

논문 2008-45SC-4-7

## 환자 맞춤형 전자기장 요실금 치료 시스템 개발

### (Development of Individually Adapted Electromagnetic Therapy System in Incontinence)

노시철\*, 강규홍\*\*, 이정석\*\*, 민권식\*\*\*, 권장우\*\*\*\*, 최흥호\*\*\*\*\*

(Sicheol Noh, Kyuhong Kang, Jeongseok Lee, Kwonsik Min, Jangwoo Kwon, and Heungho Choi)

#### 요 약

요실금은 자신의 의지와는 무관하게 소변이 나오는 배뇨이상으로 삶의 질을 떨어뜨리는 대표적인 여성 질환이다. 치료방법 중 자기장을 이용한 치료는 자발적인 운동을 요구하지 않고, 수치심을 유발하지 않으며, 감염의 위험이 없기 때문에 가장 높은 발전 가능성을 가지고 있다. 하지만 확립화된 치료 프로토콜, 환자 의존적 치료방법, 환자 상태 평가 부재 등의 개선점도 갖고 있다. 이에 본 연구에서는 자기장을 이용하여 골반저근을 자극하고, 치료 중 환자의 상태 변화를 실시간 모니터링하는 시스템을 제안하였다. 또한, 환자의 요실금 정도에 따른 환자 맞춤형 자기장 치료 시스템을 제안하였다. 제안된 시스템은 자기장 발생장치, 냉각장치, 치료의자, 맥박 모니터링을 이용한 환자 감시 장치, 제어 소프트웨어로 구성되었으며, 시뮬레이션을 통한 고전력 시스템 설계 과정과 개발 후 성능 평가를 수행하였다. 제어 소프트웨어 개발을 통하여 사용의 편의성과 관리의 편의성을 확보하였으며, 환자의 증상별 치료 프로토콜을 적용하였다. 본 연구를 통하여 개발된 환자 모니터링을 포함한 환자 맞춤형 자기장 치료 시스템은 자기장 치료에서 발생할 수 있는 위험성을 줄이고, 환자의 증상에 맞게 패턴화된 치료법을 제시함으로써 요실금 자기장 치료의 효율성을 높일 수 있고, 전/후 치료를 통하여 환자에게 보다 접근된 치료법이라고 판단되었다. 이러한 결과는 요실금 환자들에게 보다 안전하고 체계적인 치료법을 제공하며, 요실금 자기장 치료 방법의 다양한 연구를 유도할 수 있을 것으로 사료되었다.

#### Abstract

Incontinence is the urination disorder as the leakage of urine without her own volition and the woman's representative disease which reduce the life quality. The electromagnetic therapy has high possibility of development cause it has no needs of operant exercise, no arousing of shame and impossibility of infection. But, it has improvement points such as uniformity of the treatment protocol, patient dependance and absent of patient monitoring system. With these demands, the system which stimulate the pelvic flaw muscle with electromagnetic and monitoring the patient status during the therapy is proposed, in this study. And individually adapted electromagnetic therapy system for incontinence patient is also suggested. The proposed system consisted of electromagnetic generation device, cooling device, treating chair, patient monitoring device with pulsation and control software. The simulation for high power system and evaluation confirm was performed. With the development of control software, the convenience of using and maintenance are ensured and the patient adapted therapy protocol is applied. The developed patient adapted electromagnetic therapy system with monitoring device is regarded as the patient affinitive treating method by reducing the riskiness, improving the efficiency with patterned protocol and pre/post therapy. These results, in this study, can bring the safe and organized treatment method to incontinence patients and can lead the variable study for electromagnetic therapy in incontinence.

**Keywords :** Incontinence, Electromagnetic therapy, biosignal monitoring, therapy protocol, adapted therapy

\* 학생회원, \*\*\*\*\* 정회원-교신저자, 인제대학교 의용공학과 (Dept. of Biomedical Engineering, Inje Univ.)

\*\* 정회원, (주)젬텍 기술연구소 (Research Lab., Gemtech Co., Ltd.)

\*\*\* 정회원, 인제대학교 의과대학 비뇨기과 (Dept. of Urology, College of Medicine, Inje Univ.)

\*\*\*\* 정회원, 동명정보대학교 컴퓨터공학과 (Dept. of Computer Engineering, Tongmyong Univ.)

※ 본 논문은 2005년도 산업자원부 지역산업기술개발사업(과제번호:11024335) 지원으로 수행되었음.

접수일자: 2007년10월29일, 수정완료일: 2008년7월9일

## I. 서 론

요실금은 자신의 의지와는 무관하게 소변이 나오는 배뇨이상으로, 사회적 활동 또는 위생상 문제를 일으키는 질병을 뜻하며, 2003년에 실시된 대한배뇨장애 및 요실금학회의 요실금 유병률 설문조사에 따르면 30대 이상에서 여성은 41.2%, 남성은 6.4%에서 요실금이 있는 것으로 밝혀진바 있다<sup>[1]</sup>. 요실금은 발생빈도가 높은 만큼 치료비용의 규모가 크고 사회적 활동의 제약으로 인한 경제적 손실이 크다. 미국의 경우 2001년 요실금 치료 비용이 164억 달러를 넘어선 것으로 조사되었다. 대표적인 여성 질병으로 복잡성의 상승으로 인한 실금이 발생하는 복잡성요실금이 전체 요실금의 70~80%를 차지하고 있는데, 출산 후 골반근육의 약화와 골반이완으로 방광과 요도가 처지는 것이 주원인으로 보고되고 있다<sup>[2]</sup>. 이러한 복잡성요실금의 대표적인 치료방법으로는 골반저근운동요법, 케겔운동법, 바이오피드백 치료법, 펌프요법, 근전도요법, 전기자극치료법, 페서리삽입법, 수술요법 등이 있다<sup>[3]</sup>. 그러나 이러한 치료법은 개인의 치료의지 부족에 의한 운동 중단, 잘못된 방법에 의한 근육약화, 보조물 삽입에 대한 거부감, 감염의 위험성 등의 단점을 갖고 있다.

요실금 치료 방법 중 자기장을 이용한 치료기는 신체 외부에서 자기장을 이용하여 골반저근을 운동 시키므로 자발적인 운동을 요구하지 않고, 옷을 벗을 필요가 없어 수치심을 유발하지 않는 장점을 가지며, 보조물의 삽입으로 인한 감염의 위험이 없기 때문에 요실금치료 방법 중 가장 높은 발전가능성을 가지고 있다<sup>[4]</sup>. 하지만 현재 사용되고 있는 자기장 치료방법은 획일화된 치료 프로토콜과 환자의 주관적 느낌에 따라서 자기장의 세기를 결정하는 방법을 사용하기 때문에 최대의 치료 효과를 기대할 수 없으며, 일관적인 치료가 불가능하다는 단점을 갖고 있다. 또한 치료 중 이상 가열과 자극에 대한 안전상의 문제점도 갖고 있다.

이에 본 연구에서는 Stamey의 임상분류<sup>[5]</sup>를 기준으로 요실금 증상을 보다 세분화하고 이에 따른 각각의 치료 패턴을 제시함으로써 치료의 효과를 극대화할 수 있는 환자 맞춤형 자기장 치료기를 제안하였다. 또한 대표적 심장 상태 평가 신호인 맥박 신호를 이용한 실시간 모니터링 시스템을 포함하여 치료 중 발생할 수 있는 위험으로부터 보호할 수 있는 시스템을 제안하였다.

## II. 자기장 치료 시스템 설계

요실금의 치료를 위하여 본 연구에서는 자기장을 이용한 골반저근 자극방법을 제안하였다. 이를 위하여 공진형 자기장 발생부, PC 기반 제어 소프트웨어, 환자의 상태를 모니터링하기 위한 생체신호 송수신 장치를 개발하였다. 제어 PC와 자장 발생 패턴 설정을 위한 마이크로컨트롤러를 독립 시스템으로 구성하여 제어 PC의 예기치 않은 상황에서도 안정성을 확보하였다. PC와 마이크로컨트롤러는 RS-232 통신으로 데이터를 교환하도록 설계하였다. 제어 소프트웨어는 진단 시스템에서 전송되는 진단 정보를 호출하여 증상별 치료 프로토콜에 따라 자장 발생부를 제어하도록 설계되었다. 또한, 생체 모니터링 시스템에서 전송되는 환자 이상 신호를 수신하여 치료기를 정지시킬 수 있도록 구성되었다. 제어 소프트웨어는 Visual C++ Ver. 6.0을 이용하여 구현하였으며, 환자 이상 모니터링 장치와는 블루투스 통신 방법을 이용하여 데이터를 전송하였다.

### 1. 고전력 시스템 설계

제안된 자기장을 이용한 골반저근 자극 시스템은 고전력의 시스템을 필요로 하였다. 이에 본 연구에서는 고전력 시스템을 구성하였으며, 시뮬레이션을 통하여 시스템의 안정성 및 효율성을 예측하였다.

고전력 시스템은 교류-직류 변환부, 공진 커패시터 충전부, 방전회로로 구성되었으며, 제안된 자극 패턴에 따라 전력을 제어하기 위한 제어부로 구성되었다. 상용의 220V 교류를 승압변압기로 교류 1000V까지 승압 후, 직류 1400V 직류전원으로 변환시켜 사용하였다. 공진 커패시터 충전부에서는 DC 버스 커패시터(C1)에 충전된 전압을 사이리스터 S1 및 S2를 구동하여 공진 커패시터(C3)에 충전, S1 및 S2의 동작 회수를 제어함으로써 공진 커패시터의 전압을 제어하였다. 고전압 출력을 위한 방전부에서는 공진 커패시터(C3)를 충전 후, 방전 사이리스터(S3)를 동작시켜 자기발생 코일(L3)에 전류를 인가한 후, S3를 제어하여 자기발생 코일(L3)로 충전된 고전압을 방전, 자기장을 발생시켰다.

### 2. 고전력 시스템 시뮬레이션

고전력을 이용하는 시스템이므로 정확한 동작 특성 평가와 안정성 확보를 위하여 고전력 발생부 동작에 대한 시뮬레이션 평가를 하였다. MATLAB ver. 7.0 simulink를 이용하여 수행하였으며, 각 파트 출력부의

표 1. 시뮬레이션을 위한 모델링 조건  
Table 1. Modeling condition for simulation.

parameter	symbol	parameter	unit
DC bus voltage	Vdc	1500	V
1st charger inductor	L1	440	$\mu$ H
2nd charger inductor	L2	220	$\mu$ H
charger capacitor	C2	1.3	$\mu$ F
resonance capacitor	C3	111	$\mu$ F
output inductor	L3	18	$\mu$ H
output resistance inductor	R3	50	m $\Omega$
pulse period	-	10	msec
pulse width	-	280	$\mu$ sec

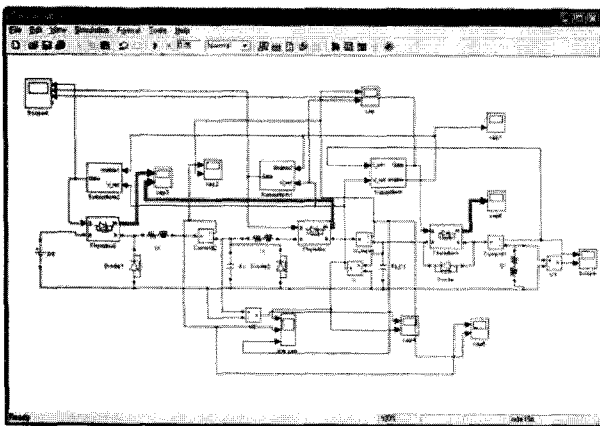


그림 1. 시뮬레이션을 위한 회로 구성도  
Fig. 1. Circuit design for simulation.

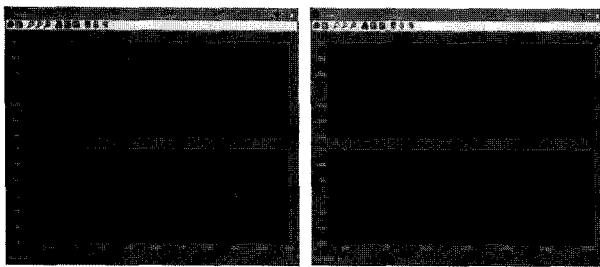


그림 2. 자기장 발생 코일(L3)의 출력 전류 및 전압 파형  
Fig. 2. Output current and voltage waveform of L3.

전류, 충전/방전시의 전류, 전압의 변화를 확인하였다. 표 1과 그림 1은 시뮬레이션을 위한 모델링 조건과 구성도를 보여주고 있다.

그림 2는 자기장 발생코일(L3)의 출력 전류 파형(상) 및 출력 전압 파형(하)을 보여주고 있다. 최대 전류 피크는 3000A, 최대 피크 전압은 1500V로 확인 되었다. 방전 후 전압은 850V로 관찰되었으며, 이는 인덕터의 기생저항에 의한 전력 손실부분으로 동손 및 철손에 의한 것으로 판단되었다. 공진주기는 270 $\mu$ s로 관찰되었다.

그림 3은 공진 캐패시터(C3)의 전압파형(상)과 충전

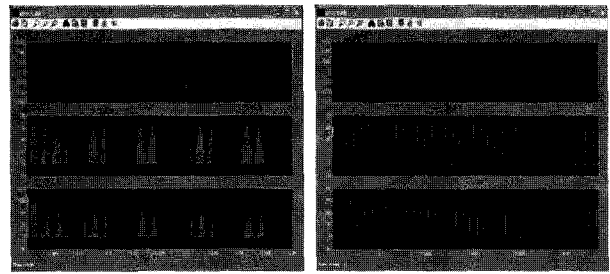


그림 3. 공진 캐패시터의 전압, 충전 인덕터의 전류 파형  
Fig. 3. Voltage waveform of C3(top) and current waveform of L1, L2(middle and bottom).

인덕터(L1, L2)의 전류파형(중, 하)을 보여주고 있다. 공진 캐패시터의 전압은 충전 인덕터의 전류에 의해 충전되며, DC 버스 전압이 일정할 경우 충전 회수에 따라 전압이 결정되었다. 사이리스터(S2)의 개폐 시간을 고려할 경우 충전 회수에 따른 충전 전압이 감소하는 패턴이 확인되었다. 이렇게 충전된 전압은 출력 사이리스터(S3)에 의해 방전되고, 부전압으로 감소했다가 정전압으로 충전되는 동작 패턴을 보였다.

### III. 자기장 치료 시스템 구성 및 제작

#### 1. 자기장 제어 시스템

자기장 발생 시스템은 크게 자장 발생을 위한 고전력 발생부와 패턴화된 자기장 발생을 위한 제어부로 구성되었다. 고전력 발생부는 SCR 게이트 드라이버, 충전 커패시터, 평활 커패시터, 공진 커패시터, 방전 사이리스터 등으로 구성되었다. 환자의 요실금 정도별 치료패턴 제어를 위한 제어부는 자기장 발생 사이리스터 동작 제어부, 스너퍼 회로를 포함한 DC전원 발생부, 코일 온도 모니터링을 위한 온도 센서부, PC통신용 절연형 시리얼 입

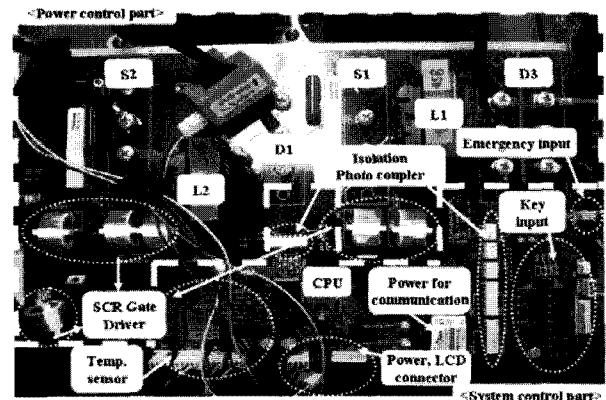


그림 4. 고전력부(점선 내 영역)와 제어부의 외형  
Fig. 4. Power(dotted area)and control part.

출력부, 디스플레이용 절연형 시리얼 입출력부, 비상정지 신호 입/출력부 등으로 구성되었다. 그림 4는 고전력 발생부(점선 내부)와 시스템 제어부를 보여주고 있다.

2. 코일 설계 및 제작

본 연구에서 제안된 요실금의 치료를 위한 골반저근을 자극 시스템은 의자에 앉아서 치료받는 특성상 적합한 코일의 설계가 필요하다. 이에 본 연구에서 사용된 자기장 코일은 자기장이 집중될 수 있도록 동심원 형태의 공심형으로 설계/제작 되었다. 표 2는 코일의 제작 사양을 보여주고 있다.

또한, 공심형 코일의 아래에 철심 코어를 부착하여 후면으로 발생하는 자장에 대하여 자로를 형성시킴으로써 코일 중앙부에서 발생하는 자장의 크기를 향상시켰다(그림 5). 철심코어의 유무에 따라 발생하는 자장의 비율은 130% 향상되었다.

표 2. 개발된 코일의 제작 사양  
Table 2. The specification of developed coil.

Parameter	Value	Parameter	Value
Voltage	1800	max diameter	185
Current	2930	min diameter	10
Inductance	15.9	thickness	5.83
Resistance	10	width	7
capacitance	55	height	10
Period	185.71	unit area	58.33
N of turn	12	unit current	50.23

\*Unit : V, A, H, Ω, s, time, mm, mm<sup>2</sup>

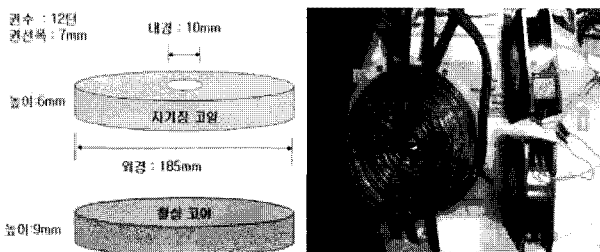


그림 5. 제작된 자기장 코일의 개략도 및 외형  
Fig. 5. Design and figure of electromagnetic coil.

3. 코일 냉각 시스템

본 연구에서 제작된 시스템을 통하여 자기장을 형성시킨 결과, 높은 자기장 형성을 위한 고전력 구동시스템은 코일에 높은 열을 발생시키는 부작용을 가져왔다. 외부 팬을 이용한 공랭식 시스템에서 코일의 온도는 80~90°C로 관찰되었으며, 코일의 발열을 안정화 시킬

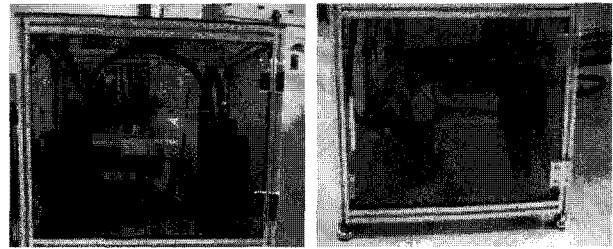


그림 6. 코일 발열 방지를 위한 외부 냉각 시스템  
Fig. 6. Cooling system to reduce the coil heat.

수 없었다. 이에 본 연구에서는 수랭식보다 가벼우며, 공랭식보다 냉각 능력이 우수한 외부 순환 유랭 방식을 사용하였다. 냉각 시스템은 직렬로 연결된 3개의 오일 냉각팬과 순환 펌프로 구성하였다. 유랭 시스템을 통하여 코일의 표면온도는 40~50°C로 안정되었다. 그림 6은 냉각 장치의 외형을 보여주고 있다.

4. 요실금 치료용 의자 설계

골반저근의 효율적인 자극을 위하여 본 연구에서는 골반저근의 방향과 해부학적 구조를 고려하여 의자에 앉은 자세에서 아래에서 위쪽으로 자장을 형성시키는 방법을 사용하였다. 의자에 앉은 자세는 치료 코일과 골반저근이 가장 가까이 위치하는 자세로써 최대의 에너지 전달이 가능할 것으로 판단되었다. 또한, 골반저근의 방향성이 상하 방향으로 자장의 형성 방향과 비슷하며, 코일에서 발생하는 자장이 중심부에서 가장 크기 때문에 의자에 앉은 자세가 가장 최적의 자세로 판단되었다<sup>[2]</sup>. 치료용 의자는 목재 소재를 이용하여 피험자의 안정성 확보하였으며, 의자의 내부에 요크를 설치하고, 고전압 배선과 유랭을 위한 튜브는 의자 후면, 내부 공기 순환(공랭)을 위한 환기구는 전면 하단에 위치하도록 구성하였다. 그림 7은 개발된 자기장 치료 의자를 보여주고 있다.

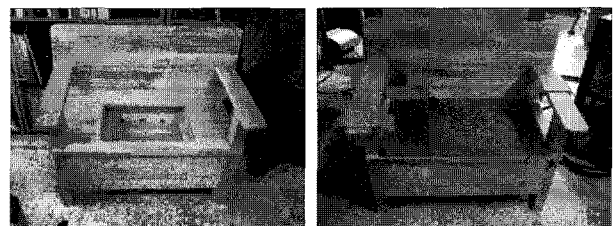


그림 7. 자기장 자극용 치료 의자  
Fig. 7. Electromagnetic stimulation chair.

5. 시뮬레이션과 실측 파형 비교

그림 8은 자기장 발생용 인덕터 출력 전압 및 전류

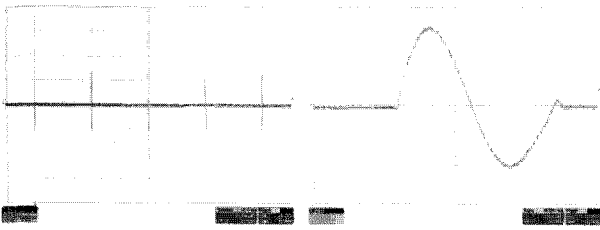


그림 8. 자기 발생용 인덕터(L3) 출력 전압, 전류 파형  
Fig. 8. Output current and voltage waveform of L3.

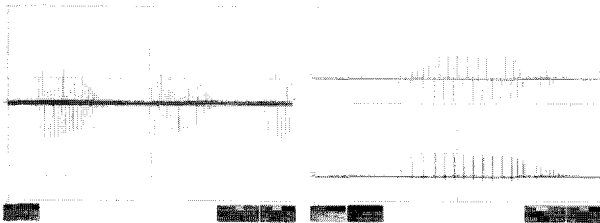


그림 9. 충전 캐패시터(C2, 좌) 전류 및 충전 사이리스터 전류 파형(S1, 우상, S2, 우하)  
Fig. 9. Current waveform of C2(left) and S1, S2(right) in charger part.

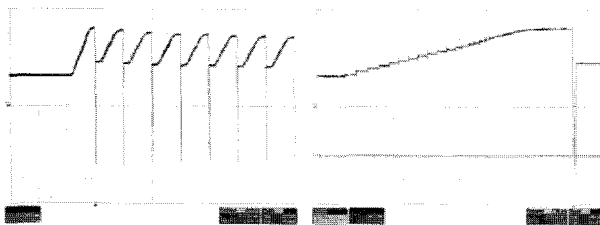


그림 10. 공진 캐패시터(C3) 전압파형  
Fig. 10. Voltage waveform of C3.

파형의 측정 결과를 보여주고 있다. 시뮬레이션 결과와 유사하게 피크 전류 3800A, 피크 전압 1300V, 주기 280us로 관찰되었으며, 펄스 주파수는 50Hz를 보였다. 시뮬레이션 결과와 비교한 결과 최대 피크 전류의 차이가 발생하였는데, 이는 인덕터의 비선형적인 투자율에 의해 전류가 높을 때 인덕턴스가 감소하는 특성에 따른 것으로 판단되었다. 그림 9는 충전부 캐패시터의 전류 파형과 사이리스터의 전류파형, 그림 10은 공진 캐패시터의 전압파형을 보여주고 있다.

### 6. 환자 상태 모니터링 시스템

본 연구에서는 자기장 요실금 치료 시 발생할 수 있는 환자의 급격한 상태 변화에 따른 위험을 없애고자 손목형 환자 모니터링 시스템을 구성하였다. 환자의 이상은 대표적인 심장활동 지표인 맥박 신호를 이용하였으며, 빈맥이나 서맥 또는 부정맥이 검출되면 자기장 치료를 정지시키도록 설정하였다. 모니터링 시스템은 시계형태로 제작하여 LCD 패널에 맥박 수를 나타내어

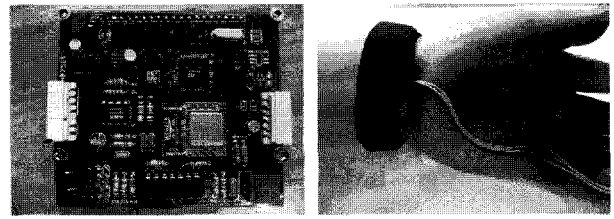


그림 11. 환자 상태 모니터링 시스템(좌)과 맥박 측정센서(우)  
Fig. 11. Patient monitoring system(Left) and sensor(right).

주고, 블루투스 통신을 이용하여 PC의 제어 소프트웨어로 전달되도록 하였다. 맥압 신호가 10회 들어오는 시간을 계산하여 분당 맥박수를 계산하였으며, 분당 60~80회를 정상 범위로 설정하였다. 그림 11은 개발된 환자 상태 모니터링 시스템을 보여주고 있다.

맥압 검출은 MSI社의 Model 1451 피에조 센서를 사용하였으며, PC와의 통신은 COMFILE Technology社의 ACODE-300A 블루투스 모듈, 컨트롤러는 Atmel社의 Atmega8535를 사용하였다. 성인 남녀 25명을 대상으로 맥박 수 측정 실험 결과 제작된 시스템은 전자 맥박계 대비 98.1%(평균오차 1.48회), 임상적 촉진 검사 대비 95.5%(평균오차 3.23회)의 정확도를 가졌으며, 통신 오차는 없었다.

## IV. 자기장 치료 시스템의 성능 평가

본 연구에서는 자기장 요실금 치료 시스템의 개발 후 자기장 발생 시스템의 성능 평가를 위하여 한국전기전자시험연구원에 의뢰하여 코일에 입력되는 최대 입력전류와 자속 밀도를 측정하였다(개발된 자기장 코일의 품질관리용 시험 수행, 의료의시 2007-00 36호).

정상상태 운전 조건(입력전압 220V)에서의 입력전류 및 전력을 측정한 결과 최대 입력전류는 25.3A, 순시최대소비전력은 5.5KVA를 나타내었다. 자속밀도 시험 결과 코일 표면에서의 자속밀도는 1.27T를 보였다. 이러한 결과를 통하여 본 연구에서 개발된 시스템이 상용으로 사용 가능하며, 골반저근 자극에 충분한 자속밀도를 가짐을 알 수 있었다.

제안된 시스템이 골반저근을 자극하는 정도와 자기분포를 확인하기 위하여 제작된 의자 표면에서 발생하는 자기장 분포를 측정하였다. 동작 주파수에 따른 변화를 관찰하기 위하여 동작 주파수 10Hz, 50Hz에 대하여 측정하였으며, 의자의 측정면을 가로 5cm, 세로 4cm 간격으로 9등분하여 데이터를 획득하였다. 데이터 획득

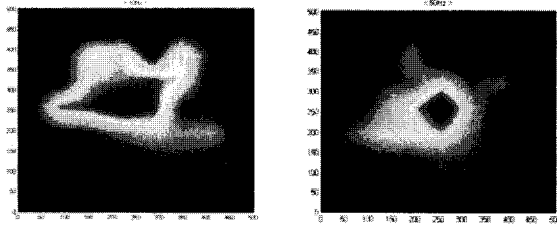


그림 12. 10Hz(좌)와 50Hz(우) 구동 주파수에서 의자 표면의 자장 분포

Fig. 12. The electromagnetic distribution on chair (Left:10Hz, right: 50Hz).

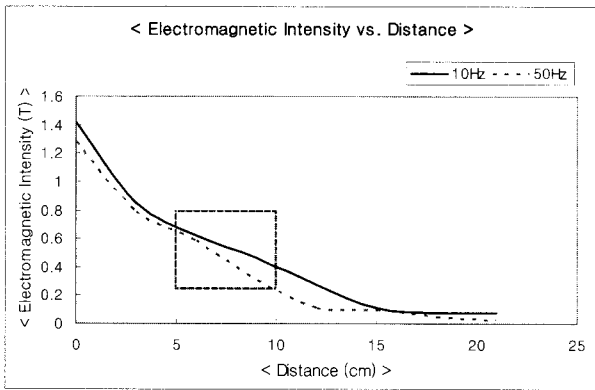


그림 13. 구동 주파수에 따른 높이방향 자장 변화(실선 10Hz, 점선 50Hz)

Fig. 13. Horizontal electromagnetic change according to driving frequency(line 10Hz, dot line 50Hz).

은 Lake Shore Cryotronics, Inc.社의 가우스미터(모델 410)를 사용하였으며, MATLAB 버전 7.0을 이용하여 영상화 하였으며, bilinear 보간법을 이용하여 표현하였다(보간계수:4). 그림 12는 측정된 의자표면에서의 자기장 분포를 보여주고 있으며, 좌측이 구동 주파수 10Hz, 우측이 구동 주파수 50Hz에서의 자기장 분포이다.

분포 측정 결과 코일 중심에서 최대 피크가 관찰되었으며, 동심원 형태의 자장이 발생함을 확인할 수 있었다. 자장의 분포는 대칭의 형태를 보이지 않고 자장의 치우침과 왜곡이 발생함을 확인할 수 있었는데, 이는 코일 냉각을 위한 오일의 순환에 의한 자장의 변화로 판단되었다. 하지만, 최대 자장이 의자의 중심부에서 발생되며, 그림 13에서 보여지는 것처럼 골반저근에 가해질 자기장의 강도가 충분한 것으로 보아 본 연구의 목적인 치료용으로서의 문제점은 없는 것으로 사료되었다.

그림 13은 의자 표면으로부터 수직방향으로 감소하는 자기장의 추세를 보여주고 있다. 실선이 10Hz, 점선이 50Hz의 추세를 보여주고 있다. 의자 표면으로부터 수직방향으로 발생하는 자장 높이 측정은 10Hz, 50Hz 구동주파수에서 3cm 간격 수직 방향으로 측정하였으며,

측정 결과 골반저근의 자극이 주어질 것으로 판단되는 5cm~10cm 높이에서의 자장은 약 0.6T 정도로 관찰되었다(점선 사각형 영역). 이는 현재 상용의 요실금 자기장 치료기기와 비슷한 성능으로, 치료기로서의 충분한 강도임이 확인 되었다.

### V. 자기장 치료 시스템 제어 소프트웨어

본 연구에서는 제안된 환자 맞춤형 자기장 요실금 치료 시스템의 제어를 위한 소프트웨어를 개발하였다.

#### 1. 제어 소프트웨어

프로그램은 크게 외부 기기와의 정보교환을 위한 통신 설정부, 치료기 구동 설정 및 모니터링을 위한 구동 환경 설정부, 환자별 자동 치료 기능을 포함한 시스템 제어부로 구성되었으며, 독립적으로 구성된 자기장 치료 시스템, 환자감시 시스템과의 통신 및 제어를 목적으로 개발되었다. 제어 소프트웨어는 Visual C++ Ver. 6.0을 이용하여 구현하였다. 그림 14는 구현된 자기장 치료시스템 제어 프로그램의 인터페이스 환경을 보여주고 있다.

통신 환경 설정부(그림 14의 영역 1과 영역2)에서는 요실금 진단 결과를 치료기 제어부로 전송하는 시리얼 통신 환경과 환자 모니터링 시스템으로부터 환자 상태 정보 수신을 위한 시리얼 통신 환경을 설정, 모니터링할 수 있다. 또한, 환자 모니터링 시스템으로부터 환자의 상태 정보를 수신하고 이상 상태가 감지되면 치료기 제어부로 비상정지 명령을 전달하여 치료기의 구동을 정지시키도록 하였다. 치료기 제어부와와의 기본 통신 환경은 보레이트 19200, 데이터 비트 8비트, 정지비트 0,

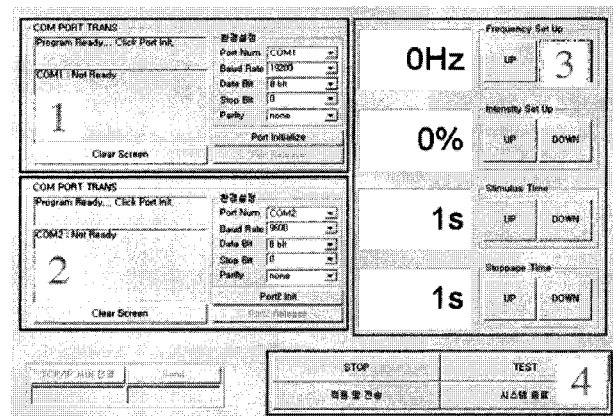


그림 14. 시스템 제어 소프트웨어의 인터페이스  
Fig. 14. Interface of system control S/W.

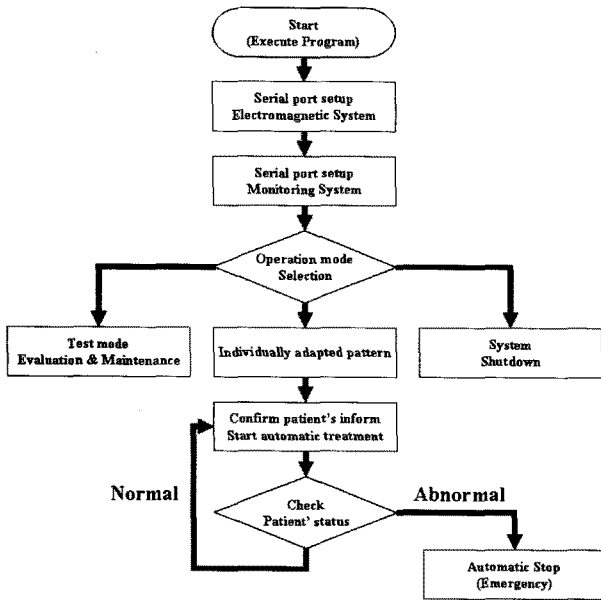


그림 15. 제어 프로그램의 동작 흐름도  
Fig. 15. Working flowchart of control program.

패리티비트 '없음'으로, 블루투스 모듈과의 기본 통신 환경은 보레이트 9600, 데이터 비트 8비트, 정지비트 0, 패리티비트 '없음'으로 설정하였다.

구동환경 설정부(그림 14의 영역 3)는 맞춤형 치료 프로토콜을 이용한 자동 치료 시 시스템의 동작 주파수, 강도, 자극 시간, 휴지 시간을 보여주며, 각각의 제어 단추를 이용하여 수동 치료 프로토콜로 동작 시킬 수 있도록 구성되었다. 치료 주파수는 자극 시간 동안의 주파수를 나타내며 10~100Hz 설정범위, 강도는 최대 치료 강도에 대한 비율을 나타내며 0~100% 설정범위를 갖도록 하였으며, 시스템의 과부하를 방지하기 위하여 자극 시간은 최대 5초, 휴지 시간은 최소 1초까지 설정 가능하게 하였다.

시스템 제어부(그림 14의 영역 4)는 자기장 치료의 시작과 종료를 제어하며, 전송된 환자 진단 정보를 선택하여 환자 맞춤형 치료를 선택할 수 있도록 하였다. 요실금 진단 시스템으로부터 전송된 환자별 진단 결과인 '\*.gem' 확장자의 파일을 이용하여 치료 프로토콜을 결정하고, 이를 이용하여 자기장 치료 시스템으로 정보를 전달하게 된다.

본 연구에서는 개발된 치료기의 관리 및 유지 보수를 위하여 테스트 모드 동작을 구현하였다. 자기장 치료기의 제어부로 테스트 신호를 전송하여 저주파 자극(10Hz, 60% 강도)과 고주파 자극(50Hz, 60% 강도)이 발생되도록 하였으며, 이를 통하여 치료기의 성능을 평가하도록 하였다. 또한, 자기장 치료 프로그램과 PC 시

스템의 종료를 동기화하여 치료 프로그램 동작 이외의 불필요한 작업을 방지하였다. 이를 통하여 임의의 제어 PC 설정 변경으로 인한 치료 환자의 위험 가능성을 배제시켰다. 그림 15는 제어 프로그램의 흐름도를 보여주고 있다.

## 2. 치료 프로토콜 설정

자기장을 이용한 요실금 치료패턴은 명확하게 규정되어있지 않고 임상적 의의의 주관적인 판단에 의존하고 있어 환자의 증상에 따른 치료방법에 대한 연구가 필요한 실정이다. 일반적으로 1회 20분, 주 2회, 8~12주 치료를 사용하고 있다. 치료 주파수는 저주파(10Hz) 10분, 고주파(50Hz) 10분으로 구성된다. 인체에서 자기장 치료는 만성질환에 저주파, 급성질환에 고주파가 더 효과적이라고 보고되고 있다. 또한 1회 30분, 주 3회, 6주 치료 프로토콜 적용 시, 치료 효과가 더 뛰어나다는 연구결과도 보고되었다<sup>[6-8]</sup>. 본 연구에서는 저주파 10Hz와 고주파 50Hz를 연속적으로 자극하는 치료패턴을 제안하였다. 그림 16과 표 3은 제안된 자기장 치료 프로토콜의 개략도와 치료조건을 보여주고 있다.

요실금의 정도를 나타내는 대표적인 방법으로는 1등급, 2등급, 3등급으로 구분할 수 있는 Stamey 임상 분류법이 있는데,<sup>[5]</sup> 본 연구에서는 수술요법에 의해서만 치료가 가능한 3등급은 제외하고 1등급과 2등급을 대상으로 하였다. 또한 1등급, 2등급으로 분류된 요실금의

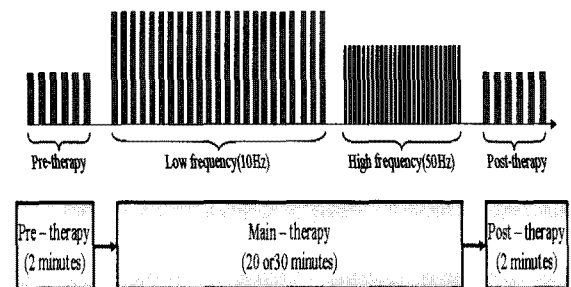


그림 16. 제안된 치료 프로토콜의 개략도  
Fig. 16. Schematic of suggested therapy protocol.

표 3. 본 연구에서 제안하는 치료 프로토콜  
Table 3. Proposed therapy protocol in this study.

grade	total therapy (min)	pre-therapy (min)	main-therapy(min)		post-therapy (min)
			10Hz	50Hz	
grade1-1	24	2	6	14	2
grade1-2	24	2	8	12	2
grade2-1	34	2	18	12	2
grade2-2	34	2	21	9	2

상태를 정량적으로 해석이 가능한 4단계로 세분화하여 높은 정밀도를 갖는 치료 프로토콜을 제안하였으며, 같은 등급에서도 증상 차이에 따라 다른 프로토콜을 적용하였다. 이러한 치료는 주 치료와 치료 전/후 환자의 긴장 해소와 근육의 피로를 줄이기 위한 보조 치료 시간으로 설정하였으며, 환자의 진단 결과에 따라 치료 시간, 주파수 비율을 결정하였다.

## VI. 결론 및 고찰

본 연구에서는 자기장을 이용하여 골반저근을 자극하고, 이를 통하여 요실금을 치료하는 시스템을 제안하였다. 치료 중 발생할 수 있는 환자의 상태 변화를 모니터링하여 환자의 상태변화가 발생할 경우 치료를 즉시 중단할 수 있는 시스템을 개발하였다. 또한, 획일화된 자기장 치료 패턴이 아닌 환자의 요실금 정도에 따른 치료패턴을 이용한 환자 맞춤형 자기장 치료 시스템을 제안하였다. 제안된 자기장 치료 시스템은 자기장 발생장치, 냉각장치, 치료의자, 맥박 모니터링을 이용한 환자 감시 장치, 제어 소프트웨어로 구성되었으며, 시뮬레이션을 통한 고전력 시스템 설계 과정과 개발 후 성능 평가를 수행하였다.

시스템 평가 결과 고전력 시스템은 설계 제원과 유사하게 피크 전류 3800A, 피크 전압 1300V, 주기 280us로 관찰되었으며, 펄스 주파수는 50Hz를 보였다. 시뮬레이션 결과와 비교 결과 최대 피크 전류의 차이가 발생하였는데, 이는 인덕터의 비선형적인 투자율에 의해 전류가 높을 때 인덕턴스가 감소하는 특성에 따른 것으로 판단되었다. 고전력의 사용으로 인한 자장 발생용 코일의 발열 현상은 외부에 순환 방식의 유랭 시스템을 이용하여 안정화 시켰으며, 온도 관찰 결과 80~90℃에서 40~50℃로 안정됨이 확인 되었다. 자장 발생장치의 평가를 위하여 한국전기전자시험연구원에 의뢰하여 코일에 입력되는 최대 입력전류와 자속 밀도를 측정하였으며, 그 결과 최대 입력전류는 25.3A, 순시최대소비전력은 5.5KVA, 코일 표면에서의 자속밀도는 1.27T로 측정되었다(개발된 자기장 코일의 품질관리용 시험 수행, 의료의사 2007-00 36호). 이러한 결과를 통하여 본 연구에서 개발된 시스템이 상용으로 사용 가능하며, 골반저근 자극에 충분한 자속밀도를 가짐을 알 수 있었다.

제작된 자기장 치료 의자 표면에서의 자기장 분포 관찰 결과 의자 표면 중앙에서 최대 피크를 갖는 동심원 형태의 자장 분포를 확인할 수 있었다. 발생하는 자장

높이는 10Hz, 50Hz 구동주파수에서 20cm 이상으로 측정 되었으며, 측정 결과 골반저근의 자극이 주어질 것으로 판단되는 5cm~10cm 높이에서의 자장은 약 0.6T 정도로 관찰되었다. 관찰된 자장의 치우침 및 왜곡은 코일 냉각용 오일의 순환에 의한 변화로 판단되었으며, 최대 자장의 위치, 골반저근에 가해질 자기장의 강도를 고려했을 때 본 연구의 목적인 치료용으로 충분할 것으로 사료되었다.

본 연구에서는 치료 중 발생할 수 있는 위험에 대응하기 위하여 환자 모니터링 장치가 제안되었다. MSI社의 Model 1451 피에조 센서와 블루투스 통신 방법을 이용하여 손목형으로 구현하였으며, 성인 남녀 25명을 대상으로 맥박 수 측정 실험 결과 전자 맥박계 대비 98.1%(평균오차 1.48회), 임상적 촉진 검사 대비 95.5%(평균오차 3.23회)의 정확도를 가졌으며, 통신 오차는 없었다.

제어 소프트웨어 개발을 통하여 사용의 편의성과 관리의 편의성을 확보하였으며, 환자의 증상별 치료 프로토콜을 제안하였다. 요실금 환자의 증상에 따른 Stamey의 임상 분류<sup>[5]</sup> 1과 2를 대상으로 증상 차이에 따른 4단계의 치료 프로토콜을 제시하였으며, 전/후 치료를 프로토콜에 포함하여 기존치료에서 발생하는 환자의 거부감 및 피로를 줄일 수 있도록 하였다.

본 연구에서는 환자 모니터링을 포함한 환자 맞춤형 자기장 치료 시스템을 제안하였는데, 이는 자기장 치료에서 발생할 수 있는 위험성을 줄였다는데 큰 의의가 있다고 사료된다. 또한, 제안된 치료 프로토콜은 획일적인 치료가 아닌 환자의 증상에 맞게 패턴화된 치료법을 제시함으로써 요실금 자기장 치료의 효율성을 높일 수 있고, 전/후 치료를 통하여 환자에게 보다 접근된 치료법으로 판단된다. 이러한 방법들은 요실금으로 고통 받는 환자들에게 보다 안전하고 체계적인 치료법을 제공할 것으로 판단되며, 요실금 자기장 치료의 방법적인 변화를 통한 다양한 연구를 유도할 수 있을 것으로 사료된다. 또한, 추가적인 생체 신호 모니터링 시스템과 치료 프로토콜에 대한 임상추적 연구, 운동치료와의 병행한 프로토콜 제시를 통하여 보다 치료효과가 우수한 시스템 구축이 가능할 것으로 판단된다.

## 참고 문헌

- [1] 오승준, 한국인 여성의 요실금 유병률과 요실금의 삶에 미치는 영향 : 인구비례 표본추출법에 의한



조사, 대한배뇨장애및요실금학회지, 제7권, 제2호, 73-80쪽, 2003년 12월

[2] 배뇨장애및요실금학회, *배뇨장애와 요실금*, 일조각, 415-421쪽, 429-435쪽, 2003년

[3] 대한비뇨기과학회, *비뇨기과학*, 고려의학, 393-395쪽, 2001년

[4] Galloway NT, El-Galley RE, Sand PK, Appell RA, Russel HW, Carlan SJ, *Extracorporeal Magnetic innervation therapy for stress urinary incontinence*, Urology, 53:1108-1111, 1999.

[5] Blaivas JG, Olsson CA, *Stress incontinence: Classification and surgical approach*, J Urol 139:727-31, 1988.

[6] 김시성, 이정구, 이용희, *여성 복압성요실금 환자에서 골반저근 자기장자극치료의 효과*, 대한비뇨기과학회지, 제44권, 제7호, 2003년 4월

[7] Fujishiro T, Takahahi S, Enomoto H, Ugawa Y, Ueno S, Kitamura T, *Magnetic stimulation of the sacral roots for the treatment of urinary frequency and urge incontinence: an investigational study and placebo controlled trial*, Urology, 168:1036- 1039, 2002.

[8] Bradshaw HD, Barker AT, Radley S, Chapple CR, *The acute effect of magnetic stimulation of the pelvic floor on involuntary detrusor activity during natural filling and overactive bladder symptoms*, BJU Int, 91:810-813, 2003.

[9] Paul Abrams, Linda Cardozo, Magnus Fall et. al, *The Standardization of Terminology of Lower Urinary*, Neurourology and Urodynamics, 21:167-178, 2002.

저 자 소 개



노 시 철(학생회원)  
2002년 인제대학교 의용공학과 졸업 (공학사)  
2004년 인제대학교 대학원 의용공학과 졸업(공학석사)  
2006년~현재 인제대학교 의용공학과 박사과정

<주관심분야 : 초음파 온열치료, 마이크로 초음파 장치>



강 규 홍(정회원)  
1992년 창원대학교 전기공학과 졸업 (공학사)  
1994년 창원대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학석사)  
2001년 창원대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학박사)

2007년~현재 (주)젬텍 기술연구소 소장  
<주관심분야 : 전자장 수치해석, 서보기기>



이 정 석(정회원)  
2000년 창원대학교 재료공학과 졸업 (공학사)  
2003년 창원대학교 대학원 재료공학과 졸업(공학석사)  
2006년~현재 (주)젬텍 기술연구소 연구원

<주관심분야 : 컴퓨터, 반도체>



민 권 식(정회원)  
1986년 부산대학교 의학과 졸업 (의학사)  
1989년 부산대학교 대학원 비뇨기과 졸업 (의학석사)  
1998년 부산대학교 대학원 비뇨기과 졸업 (의학박사)

1994년~현재 인제대학교 의과대학 부교수  
2007년~현재 인제대학교 백인제 기념 임상 연구소 소장  
<주관심분야 : 성기능장애 분석, 여성 비뇨기과>



권 장 우(정회원)  
1990년 인하대학교 전자공학과 졸업 (공학사)  
1992년 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)  
1996년 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

1998년~현재 동명대학교 컴퓨터공학과 부교수  
<주관심분야 : 인공지능, 신호처리>



최 흥 호(정회원)  
1984년 인하대학교 전자공학과 졸업 (공학사)  
1986년 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)  
1991년 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

1991년~현재 인제대학교 의용공학과 정교수  
<주관심분야 : 진단 초음파, 초음파 치료>