

요실금 치료용 자기 자극기의 자속밀도 및 유도전류 측정

한병희, 최경무, 조민형, 이수열

경희대학교 동서의료공학과

Measurement of Magnetic Flux and Induced Current in Magnetic Stimulation for Urinary Incontinence Treatment

Byung Hee Han, Kyung Moo Choi, Min Hyoung Cho, Soo Yeol Lee

Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Yongin, Kyungki, Republic of Korea

(Received April 8, 2009. Accepted June 18, 2009)

Abstract

A simple method for measuring magnetic flux and induced current in magnetic nerve stimulation for urinary incontinence treatment is proposed. Unlike electric nerve stimulation, direct measurement of the induced current in magnetic nerve stimulation is impossible. Since induced currents stimulate nerves or muscles in magnetic nerve stimulation, measuring induced current is very important in validating stimulation efficacy and securing safety. The magnetic flux measuring system is composed of 6 layers with pick-up coils of 7 by 7 in each layer, and the induced current measuring system is composed of 6 layers with 7 concentric circular coils in each layer. The proposed method can be used in the design or performance test of a magnetic nerve stimulator for many clinical applications such as urinary incontinence treatment, activation of peripheral nerves, and transcranial magnetic stimulation.

Key words : magnetic nerve stimulation, urinary incontinence, induced current, magnetic flux density, safety.

I. 서 론

불 수의적으로 요누출이 발생하는 질환인 요실금은 남녀노소 모두에게서 나타나고 있다. 특히 중년 여성의 경우, 임신과 출산으로 인해 골반저근(pelvic floor muscle)이 약화되고, 폐경으로 인해 에스트로겐이 감소하면서 연령이 높을수록 더 높은 유병률을 보이고 있다. 요실금의 유병률은 연구자의 조사대상 및 조사방법에 따라 다르지만, 한국 성인여성의 41%에서 56% 정도가 요실금을 경험한다고 보고하고 있으며[1,2], 외국의 경우 38%에서 45% 정도 보고되고 있다[3,4]. 유병률이 높은 만큼 치료법도 많이 개발되어 수술 요법, 약물 요법, Kegel 운동법, biofeedback 요법, 전기 자극법, 자기 자극법 등이 사용되고 있다.

수술적 치료는 TTV(tension-free vaginal tape) 수술이 주로 사용되며, 80% 이상의 성공률을 보인다[5]. 높은 성공률에도 불구하고 수술에 대한 부담감, 두려움, 합병증 등의 이유로 비수술적 방법이 환자들에게 선호되고 있다. 약물 치료에는 주로 항콜린제가 이용되며 호전된 배뇨증상을 유지하는데 충분하지 않아 재치료율이

높다[6]. 수술 요법과 약물 요법을 제외한 나머지 치료방법들은 운동이나 치료기기의 도움으로 골반저근의 근력을 강화시켜 비자발적인 배뇨를 억제시키는 방법들이다. Kegel 운동법이나 바이오피드백 방법은 환자가 능동적이고 계속적으로 골반저근 수축 운동을 해야 한다. 따라서 환자의 골반저근에 대한 인식이 부족하고 치료 순응도가 낮아 운동 요법에 의한 완치율은 높지 않다. 반면에 전기 자극법이나 자기 자극법은 환자가 외부 장치에 의하여 천골 신경(sacral nerve)이나 골반저근에 탈분극과 활동전위를 유발함으로써 근육의 수축과 이완을 반복적으로 수행할 수 있다. 전기 자극법과 자기 자극법은 Kegel 운동법이나 바이오피드백 요법에 비하여 더 좋은 치료효과를 나타내며, 치료 성공률은 약 50-80% 정도로 보고된다[7]. 전기 자극법은 자기 자극법에 비하여 치료장치가 상대적으로 간단한 반면, 삽입형 또는 패치형 전극을 사용하기 때문에 자극이 침습적이고 치료에 대한 부담이 나타날 수 있으며 전극 주위에 통증을 유발할 수 있다. 자기 자극법은 치료장치가 고가이지만 의자형으로 구현되어 있어 옷을 입은 채 치료받을 수 있는 장점이 있다. 전기 또는 자기자극 요법과 운동 요법을 병행하여 치료했을 경우 더 좋은 치료효과를 보인다[8-11]. 두 치료법을 결합한 병행치료는 운동 요법의 낮은 치료율을 보완해주고, 치료기의 자극 요법에 의한 치료효과가 시간이 경과함에 따라 감소하는 현상

Corresponding Author : 이수열
(446-701) 경기도 용인시 기흥구 서천동 1, 경희대학교 동서의료공학과
Tel : +82-31-201-2980 / Fax : +82-31-201-3666
E-mail : sylee01@khu.ac.kr
본 연구는 식품의약품안전청 용역연구사업(08142의료기354) 및 한국과학재단(R11-2002-103)의 지원으로 수행되었음.

을 완화해준다.

요실금 치료에 사용되는 자기 자극기는 시간적으로 변하는 강한 자계를 이용하여 인체의 신경과 근육에 유도전류를 발생시키는 자기 신경자극 기술을 이용한 의료기기이다. 이 기술은 1980년대에 개발되어 신경계통의 진단에 사용되다가 기술이 더욱 발전되어 마비된 신경의 재활이나 근력 강화, 요실금 치료, 우울증 치료 등으로 그 응용분야를 넓히고 있다[12-16]. 신경을 자극하려면 자극코일에 수 kA의 전류를 수백 μs 의 주기로 스위칭하면서 흘려주어 수 T의 시변자계를 만들어야 한다[17-19]. 자기 요실금 치료기의 경우, 강한 자계일수록 치료효과가 높게 나타나기 때문에 환자가 동의하면 최대의 크기로 자극을 한다. 이러한 치료과정에 있어서 치료효과를 정량적으로 분석하거나 또는 환자의 안전에 영향을 미치는 한계값 이내에서 자극을 인가하기 위해서 환자의 치료부위에 인가되는 정확한 자속밀도나 유도전류의 값을 측정할 필요가 있다. 현재까지의 보고된 측정 방법은 하나의 픽업코일이나 필드 프로브(field probe)를 ROI(region of interest) 내에서 움직이면서 측정하고 있다[20,21]. 측정 센서를 움직이면서 측정하면 움직임에 의한 오차와 측정 해상도가 낮아질 수 있다. Wagner 등은 전극을 체내에 직접 삽입하여 유도되는 전류밀도를 측정한 결과를 보고하였다[22]. 전극 삽입법은 복잡하고 정밀한 수술적 방법이 요구되며, 전극의 크기가 작아야 하고 노이즈에 강한 전류 증폭기가 있어야 한다. 본 논문에서는 자기 치료기의 성능을 간편하게 측정하기 위한 방법을 제안한다. ROI 내에 일정한 간격으로 측정 센서를 배치한 센서 시스템으로 자속밀도와 유도전압을 측정하기 때문에 움직임에 의한 오차를 줄일 수 있고 측정 해상도를 향상시킬 수 있다. 또한 측정한 유도전압과 생체의 전도도를 이용하여 인체조직에 유도된 전류밀도를 계산하고 인체에 야기될 수 있는 안전성 문제를 고찰하였다.

II. 방 법

A. 자기 요실금 치료기의 자속밀도 측정

요실금 치료용 자기 자극기의 성능지수를 측정하는 가장 기본적인 방법은 자극코일로부터 발생하는 자계를 측정하는 것이다. 측

정된 자계는 자속밀도를 말하는 것이며, 인체의 조직은 자기적으로 투명하고 공기와 유사한 투자율을 가지고 있기 때문에 치료환경에서 환자가 자극코일이 장착된 의자에 앉아서 치료를 받고 있을 때 자속밀도를 공기 중에서 측정한 자속밀도로 대신할 수 있다. 본 연구에서 이용한 자기 요실금 치료기는 식품의약품안전청의 허가를 받고 상업적으로 판매되고 있는 BioCon-2000™(엠큐브테크놀로지, 한국)을 이용하였으며, 자극코일은 의자에 장착되는 원형 공심코일을 사용하였다.

일반적으로 자속밀도 B는 그림 1과 같은 픽업코일을 이용하여 측정한다. 픽업코일의 면적이 S, 감은 수가 N일 때, Faraday 법칙에 의해 유도기전력 emf 는 아래의 식으로 표현된다.

$$emf = -N \cdot \frac{\partial}{\partial t} \int \vec{B} \cdot d\vec{S} \quad (1)$$

이 때, 픽업코일로 측정한 유도전압 V_m 은 유도기전력의 크기에 비례하므로 아래와 같이 쓸 수 있다.

$$V_m = N\pi r^2 \cdot \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2)$$

여기서 r 은 픽업코일의 반경이다. 따라서 자속밀도는 유도전압의 적분으로 구할 수 있다.

$$\vec{B}(t) = \frac{1}{N\pi r^2} \int_0^t V_m(\tau) d\tau \quad (3)$$

픽업코일로 측정된 유도전압은 측정하는 위치에 따라 다르게 나타난다. 그림 2의 위쪽 그래프는 측정된 유도전압의 한 예로써 자극코일에 인접한 중앙에서 측정된 값이다. 자극코일의 중앙에서 유도전압을 측정하였기 때문에 자극코일로 방전되는 전압과 비례하여 나타나게 된다. $t = 50 \mu\text{s}$ 부터 $t = 450 \mu\text{s}$ 까지 약 $400 \mu\text{s}$ 동안의 코일전류는 시간적으로 변하는 자계를 만들었다. 시변자계는 식 (3)에 의해 측정된 유도전압의 시간적분으로부터 구할 수 있다. 그림 2의 아래쪽 그래프는 위쪽의 유도전압을 적분하여 계산한 자

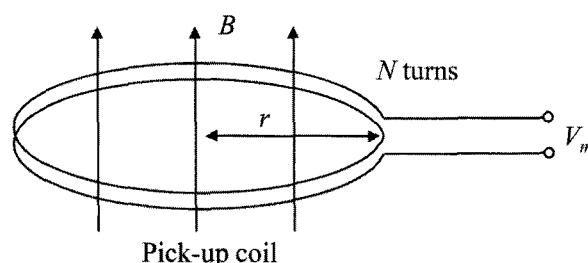


그림 1. 자속밀도 측정용 픽업코일.
Fig. 1. Pick-up coil for the measurement of magnetic flux density.

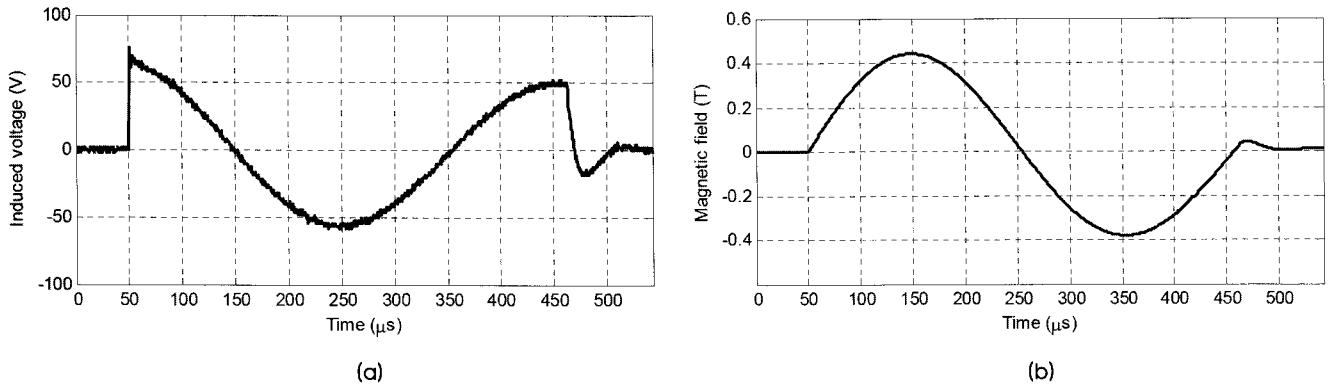


그림 2. 유도전압(상)과 자계(하)와의 관계.
Fig. 2. The relationship between an induced voltage (top) and a magnetic field (bottom).

계를 나타낸 것이다. 이 때, 시변자계의 최대값은 자극 ON 시간의 1/4 지점에서 발생한다. 그림 2에서는 자극 시작 후부터 자극 ON 시간의 1/4인 $100 \mu\text{s}$ 가 경과한 $t = 150 \mu\text{s}$ 일 때 최대의 자계를 생성한다. 따라서 한 번의 자극이 이루어지는 동안 자계의 최대값 B_{\max} 는 아래의 수식처럼 자극이 시작되는 시간 T_0 부터 자극 ON 시간의 1/4 시간인 $T_{1/4}$ 까지의 적분으로 계산된다.

$$B_{\max} = \frac{1}{N\pi r^2} \int_{T_0}^{T_{1/4}} V_m(\tau) d\tau \quad (4)$$

B. 자속밀도 측정용 센서

하나의 측정 센서를 움직이면서 측정함으로써 발생하는 오차와 부정확성, 낮은 해상도 등을 극복하기 위하여 3차원의 ROI 공간에 고정형 픽업코일을 매트릭스 형태로 배치하여 자계 측정용 센서 시스템을 구현하였다. ROI는 요실금 환자가 자기 자극기의 의

자에 앉았을 때 골반저근이 포함되는 가로, 세로, 높이를 각각 21 cm, 21 cm, 12 cm로 하였다. 3차원 구조는 6개의 레이어로 구성하였으며, 레이어간의 간격은 2 cm이다. 하나의 레이어에는 7×7 구조로 된 49개의 픽업코일이 가로 세로 각각 3 cm 간격으로 배치되어 있다. 따라서, ROI 내에 총 294의 픽업코일이 $7 \times 7 \times 6$ 의 매트릭스를 구성하고 있다. 3차원의 매트릭스 구조로 픽업코일을 고정시키기 위하여 PCB(printed circuit board) 기판을 설계하였으며, 각 레이어는 아크릴 구조물에 장착하였다. 하나의 픽업코일은 증폭기 없이 바로 오실로스코프나 AD(analog to digital) 컨버터에 연결하여 측정할 수 있도록 턴수를 충분히 하였다. 반면에 턴수를 너무 많이 하면 픽업코일의 단면적이 넓어져 정확도가 떨어질 수 있고 PCB 기판에 장착하기가 어렵다. 여러 번의 기초실험과 시행착오를 통해 원형 픽업코일의 지름을 15mm, 턴수를 50 턴으로 결정하였으며, 이때 구리선은 지름 0.17 mm의 본딩선(bonding wire)을 사용하였다. 50 턴의 픽업코일 단면은 10×5 의 구조로 이루어졌으며, 본딩 후 단면의 크기는 2 mm \times 0.8 mm이었다. 그럼

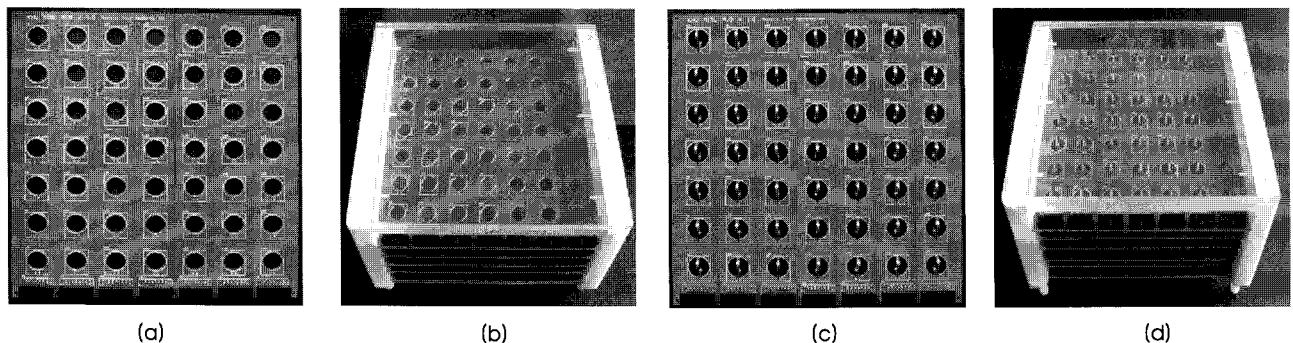


그림 3. 픽업코일로 이루어진 자속밀도 측정용 센서 매트릭스. (a) B_z 측정용 픽업코일의 7×7 매트릭스 구조, (b) 3차원 B_z 측정용 픽업코일의 $7 \times 7 \times 6$ 매트릭스 구조, (c) B_x 와 B_y 측정용 픽업코일의 7×7 매트릭스 구조, (d) 3차원 B_x 와 B_y 측정용 픽업코일의 $7 \times 7 \times 6$ 매트릭스 구조.

Fig. 3. The sensor matrix composed of pick-up coils for the measurement of magnetic flux density. (a) The 7×7 pick-up coils for the detection of B_z , (b) the 3D structure with $7 \times 7 \times 6$ pick-up coils for the detection of B_z , (c) the 7×7 pick-up coils for the detection of B_x and B_y , (d) the 3D structure with $7 \times 7 \times 6$ pick-up coils for the detection of B_x and B_y .

그림 3은 제작한 자계 측정용 센서 매트릭스를 나타낸다. 그림 3의 (a)와 (b)는 B_z 측정용 픽업코일이고, (c)와 (d)는 B_x 와 B_y 를 측정하기 위한 픽업코일이다. 원형의 자극코일이 의자 바닥면에 평행하게 의자의 중심부에 장착된 경우, 의자의 바닥면 중심부에서 자계를 측정하면 B_x 나 B_y 보다 B_z 가 더욱 크게 측정되지만, 중심부에서 떨어지면서 B_x 나 B_y 성분도 증가하므로 이들을 무시할 수 없다. 따라서, 요실금 치료기의 자계를 측정할 때 B_x , B_y , B_z 모두를 측정하는 것이 필요다. 자계의 각 방향의 성분을 측정하기 위한 픽업코일은 각 방향의 자속(magnetic flux)이 최대로 통과할 수 있도록 자기력선의 직각으로 배치하였다.

C. 자기 요실금 치료기의 유도전류 추정

자기 치료기를 요실금 환자에게 적용할 경우 환자에 유도되는 전류가 어느 정도 될 것인지를 판단하는 것은 매우 중요하다. 자극코일에서 발생하는 자계로 인하여 환자 내부에 발생한 전류를 직접적으로 측정하려면 전극을 삽입하여야 한다. 하지만 전극의 삽입은 침습적이고 수술을 요하는 작업이므로 특별한 상황에서만 실시하기 때문에 일반적인 요실금 환자에게 유도전류를 측정하기 위하여 전극을 삽입하기는 곤란하다. 따라서 간접적으로 유도전류를 측정해야 한다. 대표적인 방법으로 인체의 대용으로 소금물을 사용하는 방법이 있다[21]. 소금의 농도를 조절하여 전도도(conductivity)를 인체와 유사하게 맞춘 후 소금물에 측정용 프로브를 담가 전류를 측정한다. 본 연구에서는 전극의 삽입이나 소금물을 사용하지 않고 기존에 알려진 인체조직의 전도도를 이용하여 유도전류를 추정하였다. 더욱이 요실금 치료에 사용되는 자기자극은 그림 4와 같이 대부분 원형적으로 대칭을 이루는 전류를 유도하기 때문에 간단한 계산에 의하여 유도전류를 계산할 수 있다.

Maxwell 방정식에 의하면 유도기전력 emf 는 아래 식과 같은 전계 E 의 선적분으로 표현된다.

$$emf = \oint \vec{E} \cdot d\vec{l} \quad (5)$$

여기서 $d\vec{l}$ 은 전류가 흐르는 선의 미소 접선성분을 나타낸다. 픽

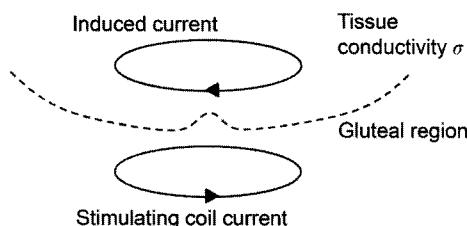


그림 4. 자기 요실금 치료기의 자극전류와 전도도가 σ 인 둔부에 인가되는 유도전류.

Fig. 4. The stimulating coil current of a magnetic stimulator and the induced current in the gluteal region with the conductivity σ .

업코일로 측정한 유도전압 V_m 은 유도기전력에 비례하므로, 픽업코일의 반지름이 r 일 때 아래 식과 같이 나타낼 수 있다.

$$V_m = 2\pi r \cdot E_\phi \quad (6)$$

여기서 E_ϕ 는 원형으로 형성된 전계를 나타낸다. 따라서 그림 5와 같이 동심원 형태의 픽업코일을 설계한다면, 인체 조직의 전도도가 σ 이고 원형 전류가 통과하는 단면적이 A 일 때 원형 전류밀도 J_ϕ 와 단면적 A 를 통과하는 원형 전류 I_ϕ 는 아래 식과 같이 표시할 수 있다.

$$J_\phi = \sigma E_\phi = \sigma \frac{V_m}{2\pi r} \quad (7)$$

$$I_\phi = J_\phi A \quad (8)$$

안전성을 문제를 고려하기 위하여 순시 최대 유도전류 I_{max} 를 계산하면 아래 식과 같다.

$$\begin{aligned} I_{max} &= J_{max}A = \sigma E_{max}A \\ &= \frac{\sigma A}{2\pi r} \cdot V_{max} \end{aligned} \quad (9)$$

여기서 J_{max} 와 V_{max} 는 각각 최대 전류밀도와 최대 유도전압을 나타낸다.

D. 유도전류 측정용 센서

요실금 치료용 자기 자극기의 자계에 의해 발생하는 인체 내의 유도전류를 측정하기 위하여 3차원 ROI 공간에 그림 5와 같은 동심원 모양의 픽업코일로 이루어진 유도전류 측정용 센서 시스템을 구현하였다. ROI는 자속밀도 측정용 센서와 마찬가지로 가로, 세로, 높이를 각각 21 cm, 21 cm, 12 cm로 하여 자극대상인 골반저근을 포함하도록 하였다. 3차원 구조도 자속밀도 센서와 같이 6개의 레이어로 구성하였으며, 레이어간의 간격은 2 cm로 하였다. 하

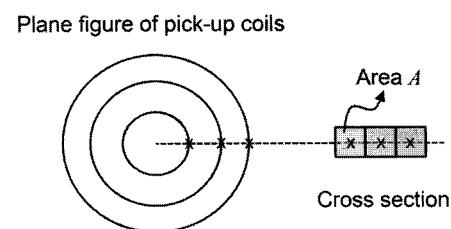


그림 5. 유도전류를 측정하기 위한 픽업코일의 개략도.

Fig. 5. The schematic of pick-up coils for the detection of induced currents.

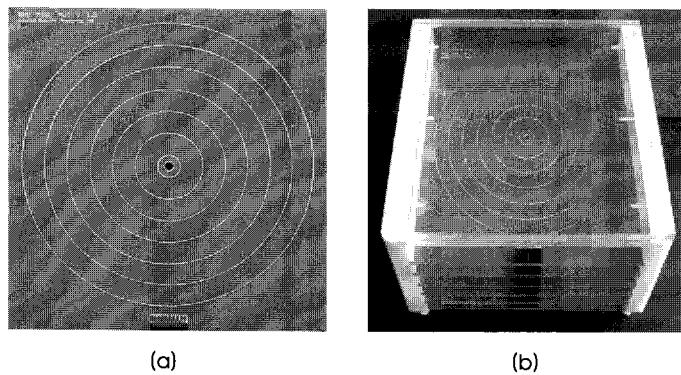


그림 6. 유도전류 측정용 센서. (a) 7 개의 동심원 모양의 픽업코일로 이루어진 한 레이어의 구조, (b) 6 개의 레이어로 이루어진 3차원 구조.
Fig. 6. The sensor for the detection of induced currents. (a) The structure of a layer composed of 7 concentric pick-up coils, (b) the 3D structure with 6 layers.

나의 레이어에는 레이어의 중심점을 원의 중심으로 공유하는 7 개의 동심원 구조의 픽업코일을 배치하였다. ROI 내에는 7×6 구조의 총 42 개의 픽업코일이 위치하고 있다. 픽업코일을 고정시키기 위하여 그림 6과 같이 PCB를 설계하였으며 각 레이어는 아크릴 구조물에 장착하였다. 픽업코일은 지름이 15 mm부터 195 mm까지 30 mm 간격으로 배치되었으며 자속밀도 측정용에 비하여 상대적으로 지름이 크기 때문에 턴수를 작게 하여도 증폭기 없이 유도전압을 측정할 수 있다. 따라서 자속밀도 측정용과는 달리 유도전류 측정용 픽업코일은 PCB의 구리 패턴으로 구현하였다. 패턴의 폭은 10 mil이고 턴수는 한 턴으로 하였다.

III. 결 과

자속밀도 측정용 픽업코일 매트릭스로 측정한 유도전압과 식 (4)를 이용하여 계산한 자속밀도를 그림 7과 그림 8에 나타내었다. 그림 7은 의자에 수평으로 장착되어 있는 원형 자극코일의 위 방향인 z 방향으로 2 cm 떨어진 첫 번째 레이어의 49 개 픽업코일에서 측정한 최대자계이다. 자기자극은 그림 2와 같이 시간적으로 변하

는 정현함수 형태의 자극이 이루어지며 자극기 시스템의 LC 공진 주파수에 의해 1 주기의 시간과 최대자계까지의 상승시간이 결정된다. 본 실험에서 사용한 자기 자극기의 시스템 주기는 약 400 μ s 이었으며 최대자계까지의 상승시간은 100 μ s, 자극의 세기는 100 %를 사용하였다. 일반적으로 자기 자극기는 자극의 세기를 절대 값이 아닌 상대값으로 표시하기 때문에 퍼센트 단위로 표시한다. 이는 자극의 대상과 위치에 따라 받는 자극의 절대값이 다르기 때문에 혼란을 피하기 위한 것이다. 의자에 장착되어 있는 자극코일은 위치를 파악하기 어렵기 때문에 의자외부로 노출시켜 자극코일로부터 센서의 위치를 측정하였다. 그림 7 (a)는 B_x 성분, (b)는 B_y 성분, (c)는 B_z 성분을 나타낸다. 각 방향별로 픽업코일은 서로 직각을 이루며 자극코일의 위 방향을 z, 오른 쪽을 x, 앞 쪽을 y로 하였으며 Matlab(MathWorks, USA)의 spline 보간법으로 그래프의 해상도를 높였다. B_x 와 B_y 는 중심으로부터 횡축으로 약 5 cm 떨어진 곳에서 0.21 T와 0.22 T의 최대값을 보였고, B_z 는 중심에서 0.43 T의 최대값을 보였다.

z 방향으로 2 cm씩 떨어진 각각의 레이어에서 측정한 자속밀도는 그림 8과 같다. 그림 8 (a)는 B_x 최대값을 표시한 것이며 y = 0

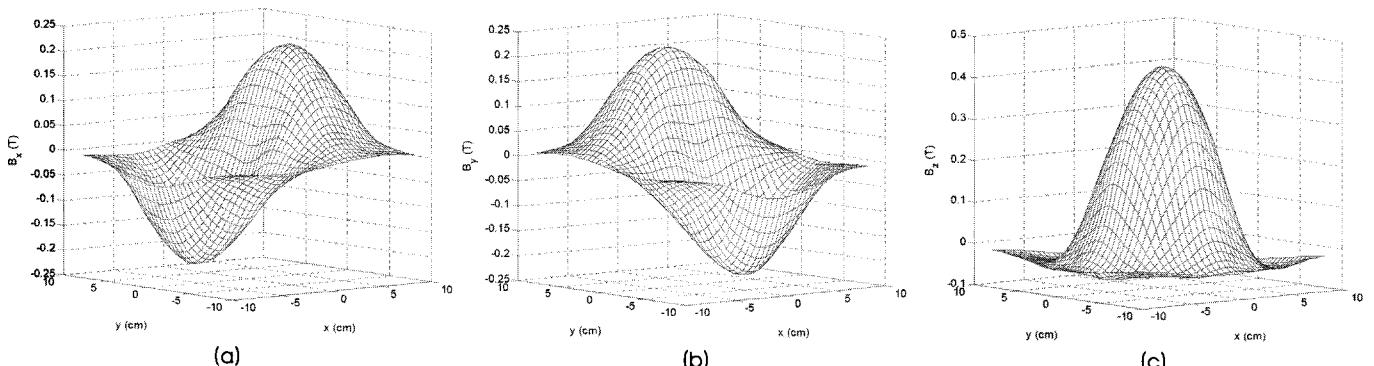
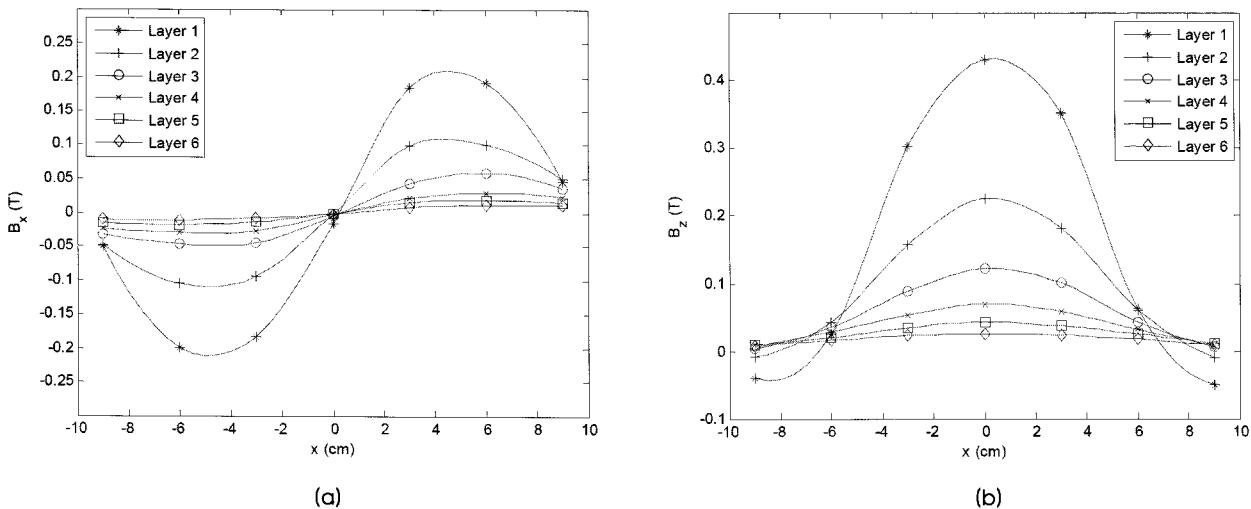


그림 7. 자극코일에서 2cm 떨어진 첫 번째 레이어의 픽업코일로 측정한 자속밀도. (a) B_x , (b) B_y , (c) B_z .
Fig. 7. The measured magnetic induction of pick-up coils of the first layer at 2 cm from the stimulating coil. (a) B_x , (b) B_y , (c) B_z .

그림 8. 3차원 자계 측정용 센서 시스템의 여섯 개의 레이어에서 측정한 자속밀도. (a) B_x , (b) B_z .Fig. 8. The measured magnetic fields at the 6 layers of the 3D sensor system. (a) B_x , (b) B_z .

의 xz 면에 있는 7×6 의 B_x 측정용 픽업코일로 측정하였다. (b)는 같은 면에 있는 7×6 의 B_z 측정용 픽업코일로 측정한 B_z 최대값을 표시한 것이다. 레이어별로 각각의 값들을 spline 보간법으로 연결하였다. 레이어 1부터 레이어 6까지의 각 레이어는 자극코일로부터 z 방향으로 2 cm, 4 cm, 6 cm, 8 cm, 10 cm, 12 cm 떨어진 아크릴 지지대에 고정시켰다. $x = 0$ 의 yz 면에서 측정한 B_y 값도 그림 8(a)와 유사한 형태로 나타난다. B_x 는 $x = 5$ cm 부근에서, B_z 는 중심에서 각각 최대값을 갖고, 레이어가 높아질수록 최대값은 지수함수적으로 감소한다.

동심원의 픽업코일로 이루어진 3차원 유도전류 측정 시스템으로 측정한 각 레이어별 유도전류를 그림 9에 나타냈다. 자속밀도

측정용 센서와 동일하게 자극코일로부터 z 방향으로 2 cm에서 12 cm까지 2 cm 간격으로 위치한 6 개의 레이어와 각 레이어의 30 mm 간격의 동심원 픽업코일에서 유도전압을 측정하여 식 (9)으로부터 유도전류를 계산하였다. 픽업코일의 구조가 동심원 형태이므로 유도전류도 원점을 중심으로 원형대칭인 형태로 나타난다. 각 동심원의 지름 간격이 30 mm이므로 하나의 픽업코일이 측정하는 면적은 $15 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ 이다. 레이어 1에서 계산된 유도전류의 최대값은 중심으로부터 종축으로 5 cm 떨어진 부근의 네 번째 픽업코일로부터 얻은 22.4 mA이다. 이것은 자극코일의 형태가 중심이 빈 공심코일이고 자극코일 전류가 중심으로부터 횡축으로 5 cm 떨어진 부근으로 흐르는 것을 의미한다.

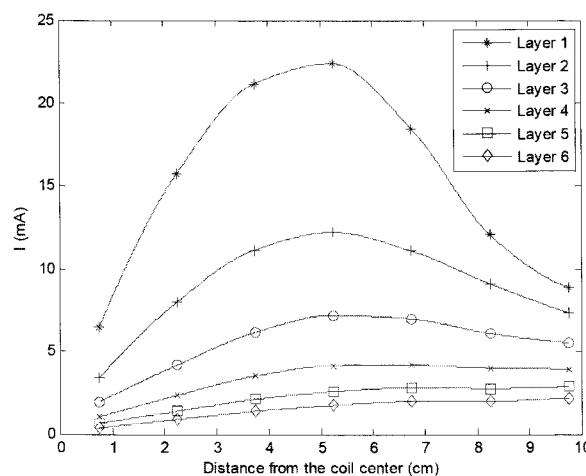


그림 9. 3차원 유도전류 측정 센서 시스템의 여섯 개의 레이어로 측정한 유도전류.

Fig. 9. The measured induced currents at the 6 layers of the 3D sensor system

IV. 고찰

자기 요실금 치료기의 성능 측정 방법을 간편하고 정확하게 하기 위하여 PCB의 기판 위에 픽업코일을 배치하거나 패턴 선으로 센서를 구현하였다. 하나의 픽업코일을 움직이면서 측정하는 실험은 시간이 오래 소요될 뿐만 아니라 이동할 때 오차가 발생할 가능성이 높다. 본 연구에서 구현한 고정형 3차원 픽업코일 시스템은 이러한 단점을 보완해준다. 고정형 다채널 센서 시스템을 고속 다채널 AD 컨버터를 통하여 컴퓨터와 연결하면 고속측정을 할 수 있다. 해상도 측면에서 보면, 자속밀도 측정용 센서의 공간해상도는 $3\text{ cm} \times 3\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ 이고 유도전류 측정용 센서의 공간해상도는 $1.5\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ 로 더 좋은 해상도를 갖도록 개선시킬 여지가 있다. 더 좋은 해상도로 측정하려면 픽업코일을 더 소형으로 만들고 집적도를 높이면 된다. 픽업코일을 소형으로 만들 때는 픽업코일로 얻는 신호의 크기가 검출이 가능한 정도의 크기가 되는지를 확인해야 한다. 픽업코일로 획득한 신호가 매우 작을 때는 필터링으로 외부 노이즈를 줄이고 증폭기를 사용해 신호의 크기를 증가시켜야 한다. 본 연구에서 구현한 다채널 센서 시스템의 해상도와 픽업코일 크기는 시행착오를 거쳐 실험적으로 정한 것으로 증폭 없이 측정할 수 있을 정도의 신호를 출력해 주는 픽업코일의 크기를 유지하면서 동시에 자속밀도 및 유도전류의 측정에 하자가 없을 정도의 해상도를 갖도록 선정하였다. 또한, 이와 같은 측정 시스템의 정확성 검증을 위하여 복수의 다른 측정방법으로 측정하여 비교하는 것이 필요하나 아직 다른 적합한 측정방법이 없는 실정이다. 향후, 비교 가능한 다른 측정법과의 정확성 검증 연구가 필요하다.

자기 자극기의 안전성에 관하여 지금까지 여러 연구자들이 연구를 진행하였으며 치명적인 위험요인은 발견되지 않았다고 보고하였다[23,24], 미국 FDA(Food and Drug Administration)도 1998년에 자기 요실금 치료기에 대하여 시장 진입을 허가하였다

[25]. 하지만 인체에 자기자극을 인가할 때 여러 가지 문제가 발생할 수 있기 때문에 통제된 관리하에서 전문가에 의해 수행되어야 한다. 인체에 대하여 위험한 요인이 될 수 있는 자기자극의 작용은 크게 자극 작용, 열 작용으로 나눌 수 있다. 그 외에는 자극 시 시변자계에 의한 코일진동소음이 발생할 수 있으며 귀마개를 사용하여 해결할 수 있다.

자극 작용은 자기 치료기의 본래 목적으로 자극코일에서 발생하는 자계가 인체의 특정 부위를 자극하는 작용을 말한다. 하지만 원하지 않는 부위가 자극될 때 위험요인이 될 수 있다. 특히 심장이 자극되어 심근을 수축시키거나[26], 대뇌피질이 자극되어 발작이 유발된다는 보고가[27] 있으므로 주의해야 한다. 위의 두 연구는 모두 의도적으로 자극의 대상이 되는 조직을 가까운 곳에서 자극했을 경우에 발생하였고, 발생확률도 낮았기 때문에 의도하지 않은 자극으로 심근 수축이나 발작이 유발될 가능성은 매우 낮다. 자기 요실금 치료기의 경우 의자 내부에 자극코일이 장착되어 있기 때문에 환자가 앉아서 치료 받을 때 자극코일과 환자의 심장 사이의 거리는 충분히 멀어져 있어서 자계가 영향을 주기는 어렵다. 그럼 10은 자극코일의 수직방향인 z 방향으로 거리가 증가함에 따라 본 연구에서 측정한 최대 자속밀도 B_{max} 와 심장이 위치할 것으로 가정한 20 cm까지의 계산된 B_{max} 를 나타낸다. B_{max} 의 계산은 지수함수 curve-fitting 방법을 이용하였다. $z = 20\text{ cm}$ 에서 순시 최대 자속밀도는 약 17 G로 계산되어 100 μs 동안의 자계 변화율로 환산하면 17 T/s가 된다. 이는 자극시간이 400 μs 일 때 규정된 IEC(International Electrotechnical Commission)의 심장 자극방지를 위한 자계 변화율의 한계값[28] 160 T/s의 약 11 % 수준으로 안전하다.

자기자극은 시간적으로 변하는 자기에너지가 인체에 인가하기 때문에 에너지 전달과정에서 열 문제가 발생할 수 있다. 기본적으로 요실금 치료기의 자기자극으로 인한 열 문제는 수 MHz 이상의

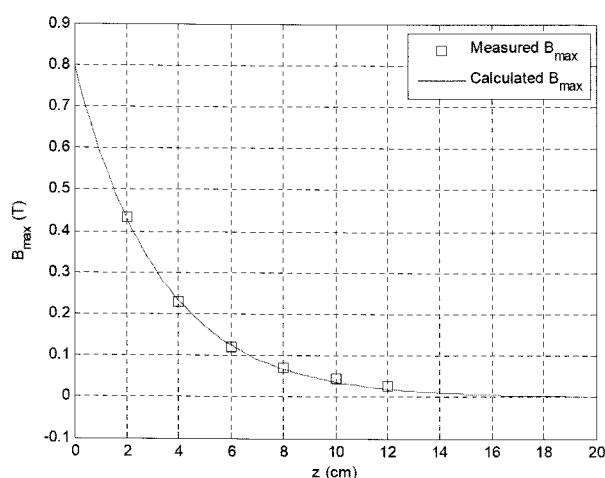


그림 10. 최대 자속밀도의 z 방향 추이(□: 측정된 B_{max} , -: 계산된 B_{max}).

Fig. 10. The z-directional transition of the maximum magnetic field (□: measured B_{max} , -: calculated B_{max}).

표 1. 자극코일에서 떨어진 위치별로 계산한 근육의 전류밀도.**Table 1.** The current densities of muscles according to the distance from the stimulating coil.

Tissue	Conductivity(S/m)	Current density according to the distance from the stimulating coil (mA/cm ²)						
		2 cm	4 cm	6 cm	8 cm	10 cm	12 cm	20 cm
Longitudinal muscle	0.8	11.48	6.27	3.71	2.14	1.47	1.11	0.08
Transverse muscle	0.06	0.86	0.47	0.28	0.16	0.11	0.08	0.006
Muscle average	0.35	5.02	2.74	1.62	0.94	0.64	0.49	0.49

RF(radio frequency) 대역에서 고려해야 할 열 문제와는 다르다. 자기 자극기의 최대 자극주파수는 50 Hz 수준이고, 자극 시스템의 LC(inductance-capacitance) 공진에 의해 결정되는 시스템 주파수도 5 kHz보다 낮기 때문이다. 그리고 자극주파수 50 Hz로 400 μ s 동안 자극할 때 나타나는 최대의 드uty비(duty ratio)도 2 % 수준이므로 인체 조직의 높은 비열을 고려하면 자기자극으로 인체조직의 온도가 상승하기는 어렵다. 또한, 온도변화가 발생할 때 발열이나 땀, 혈류속도 조절, 혈관확장 등의 인체 자체의 체온조절 시스템이 있기 때문에 온도상승은 더 어렵게 되며 온도상승이 발생하려면 더 높은 에너지가 필요하다. 그러나 인체 내부에 임플란트나 전극 등의 전도도가 높은 금속성 물질이 있는 경우는 상대적으로 큰 유도전류가 발생하고 온도가 빠르게 상승하기[29] 때문에 자기자극의 대상에서 제외해야 한다.

자기 자극기에 의한 인체 조직의 온도변화를 수치적으로 계산하려면 각 조직별로 열전도도, 비열, 밀도, 전기전도도 등의 정보를 가지고 있는 인체 모델에 대하여 생체 열전달 방정식(bio-heat transfer equation)을 풀어야 한다. 생체 열전달 방정식은 인체 내부의 열전도와 신진대사에 의한 열생산, 외부 에너지에 의한 열생산, 호흡에 의한 열손실, 혈류에 의한 열전달의 합이 인체 조직의 온도변화를 일으킨다는 방정식으로 FDTD(finite difference time domain) 방법으로 풀 수 있다[30]. 생체 열전달 방정식은 가변하는 변수가 많아 완벽하게 풀기는 어렵지만 여러 가정하에서 문제를 단순화하면 제한된 답을 얻을 수 있다. 열을 만드는 원인 중 인체 외부의 에너지만을 고려했을 경우, 온도 변화는 외부 에너지에 의한 SAR(specific absorption rate)로 결정된다. SAR는 전계의 세곱에 비례하며, 전계는 식 (6)에 의해 유도전압을 측정하여 구할 수 있다. 이 전계와 조직의 전도도를 알면 조직에 흐르는 전류의 밀도를 계산할 수 있다. 자기 요실금 치료기의 주요 자극 대상인 근육에 대하여 자극코일에서 떨어진 위치별로 전류밀도를 계산하여 표 1에 나타내었다. 자기자극이 심근에 어느 정도 영향을 주는지 알아보기 위하여 의사의 자극코일 위 20 cm에서의 전류밀도를 계산하였으며, 여기서 전기전도도는 참고문헌에서 밸류하였으며 [31-33], 20 cm에서의 계산은 지수함수 curve-fitting 방법을 이용하였다. Reilly의 연구에 의하면[34], 지름이 20, 10, 5 μ m인 신경섬유의 여기 문턱치(excitation threshold)는 각각 0.12, 0.25,

0.49 mA/cm²이다. 따라서 횡근육을 제외한 종근육과 평균근육은 코일 위 12 cm까지 자극 받을 수 있으며, 횡근육도 지름이 20 μ m인 경우 코일 위 8 cm까지 자극을 받을 수 있다. 심장 부근인 코일 위 20 cm에서는 모든 신경섬유에 유도되는 전류가 문턱치 아래이므로 여기되지 않는다.

V. 결 론

본 논문에서 요실금 치료용 자기 자극기의 간편화된 성능측정 방법을 제안하였다. 자기 자극기의 주요 성능지수로 자속밀도와 전류밀도를 선정하고 이를 측정하기 위한 3차원의 고정형 센서 시스템을 구현하였다. 구현한 센서 시스템은 증폭기가 필요 없도록 설계하였으며 ROI 내에 3차원 매트릭스 구조의 고정형 픽업코일로 구성되어 있으므로 움직임에 의한 오차를 감소시킬 수 있다. 요실금 치료용 자기 자극기의 안전성 측면에서 자극 작용과 열 작용에 대하여 고찰하였으며, 심장의 위치에서 추정된 자계와 전류밀도는 모두 안전기준 이하의 값을 가졌다. 본 논문의 간편화된 성능측정 방법은 요실금 치료기뿐만 아니라 자기 신경 자극기나 TMS(transcranial magnetic stimulator) 등의 자기자극 기술을 이용하는 의료기기 성능평가 방법에도 사용될 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] S.-J. Oh, W. H. Park, C. H. Park, J.-S. Paick, J. T. Seo, Y. S. Lee, J. G. Lee, J. Z. Lee, T. Lee, J. B. Lee, and M. S. Choo, "Prevalence of urinary incontinence and incontinence-related quality of life in Korean women: a population-based study," *J. Korean Continence Society*, vol. 7, pp. 73-80, 2003.
- [2] H. J. Song, D. W. Lee, J. Y. Lee, and M. J. Kim, "Epidemiologic study of urinary incontinence for Korean women over 30 years old," *J. Korean Continence Society*, vol. 5, pp. 24-38, 2001.
- [3] J. W. Yarnell, G. J. Voyle, C. J. Richards, and T. P. Stephenson, "The prevalence and severity of urinary incontinence in women," *J. Epidemiol. Community Health*, vol. 35, pp. 71-74, 1981.
- [4] J. T. Anger, C. S. Saigal, and M. S. Litwin, "The prevalence of urinary incontinence among community dwelling adult women: results from the National Health and Nutrition Examination Survey," *J. Urol.*, vol. 175, pp. 601-604, 2006.

- [5] N. S. Kim, J. H. Bae, and J. G. Lee, "Long-term follow-up of the tension-free vaginal tape (TVT) procedure for treating female stress urinary incontinence," *Korean J. Urol.*, vol. 47, pp. 729-733, 2006.
- [6] C. K. Doo, J. B. Kim, C. Song, J. H. Kim, J.-B. Choi, K. S. Lee, and M.-S. Choo, "Changes in overactive bladder symptoms after discontinuation of a successful treatment with antimuscarinic agent: a prospective trial," *Korean J. Urol.*, vol. 46, pp. 713-718, 2006.
- [7] H. S. Han, J. I. Kim, and S. S. Park, "The effect of electrical stimulation and biofeedback for female urinary incontinence," *Korean J. Urol.*, vol. 42, pp. 1063-1067, 2001.
- [8] T. Yokoyama, J. Nishiguchi, T. Watanabe, H. Nose, K. Nozaki, O. Fujita, M. Inoue, and H. Kumon, "Comparative study of effects of extracorporeal magnetic innervation versus electrical stimulation for urinary incontinence after radical prostatectomy," *Urology*, vol. 63, pp. 264-267, 2004.
- [9] N. Böyükbas, M. Vural, A. Karan, Ö. Yalcin, and N. Eskiyyurt, "Effectiveness of functional magnetic versus electrical stimulation in women with urinary incontinence," *Eur. Med. Phys.*, vol. 41, pp. 297-301, 2005.
- [10] A. C. Wang, Y.-Y Wang, and M.-C Chen, "Single-blind, randomized trial of pelvic floor muscle training, biofeedback-assisted pelvic floor muscle training, and electrical stimulation in the management of overactive bladder," *Urology*, vol. 63, pp. 61-66, 2004.
- [11] J. M. Holroyd-Leduc, and S. E. Straus, "Management of urinary incontinence in women: scientific review," *J. Am. Med. Assoc.*, vol. 291, pp. 986-995, 2004.
- [12] 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.
- [13] L. A. Geddes, "History of magnetic stimulation of the nervous system," *J. Clin. Neurophysiol.*, vol. 8, pp. 3-9, 1991.
- [14] B. H. Han, I. K. Chun, S. C. Lee, and S. Y. Lee, "Multi-channel magnetic stimulation system design considering mutual couplings among the stimulation coils," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, pp. 812-817, 2004.
- [15] 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.
- [16] J. Ruohonen, P. Ravazzani, F. Grandori, and R. Ilmoniemi, "Theory of multichannel magnetic stimulation: Toward functional neuromuscular rehabilitation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 646-651, 1999.
- [17] B. H. Han, G.W. Kim, S. H. Lee, M. H. Cho, and S. Y. Lee, "Multi-channel magnetic nerve stimulation system with small size power supplies," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 22, pp. 139-144, 2001.
- [18] B. H. Han, G. W. Kim, J. G. Kim, T. S. Park, S. Y. Lee, M. H. Cho, J. S. Yang, and J. H. Kim, "Magnetic nerve stimulation coils with magnetic mirror effect," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 23, pp. 287-293, 2002.
- [19] B. H. Han, S. Y. Lee, J. H. Kim, and J. H. Yi, "Some technical aspects of magnetic stimulation coil design with the ferroma-
- netic effect," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 41, pp. 516-518, 2003.
- [20] A. Thielscher, and T. Kammer, "Electric field properties of two commercial figure-8 coils in TMS: calculation of focality and efficiency," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 115, pp. 1697-1708, 2004.
- [21] V. W. Lin, I. N. Hsiao, and V. Dhaka, "Magnetic coil design considerations for functional magnetic stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 600-610, 2000.
- [22] T. Wagner, M. Gangitano, R. Romero, H. Theoret, M. Kobayashi, D. Anschel, J. Ives, N. Cuffin, D. Schomer, and A. Pascual-Leone, "Intracranial measurement of current densities induced by transcranial magnetic stimulation in the human brain," *Neuroscience Letters*, vol. 354, pp. 91-94, 2004.
- [23] A. T. Barker, "An introduction to the basic principles of magnetic nerve stimulation," *J. Clin. Neurophysiol.*, vol. 8, pp. 26-37, 1991.
- [24] K. R. Mills, *Magnetic stimulation of the human nervous system*, Oxford: Oxford Univ. Press, 1999, pp. 7-26.
- [25] U.S. Food and Drug Administration (FDA), "510(k) summary for Model 1000 Muscle Stimulator System," *FDA Center for Devices and Radiological Health*, no. K973096, June 12, 1998, Available: http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf/K973096.pdf
- [26] J. D. Bourland, G. A. Mouchawar, J. A. Nyenhuis, L. A. Geddes, K. S. Foster, J. T. Jones, and G. P. Gruber, "Transchest magnetic (eddy-current) stimulation of the dog heart," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 28, pp. 196-198, 1990.
- [27] L. M. Schrader, J. M. Stern, L. Koski, M. R. Nuwer, and J. Engel Jr., "Seizure incidence during single- and paired-pulse transcranial magnetic stimulation (TMS) in individuals with epilepsy," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 115, pp. 2728-2737, 2004.
- [28] International Electrotechnical Commission (IEC), "Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis," in *IEC 60601-2-33*, 2006.
- [29] A. Rotenberg, M. G. Harrington, D. S. Birnbaum, J. R. Madsen, I. E. S. Glass, F. E. Jensen, and A. Pascual-Leone, "Minimal heating of titanium skull plates during 1Hz repetitive transcranial magnetic stimulation," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 118, pp. 2536-2538, 2007.
- [30] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuzzi, "Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10-900-MHz Range," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, pp. 295-304, 2003.
- [31] J. G. Webster, *Electrical Impedance Tomography*, Bristol, UK: Adam Hilger, 1990, pp. 8-20.
- [32] K. Yamazaki, T. Kawamoto, H. Fusinami, and T. Shigemitsu, "On the method of investigating human exposure to nonuniform magnetic field," *Electr. Eng. Japan*, vol. 164, pp. 1-11, 2008.
- [33] R. Scorretti, N. Burais, L. Nicolas, and A. Nicolas, "Modeling of induced current into the human body by low-frequency magnetic field from experimental data," *IEEE Trans. Magnetics*, vol. 41, pp. 1992-1995, 2005.
- [34] J. P. Reilly, "Magnetic field excitation of peripheral nerves and the heart: a comparison of thresholds," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 29, pp. 571-579, 1991.