=75\text{mm}$, $\mu_R=1000$)
- (c) 자성체의 반경이 50mm, 58mm, 66mm, 74mm, 82mm인 경우($t_1=10\text{mm}$, $\mu_R=1000$)

Fig. 3. Magnetic field obtained with the magnetic mirror effect and the actual magnetic field

- (a) In the case $\mu_R=10, 100, 1000$ ($R_1=75\text{mm}$, $t_1=10\text{mm}$)
- (b) In the case $t_1=5\text{mm}, 10\text{mm}, 15\text{mm}$ ($R_1=75\text{mm}$, $\mu_R=1000$)
- (c) In the case $R_1=50\text{mm}, 58\text{mm}, 66\text{mm}, 74\text{mm}, 82\text{mm}$ ($t_1=10\text{mm}$, $\mu_R=1000$)

시변 전류를 인가할 때 자성체 내에 와전류(eddy current)가 발생한다. 이 와전류가 이차적으로 만드는 자계의 방향은 자계 거울 효과가 만드는 자계의 방향과 반대이므로 와전류는 자계 거울 효과를 감소시키게 된다. 그림 2에 자계 거울 효과를 보기 위한 자성체 형상을 나타내었다. 자성체는 원판 형태를 하고 있으며 그 바로 아래 환형 코일이 놓여 있다. 원판형 자성체의 반경은 R_1 이고 두께는 t_1 이다. 자성체 표면에 접하여 환형 코일이 놓여 있으며 환형 코일의 내측 반경 및 외측 반경은 각각 R_2 , R_3 이다. 그리고 코일의 두께는 t_2 이다. 그림 2에 보인 자성체와 코일 형상에 대한 자계 거울 효과를 분석하여 그림 3에 보였다. 코일의 내측 반경 및 외측 반경은 각각 $R_2=10\text{mm}$, $R_3=54\text{mm}$ 로 하였으며, 코일의 두께는 7mm로 하였다. 자성체와 코일의 간격은 0으로 하였으며 코일전류는 1,400A로 하였다. 그림 3 (a)에 $R_1=75\text{mm}$, $t_1=10\text{mm}$ 이고 자성체의 상대 투자율(relative permeability) mR 이 10, 100, 1000일 때 자계 거울 효과로 얻은 실제의 자계와 이상적인 자계 거울 효과로 구한 자계를 나타내었다. 이상적인 자계 거울 효과로 얻은 자계는 자성체 표면 반대편에 같은 형상의 코일이 한 개 더 있다고 가정하여 얻은 것이다. 자계 분포는 유한요소법을 이용해 구하였다. 유한요소법 소프트웨어로는 Vector Fields사의 Opera 8.0을 사용하였다. 이때 사용한 코일의 전류는 실제의 신경 자극기에 사용되는 전류와 같은 2.5kHz의 정현파를 사용하였으며, 전류밀도는 $10\text{kA}/\text{cm}^2$ 로 설정하였다. 본 논문에서의 시뮬레이션은 이상적인 자계 거울 효과에 근접한 효과를 내면서 실제로 구현이 용이하도록 구조강판의 규격을 최적화시킬 수 있도록 하기 위하여 수행되었다. 코일의 Geometry는 환형구조로 고정하였으며, 최적화 변수로 구조강판의 상대 투자율, 두께, 반경을 선정하였다. 그림 3 (a)에 보인 자계는 코일 밑면으로부터 10mm 떨어진 곳에서 코일과 평행한 면에 있으면서 중심축을 교차하는 선 상에서 구한 것이다. 이 유한요소법 해석으로부터 상대 투자율이 100 이상이면 자계 거울 효과가 거의 이상적으로 일어남을 알 수 있다. 그림 3 (b)에 자성체의 상대 투자율은 1000, 반경은 75mm, 그리고 자성체의 두께가 5mm, 10mm, 15mm로 변하는 경우 실제 자계와 이상적인 자계 거울 효과로 얻은 자계를 비교하였다. 그림에서 자성체의 두께가

10mm일 때와 15mm 일 때는 거의 동일한 자계분포를 보이고 있으며, 10mm 이상이 되면 자계 거울 효과가 거의 이상적으로 발생함을 알 수 있다. 그림3 (c)에 자성체의 상대 투자율이 1000, 두께가 10mm, 그리고 반경이 50mm, 58mm, 66mm, 74mm, 82mm로 변하는 경우 자계 거울 효과로 얻은 실제 자계와 이상적인 자계를 비교하였다. 그림에서 자성체의 크기가 코일 크기에 비해 20% 이상 크면 자계 거울 효과가 거의 이상적으로 일어남을 알 수 있다.

자기 신경자극코일 설계

자계 거울 효과를 이용한 설계 기법은 다양한 형태의 자극 코일 설계에 활용될 수 있다. 자극코일의 형상은 용도에 따라 다양한 형상을 가질 수 있다. 예를 들면 넓은 영역을 자극하고자 하는 경우에는 그림 4 (a)에 보인 것과 같이 넓은 환형 코일이, 그리고 좁은 영역을 선택적으로 자극하고자 할 때에는 그림 4 (b)에 보인 것처럼 8자형 코일이 적합하다. 자극 코일에 순시적으로 큰 전류를 공급하기 위해 그림 5에 보인 것처럼 커패시터를 고압으로 충전한 뒤 이를 자극코일에 순시적으로 방전하는 방법을 사용한다. 자극코일과 커패시터 사이의 스위칭 소자로는 SCR(Silicon Controlled Rectifier), IGBT(Insulated Gate Bipolar Transistor) 등이 사용되고 있다. 자극코일은 저항과 인덕턴스로 모델링할 수 있다. 용량이 C인 커패시터를 V_C 의 전압으로 충전한 뒤 이를 자극코일에 방전시키면 자극코일에 흐르는 전류 $i(t)$ 는 아래의 식으로 표현된다.

$$i(t) = Ae^{-\alpha t} \sin(\omega_d t) \tag{1}$$

$$A = \frac{2V_{CC}}{\sqrt{4LC - R^2C^2}}, \quad \alpha = \frac{R}{2L}, \quad \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}}, \quad \omega_d = \sqrt{\omega_0^2 - \alpha^2}$$

자극 코일에 흐르는 전류는 감쇄 정현파 모양이 되는데 이 정현파의 주파수는 커패시터의 용량과 자극코일의 인덕턴스에 의해서 결정된다. 자극 코일에 의해 생체 내에서 발생하는 와전류는 주파수의 함수이므로 자극 코일의 성능을 비교할 때에는 정현파의 주파수를 같게 해야만 한다. 따라서 본 논문에서

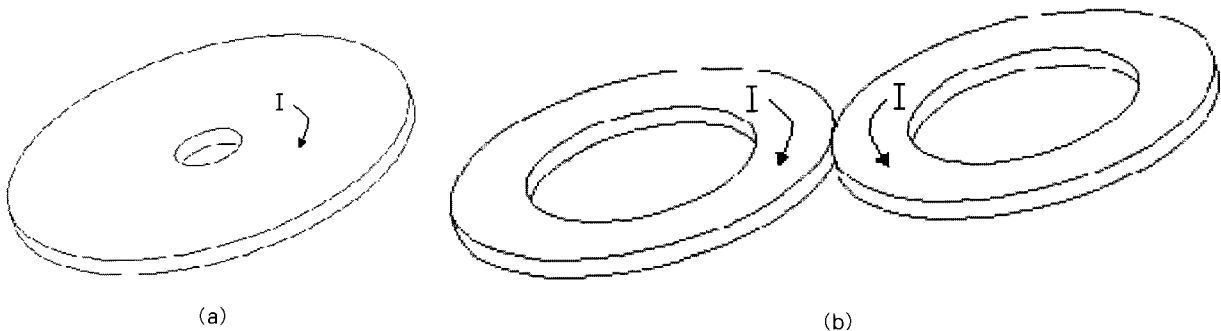


그림 4. (a) 원형 코일 (b) 8자형 코일
Fig. 4. (a) Circular coil (b) Figure-8 coil

는 자극코일의 인덕턴스를 같은 값으로 하여 분석하였다. 그림 6에 환형 코일을 설계한 한 예를 나타내었다. 그림 6의 (a)에 자성체가 없을 때 40μH의 인덕턴스를 가지는 환형 코일을 나타내었다. 이 환형 코일을 단면이 2mm×7mm인 사각형 권선으로 만들 경우 권선수는 25가 된다. 같은 모양의 권선을 사용하여 자성체와 결합된 형태로 만든 자극코일의 형상을 그림 6 (b)에 나타내었다. 그림 6 (b)의 경우 자계 거울 효과로 인해 자극코일의 인덕턴스는 최대 2배까지 증가할 수 있다. 이때, 두 코일의 특성비교를 위하여 인덕턴스를 같게 할 필요가 있다. 코일의 인덕턴스는 코일의 재질 및 구조적인 특성에 따라 달라질 수 있다. 본 실험에서 사용한 두 코일은 같은 재질 및 같은 단면크기를 가진 코일로 구성하였으며, 내경을 20mm로 고정하였다. 그리고 코일의 환형 구조를 변화시키지 않고 오직 코일의 권선수를 조정하여 인덕턴스를 조절하는 방법으로 두 코일의 인덕턴스를 40μH로 맞추었다. 자극 코일의 인덕턴스를 40μH로 같게 할 경우 권선수는 25에서 22로 줄어 들었다. 자성체의 반경은 75mm이며, 두께는 10mm로 하였다. 그림 6 (a)와 (b)에 보인 코일에 단위 전류를 인가했을 때 발생하는 자계의 분포를 그림 7 (a)와 (b)에 보였다. 그림 7의 자계 분포는 자극코일 밑면으로부터 10mm 떨어진 평행 면 상에서 구한 것으로 권선에 흐르는 전류의 크기는 1400A로 하였다. 그림 7에서 자성체를 이용한 경우 인덕턴스를 같게 하기 위해 권선 수를 줄였음에도 불구하고 최대 자계 강도가 0.50Tesla에서 0.76Tesla로 약 52% 증가했음을 알 수 있다.

자기 신경자극코일에 전류를 인가하면 자극코일에 열이 발생한다. 이 열을 효율적으로 냉각할 수 없을 경우 자극 코일에 인가할 수 있는 주파수가 제한 받게 된다. 자기 신경자극코일에 식(1)로 표현되는 한 주기의 정현파 전류가 흐를 때 자극 코일에서 발생하는 열량은 식(2)와 같이 자극코일에서 소모되는 에너지 W_c 로 구할 수 있다.

$$W_c = \int_{t_1}^{t_2} Ri(t)^2 dt = \frac{1}{2} C (V_1^2 - V_2^2) \quad (2)$$

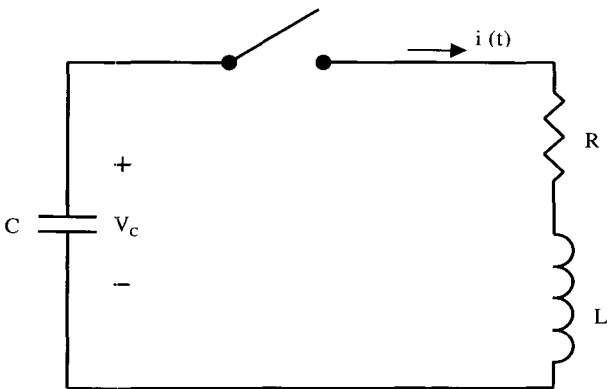


그림 5. 자극코일에 전류를 인가하기 위한 회로
Fig. 5. A circuit for feeding current into the stimulation coil

식 (2)에서 V_1 은 방전 직전에 커패시터에 충전된 전압을, V_2 는 자극 코일에 한 주기의 전류를 인가한 후 커패시터에 다시 충전되는 전압을 나타낸다. 그리고 ω 는 1주기 동안의 방전을 시작한 시간과 끝나는 시간을 말한다. 자극코일이 열로 소모한 에너지는 자극 직전과 직후의 에너지 차로 알 수 있으며, 이는 자극코일의 저항성분에서 소모한 에너지로 결정된다. 1주기 자극 직전과 직후의 전압 V_1, V_2 는 아래의 식 (3)과 (4)로 표현된다.

$$V_1 = V_c \sqrt{\frac{4LC}{4LC - R^2 C^2}} e^{-\alpha t_1} \cos\left(\omega_d t_1 - \tan^{-1} \frac{RC}{\sqrt{4LC - R^2 C^2}}\right) \quad (3)$$

$$V_2 = V_c \sqrt{\frac{4LC}{4LC - R^2 C^2}} e^{-\alpha t_2} \cos\left(\omega_d t_2 - \tan^{-1} \frac{RC}{\sqrt{4LC - R^2 C^2}}\right) \quad (4)$$

위의 식에서 자극코일의 인덕턴스 L과 커패시터 용량 C는 일정하므로 자극코일에 발생하는 열량은 자극코일의 저항 R에 의해서 결정된다. 자계 거울 효과를 이용할 경우 권선 수가 줄어들게 되므로 자극 코일의 저항값도 줄어들게 된다. 그림 6 (b)에 나타낸 자극코일의 권선 길이는 445cm로 그림6 (a)의 권선 길이 553cm보다 약 20% 적다. 이것은 자극 코일의 저항값이 약 20% 감소한다는 것을 의미한다. 예를 들어 $V_1=1000V$, $L=40\mu H$, $C=90\mu F$, $R=32m\Omega$ 인 경우(자계 거울이 없는 경우) V_2 는 860V가 되고, 자계 거울을 사용하여 R값을 26mΩ으로 19% 감소시키면 V_2 는 885V가 된다. 이 경우 W_c 는 11.7Joules에서 9.8Joules로 감소한다. 즉, 자계거울이 있는 경우 소모되는 에너지의 효율은 약16%의 상승효과를 나타낸다.

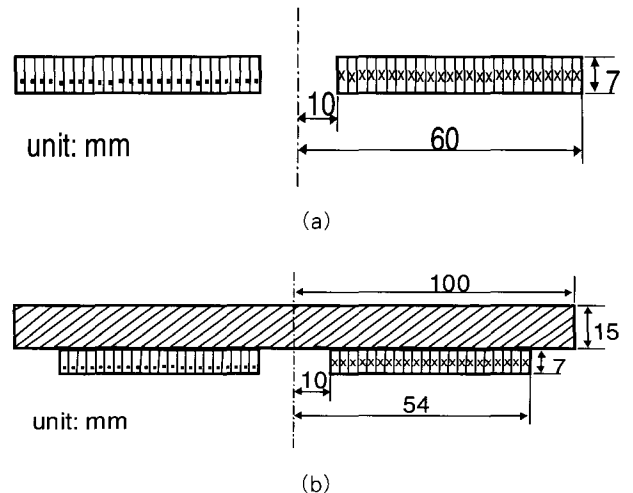


그림 6. (a) 40μH의 인덕턴스를 가진 자극 코일 (자계 거울이 없는 경우)
(b) 40μH의 인덕턴스를 가진 자극 코일 (자계 거울이 있는 경우)
Fig. 6. (a) A stimulation coil with 40μH inductance (without a magnetic mirror)
(b) A stimulation coil with 40μH inductance (with a magnetic mirror)

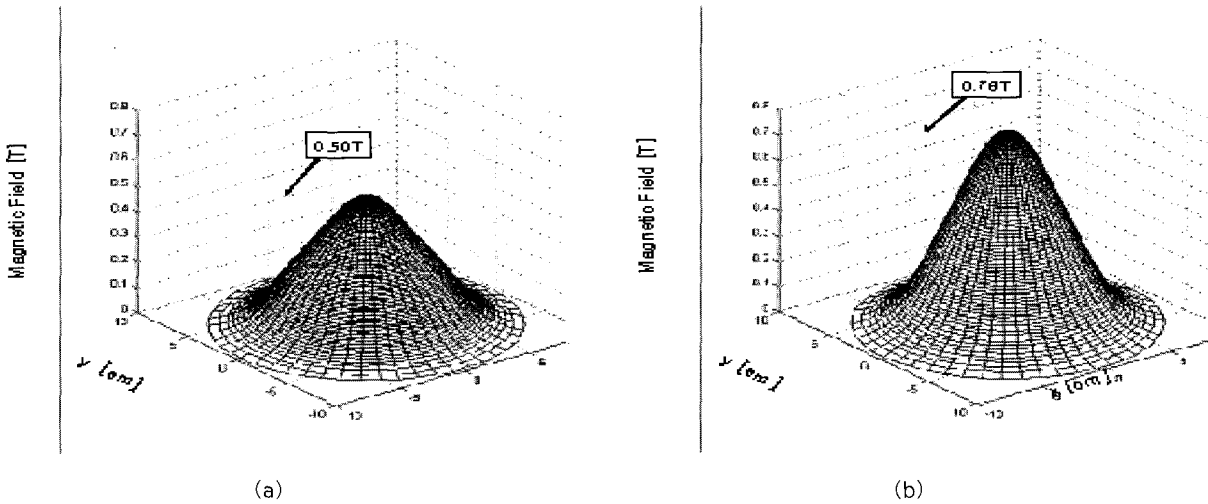


그림 7. (a) 그림 6 (a)의 자극코일이 만드는 자계 분포도
 (b) 그림6 (b)의 자극코일이 만드는 자계 분포도
 Fig. 7. (a) The magnetic field produced by the stimulation coil shown in Fig. 6 (a)
 (b) The magnetic field produced by the stimulation coil shown in Fig. 6 (b)

결과 및 고찰

그림 6 (a)와 (b)에 보인 자극 코일을 실제로 제작하였다. 자극 코일은 에나멜 피복이 있는 동선을 사용하여 만들었다. 자성체로는 규소강을 사용하였으며 와전류 영향을 줄이기 위해 규소 강판을 적층하여 사용하였다. 2.5KHz의 주파수에서 자성체가 없는 경우와 자성체가 있는 경우 코일만의 인덕턴스는 각각 38 μ H와 26 μ H이었고 저항값은 각각 32m Ω 과 26m Ω 이었

다. 자계 거울을 사용한 경우 저항값이 약 19% 감소한 것을 알 수 있다. 제작한 자극 코일들에 전류를 인가하여 발생하는 자계를 측정하였다. 자극 코일에 전류를 인가하기 위해 90 μ F의 커패시터를 사용하였으며 이 커패시터를 1000V로 충전하였다. 자극코일의 인덕턴스가 40 μ H인 경우 자극코일에 흐르는 정현파 전류의 주파수는 약 2.5KHz가 된다. 커패시터와 자극코일 사이를 스위칭하는 전력 소자로는 내압이 2.2kV, 최대 허용 전류가 150A/msec인 SCR을 사용하였다. 자계는 면적이 25 π mm²인 pick-up코일을 사용하여 측정하였다. 따라서 측정된 자계값은 절대값이 아니며 상대적인 값을 나타낸다. 자계 거울이 없는 경우와 있는 경우에 대해 자극코일 밑면으로부터 10mm 떨어진 곳에서 자극 코일면과 평행한 방향으로 측정된 값을 그림 8에 보였다. 측정 결과, 규소강판을 자계거울로 사용한 경우 자계 강도가 약 30% 증가함을 알 수 있었다. 이 증가량은 유한요소법으로 구한 모의 실험 결과인 52%보다 작은 값을 갖는다. 이는 자성체 내에 발생하는 와전류에 의한 손실 때문인 것으로 생각된다.

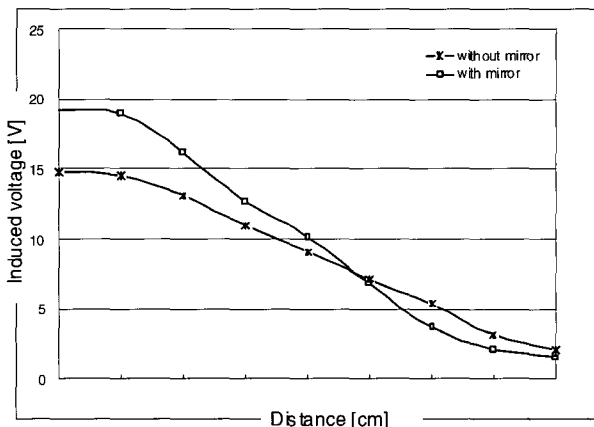


그림 8. 자계 거울이 없는 자극코일과 있는 자극코일이 만드는 유도 전압 분포 측정
 Fig. 8. Induced voltages measured from the stimulation coils with and without a magnetic mirror

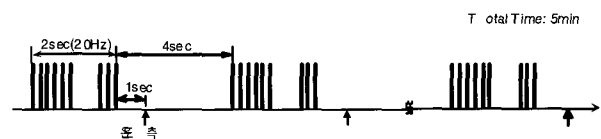


그림 9. 온도측정 실험을 위한 자극 펄스열
 Fig. 9. The stimulation pulse sequence for temperature measurement

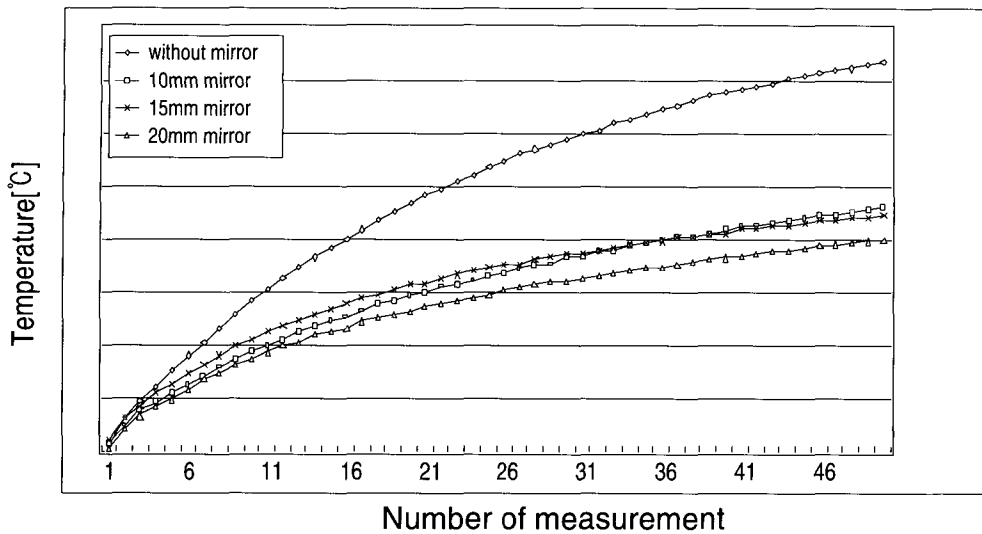


그림 10. 자계 거울이 없는 자극코일과 있는 자극코일의 표면 온도 측정치
 Fig. 10. Temperature values measured on the stimulation coils with and without a magnetic mirror

자계 거울이 없는 자극코일과 있는 자극코일이 발생하는 열을 비교하기 위해 자극 도중 자극 코일 표면에서의 온도를 측정하였다. 온도 측정은 비접촉식 온도측정시스템인 Raytek사의 Raynger ST20 Pro를 사용하였다. 자계 거울이 없는 경우와 자계 거울의 두께 t_m 이 10mm, 15mm, 20mm인 경우를 측정 대상으로 하였으며, 각각의 코일에 대해 커패시터의 충전 전압을 1000V로 하여 20Hz로 자극하였다. 이때, 자극 프로토콜은 그림 9와 같이 2초 동안 자극을 가한 후 4초 동안 휴지기를 갖는 모드로 하였으며, 매 6초마다 한번씩 온도를 측정하여 총 5분 동안 50번을 측정하였다. 냉각방식은 공냉식을 사용하였으며, 5W용량의 쿨링팬을 이용하여 코일을 냉각하였다. 코일 표면에서의 온도 측정값을 그림 10에 나타내었다. 측정 결과, 자극 후 5분이 경과되었을 때의 온도를 비교하면 자계 거울이 있는 경우가 자계 거울이 없는 경우에 비하여 약 31°C 정도 낮았다. 규소강판의 두께가 두꺼울수록 온도 상승폭이 둔화되는 경향은 있으나 1~5°C 정도의 차이로 큰 차이는 없었다. 자계 거울이 있는 경우와 없는 경우 자극 코일의 형상 및 주위 구조물의 열전달 특성이 다르기 때문에 자극 코일에서 발생하는 열량을 실험적으로 측정하는 것은 매우 어려운 일이라 생각한다. 그러나 자극 도중 자극 코일 표면에서 측정된 온도 정보는 자극 코일이 발생하는 열량과 밀접한 관계가 있기 때문에 본 실험 결과는 자계 거울이 있는 자극코일이 열량 발생 측면에서도 우월한 특성을 보인다는 것을 제시하고 있다고 할 수 있다.

결 론

최근 치료 분야에까지 응용이 확대되고 있는 자기 신경자극기의 기술적인 한계점을 극복하기 위한 한 방안으로서 새로운 자극코일 설계기법을 제시하였다. 자극코일을 자성체 표면에

부착함으로써 자계 거울 효과를 얻을 수 있었고, 이 거울 효과는 단위 전류당 자극 코일이 발생하는 자계 강도를 크게 증가 시킬 수 있었다. 또한 자계 거울을 사용할 경우 자극 코일의 권선 저항이 감소되어 권선에서 발생하는 열량이 줄어드는 장점도 얻을 수 있었다. 본 연구 결과는 자기 신경자극 기술의 임상 응용 분야를 확대하는데 공헌할 수 있을 것으로 기대된다.

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. Clin. Neurophysiol., Vol. 8, No. 1, pp. 10-25, 1991
4. L.A. Geddes, "History of magnetic stimulation of the nervous system", J. Clin. Neurophysiol., 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. Bassar, "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. Bassar, "A theoretical calculation of the electric field induced by magnetic stimulation of a peripheral nerve", Muscle & 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
 16. 한병희, 김기왕, 이세호, 조민형, 이수열, "소규모전원장치를 이용한 다채널 자기 신경자극 시스템", 대한의용생체공학회지, 제 22권, 제2호, pp. 139-144, 2001
 17. 이수열, 이성근, 이정환, "스위칭전원을 이용한 자기신경 자극기", 대한의용생체공학회지, 제16권, 제3호, pp. 265-270, 1995
 18. K.R. Mills, Magnetic stimulation of the human nervous system, Oxford Univ. Press, pp. 16-22, 1999
 19. C.H. Moon, H.W. Park, and S.Y. Lee, "A Design Method for Minimum-Inductance Planar Magnetic-Resonance-Imaging Gradient Coils Considering the Pole-Piece Effect", Meas. Sci. Technol., Vol. 10, pp. N136-N141, 1999