

시변 펄스형 자기장 의료기기 시스템

김인수* · 홍정환**

Development of Medical System using Time-varying Magnetic field

Insoo S. Kim* · Jung Hwan Hong**

요 약

본 논문은 시변 펄스형 자기장(Time-varying Magnetic field)을 반복적으로 발생시키는 전원장치 및 전원장치에서 발생된 에너지를 자기장으로 발생시키기 위한 자기유도 코일 probe의 설계 및 구현을 통하여 짧은 시간($300\mu s$ 이하) 동안 고자기장($\sim 1.2\text{Tesla}$)을 발생시켰다. 시간과 펄스 주기를 순차적으로 조정할 수 있는 다단 메쉬 방식으로 설계하여 고반복적($0.1\text{Hz}\sim 20\text{Hz}$)으로 스위칭했을 경우에도 동일한 출력세기를 발생시킬 수 있는 자기장 의료기기 시스템을 구현하였다.

ABSTRACT

In this paper, we describe the design and implementation of time-varying magnetic field stimulator. Novel design for power supply part to generate high repetitive magnetic field for very short time(less than $300\mu s$) was achieved. Using the novel designed power supply part and the circular type coil probe, we've achieved high magnetic field up to 1.2 Tesla in 20Hz repetition rate.

키워드

Magnetic field, Power supply system, Induced magnetic coil probe

1. 서론

현대 사회는 소득수준의 향상에 따라 "Well-being"에 대한 욕구가 증대되어 개인의 건강에 대한 관심이 급격히 확대되어가고 있다. 또한 국내 인구의 고령화가 심화되어 감에 따라 신경통, 파킨슨병, 알츠하이머 증후군(노인성 치매), 뇌졸중(중풍) 등과 같은 노인성 질병 등이 중요한 관심사가 되고 있다. 그리고 복잡 다변화된 현대 사회에는 정신적 교란상태(우울증, 조울증, 정서장애) 등 신경정신질환 환자가 급속도로 증가하고 있는 추세이다. 하지만 현재 이러한 질병을 치료할 수 있는 치료

가 거의 전무한 상태이다. 따라서 이러한 질병을 치료할 수 있는 전자의료기기에 대한 연구가 시급한 실정이다.

인체와 같이 자기장이 잘 투과하는 도전체에 순간적으로 강력한 펄스형의 자기장을 투과시키면 Eddy Current가 발생하고, 이렇게 유도된 생체전류는 전기생리학적인 기전에 의해 인체 각 조직에 효과적인 자극을 줄 수 있다. 또한 근육조직의 경우 근조직에 연결된 운동신경이 자극되어 근 수축 효과를 나타내며, 감각신경, 혈관, 골조직 등에도 전기생리학적 효과를 나타낸다.

수백 μs 이하의 시변 자기장은 인체에 무해할 뿐만 아니라 인체 깊숙이 침투하여 신경조직 및 근육조직을

* 한국전기연구원 융합기술연구단 책임연구원

** (주) 엠알 기술연구소 연구소장

impact할 수 있으므로 치료효과가 우수하고 뇌신경세포, 말초신경을 자극하여 우울증, 불면증, 조울증, 뇌졸중, 노인성 치매, 파킨슨병 등을 치료하는데 이용할 수 있다[1~4].

치료 효과를 높이기 위해 펄스폭(Pulse width)이 좁고, 상승시간(Rise time)이 빠른 Biphasic형의 자기장(time-varying magnetic field)을 발생시키는 전자의료기기 시스템을 설계하고 구현하고자 한다.

II. 시스템 구성

시변 자기장을 이용한 의료기기 시스템은 고에너지를 발생시키고 충·방전부, 에너지의 스위칭을 제어하는 제어부, display부, 에너지를 전달받아서 시변 고자장을 유도하는 자기유도 코일probe부 및 기타 주변회로부로 구성되어 있다.(그림 1). 이들 요소 중 중요한 고반복 펄스형 전원장치, 자기유도 코일 probe, 및 제어장치부의 설계 및 구현에 중점을 두고 논하고자 한다.

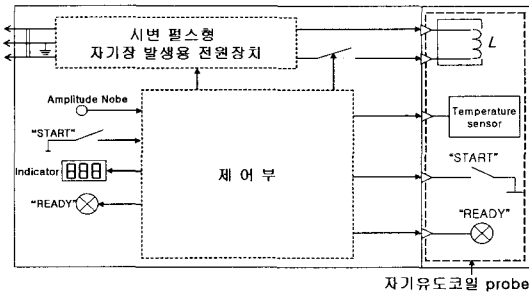


그림 1. 시변 자기장 의료기기 블럭도

Fig. 1. Block diagram of medical apparatus using time-varying magnetic field

2.1 시변 펄스형 자기장 발생용 전원장치 설계

그림 2는 시변 자기장 발생용 전원장치부를 설명하기 위한 등가회로이다.

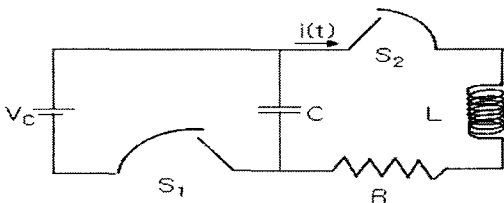


그림 2. 전원장치부의 등가회로

Fig. 2. Equivalent circuit of power supply

그림 2의 등가회로에서 DC충전된 캐패시터 C는 자기유도 코일 probe내의 인덕턴스와 같이 폐회로를 구성될 때, 만약 코일probe 내부 저항이 없다고 가정하면, SCR로 이루어진 스위칭 소자 S₂가 도통될 때, C에 충전된 용량성 에너지 1/2 CV²가 유도성 에너지 1/2 LI²로 이동되어 probe내의 코일에서 전류에 의해 유도되는 자기장을 형성하게 된다. 이때 등가회로에서 S₂로 표현된 스위칭 소자인 SCR에 병렬로 역방향 Diode를 연결하면, 다음 반주기동안 전류가 충전용 캐패시터인 C쪽으로 역방향으로 전류가 흐르게 된다. 즉, 반주기동안 SCR를 통한 순방향 전류와 다음 반주기동안 역방향 Diode를 통한 역방향 전류에 의한 한 주기(one cycle)에 필요한 최소의 시간 τ는

$$\tau = 2\pi\sqrt{LC} \quad \text{식(1)}$$

가 된다.

SCR인 S₂가 도통되어 캐패시터 C에 저장된 에너지가 코일로 방전될 때, 순시전류 i(t)가 흐른다. 이 전류 i(t)는 식(2)와 같다.

$$i(t) = V/(wL) \exp(-Rt/2L) \sin wt \quad \text{식(2)}$$

여기서, V는 충전전압(V), L은 자기유도코일의 인덕턴스(H), R은 전체 저항(Ω) 그리고 w는 공진 각주파수(resonant angular frequency) 이고,

$$w = (1/LC - R^2/4L^2)^{1/2} \quad \text{식(3)}$$

C는 충전부 캐패시터의 캐패시턴스(F)이다.

코일에서의 전류는 t₀ 시점에서 최대가 되는 데 이때의 코일에 흐르는 전류 i₀는

$$i_0 = V\left(\frac{C}{L}\right)^{1/2} \exp\left(-\frac{R}{2Lw} \tan^{-1} \frac{2Lw}{R}\right) \quad \text{식(4)}$$

이 때의 시간 t₀ 는

$$t_0 = \left(\frac{1}{w}\right) \tan^{-1}\left(\frac{2Lw}{R}\right) \quad \text{식(5)}$$

이다. 또한 한 펄스 주기 동안 자기유도 코일에서 소비되는 에너지 E는

$$E = \int_0^t i(t)^2 R dt \quad \text{식(6)}$$

가 된다. 또 평균전력은 에너지량을 펄스반복시간 T_r 로 나눔으로써 얻어지는데, 평균전력 P는

$$P = \frac{1}{2T_r} CV^2(1 - \exp\frac{-RT_r}{L}) \quad \text{식(7)}$$

이고, 캐패시터 C에 필요한 충전시간 t_r 은

$$t_r = -RC \ln\left(1 - \frac{V}{V_0}\right) \quad \text{식(8)}$$

이다.

여기서 V 는 충전전압, V_0 는 전력공급전압이다[5].

그림 3은 다단메쉬(Multi-mesh) 및 순차적 충·방전 방식을 이용한 시변 자기장 발생용 전원장치 개략도이다.

기존의 시변 자기장 치료기는 주파수(펄스반복율 : Pulse repetition rate)가 증가함에 따라 에너지 전달 효율이 급격하게 감소하는 단점이 있고, 펄스 모양의 다양한 변화가 불가능하다.

하지만 본 연구는 다단메쉬 (Multi-mesh)를 이용하여 순차적으로 싸이리스터(Thyristor)를 턴온·오프(Turn-on-off)할 수 있으므로 펄스 상승 시간을 짧게하고, 다양한 모양의 펄스를 만들 수 있을 뿐만 아니라 펄스 반복을 상승에 따른 에너지 전달손실을 줄일 수 있는 장점이 있다.

그림 4는 다단메쉬 및 싸이리스터를 순차적으로 턴온·오프하는 동작원리를 간략하게 설명한 개념도이다. 동작 순서는 아래와 같다.

- ① Multi-mesh capacitor bank I 과 II 에 에너지 충전.
- ② S1 turn-on → Multi-mesh capacitor bank I 에 충전된

에너지가 유도자기 코일에 전달

- ③ S1 turn-off → S2 turn-on, Multi-mesh capacitor bank I 에 에너지 충전 → Multi-mesh capacitor bank II 에 충전된 에너지가 유도자기코일에 전달
- ④ S2 turn-off → S1 turn-on, Multi-mesh capacitor bank II 에 에너지 충전 → Multi-mesh capacitor bank I 에 충전된 에너지가 유도자기코일에 전달

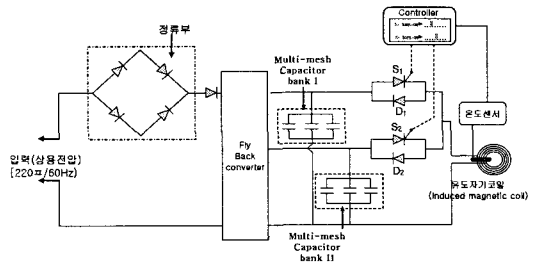


그림 3. 시변 자기장 발생용 전원장치의 개략도
Fig. 3. Schematic diagram of the power supply for time-varying magnetic field

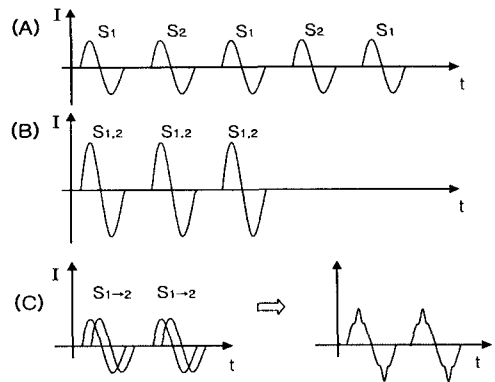


그림 4. 다단메쉬 및 순차적 충·방전 방식의 동작 개념도

Fig. 4. The operation schematic diagram of Multi-mesh and sequential charge-discharge method

2.2 자기유도 코일 probe 설계

시변 자기장을 발생시키기 위해 사용하는 자기유도 코일은 Pan형의 솔레노이드처럼 구성하였고, 이 코일의 길이를 l , 안쪽 반경을 R_1 , 바깥쪽의 반경을 R_2 , 턴수를 n 이라고 할 때, 이 코일의 저항성분(resistance) R 은,

$$R = \left(\frac{\rho n l}{r^2}\right)(R_2^2 - R_1^2) \quad \text{식(9)}$$

여기서 r 은 코일 자체의 반경이고, ρ 는 감은 코일의 고유저항(resistivity)으로, 구리선의 경우 $\rho = 1.7 \times 10^{-8} \Omega m$ 이다.

낮은 주파수에서, 많지 않은 턴 수로 감은 코일의 인덕턴스(inductance) L 을 근사적 수식으로 표현하면 식(10)과 같다.

$$L = \frac{1}{2.54} \frac{0.8 R_0^2 N^2}{6 R_0 + 9 l + 10(R_2 - R_1)} \quad \text{식(10)}$$

여기서, R_0 는 코일의 평균 반지름이고, N 은 턴수이다. 그리고 인덕턴스 L 은 보통 μH 의 단위를 가진다.

자기유도 코일로부터 발생하는 최대 자속밀도 B_{max} 는 식(11)과 같이 표현할 수 있다.

$$B_{max} = \frac{\mu_0 n i l}{2} \ln\left(\frac{\alpha + (\alpha^2 + \beta^2)^{1/2}}{1 + (1 + \beta^2)^{1/2}}\right) \quad \text{식(11)}$$

여기서 $\alpha = \frac{R_2}{R_1}$, $\beta = \frac{1}{2R_1}$ 이다.

$\frac{dB}{dt}$ 의 변화율은 식(2)의 미분식과 식(11)에 $\frac{di}{dt}$ 을 치환함으로써 얻어진다.

$$\frac{di}{dt} = \frac{V}{L} \exp\left(-\frac{Rt}{2L}\right) \left(\cos wt - \frac{R}{2Lw} \sin wt\right) \quad \text{식(12)}$$

시간 $t=0$ 일때, 식(12)는 V/L 의 최대값을 가진다. 식(3)으로부터 주기 T 는

$$T = 2\pi \left(\frac{1}{LC} - \frac{R^2}{4L^2}\right)^{-1/2} \quad \text{식(13)}$$

식(13)에서 괄호안의 수식중 첫 번째 항이 우세함으

로, 두 번째 항을 생략하여 간략화하면

$$T = 2\pi(LC)^{1/2} \quad \text{식(14)}$$

이 되며, $\frac{dB}{dt}$ 의 최대값은 식(15)와 같다.

$$\frac{dB}{dt} = \frac{V}{L} \frac{\mu_0 n l}{2} \ln\left(\frac{\alpha + (\alpha^2 + \beta^2)^{1/2}}{1 + (1 + \beta^2)^{1/2}}\right) \quad \text{식(15)}$$

$\frac{dB}{dt}$ 의 최대값은 펄스가 시작할 때 생기며, 이 값은

충전전압에 비례한다. 또 $\frac{dB}{dt}$ 의 값은 코일의 기하학적인 구조에 의해 좌우되며, 코일의 인덕턴스 L 값에 역비례한다[5,6].

또 자기유도 코일의 설계시 고려해야 할 사항은 코일의 지름($D=2R_1$)이 작을수록 코일의 중간지점에서의 B 는 커지지만 최대 자기장 대비 조직의 표면에 도달하는 자기장의 세력을 나타내는 B_{surf}/B_{max} 는 오히려 작아져서, 효율적인 치료를 위해 자극 생성하기 위해서는 적절한 R_1, R_2 가 되도록 설계 하여야 한다.

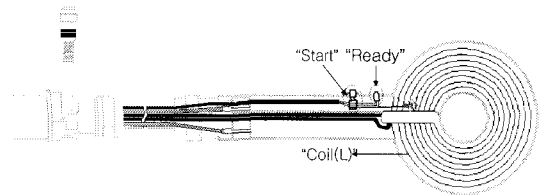


그림 5. 시변 자기유도 코일 probe의 개략도
Fig. 5. The Schematic diagram of time-varying induced magnetic coil probe

시변 자기유도 코일 probe는 Litz wire(도선 수 : 280가닥)를 이용하여 나선형(Helix type)으로 설계하였다. 전체 턴수는 10[turn], 직경은 150[mm]이다. 이때 코일의 인덕턴스는 약 10[μH]이고, 최대 자기유도세기는 1.2[Tesla]이다.

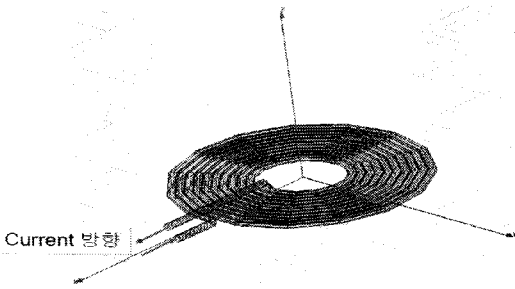


그림 6. 자기유도 코일의 파라메트릭 모델
Fig. 6. Parametric model of coil

그리고 시스템 및 출력의 안정성을 위해서 온도센서를 내장하였다.

그림 6은 시뮬레이션을 위한 코일의 파라메트릭 모델이다. 변수는 코일의 턴수(10 turn)와 피크전류(8000A)이고, 사용한 프로그램은 Maxwell 3D이다.

그림 7은 코일 probe에서의 자기장 크기 분포를 분석하기 위해서 코일 전체를 시뮬레이션한 결과이다. 여기서 안쪽 가장자리의 자속밀도(B)크기가 가장 크고 바깥쪽으로 갈수록 서서히 감소하는 것을 알 수 있다.(그림의 왼쪽 위의 표에서 붉은 색이 자기장의 크기가 최대이고 파란색이 최소를 나타낸다.)

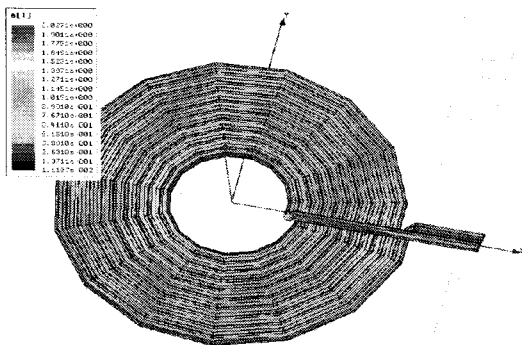


그림 7. 자속밀도(B)의 분포도
Fig. 7. Distribution of Magnetic Flux density(B)

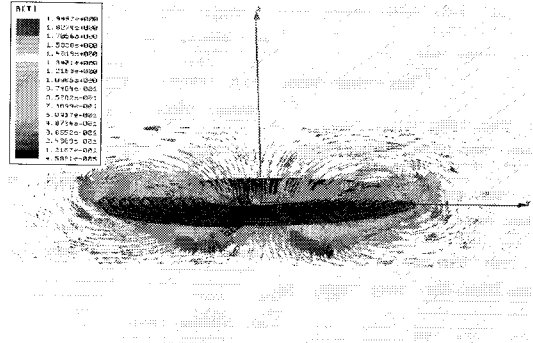


그림 8. YZ 평면에서의 자속밀도(B) 분포도
Fig. 8. Distribution of magnetic flux density in the YZ plane

그림 8은 YZ 평면에서의 시뮬레이션한 자속밀도(B)의 분포를 나타낸 것이다. 자속밀도 벡터의 방향은 시계 방향이고, 자기장 크기의 최대 지점은 안쪽 면의 가장자리이다.

2.3 제어부 설계

제어부는 사이리스터(Thyristor) S1과 S2를 순차적으로 트리거하고, 시스템의 안정성과 자기장의 세기를 일정하게 유지할 수 있도록 코일 probe의 온도를 측정하여 설정온도(43℃)이상 상승할 경우 자동으로 동작이 멈추도록 설계하였다. 코일의 온도가 설정온도이상 상승할 경우 임피던스가 상승하여 자기장 세기가 감소하고, 전원장치의 고장 발생의 원인이 되기 때문이다.

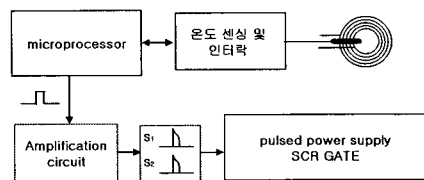


그림 9 제어부의 블록도
Fig. 9. The Block diagram of control part

III. 시스템 구현 및 실험

3.1. 고에너지 발생 및 충방전 전원부 구현

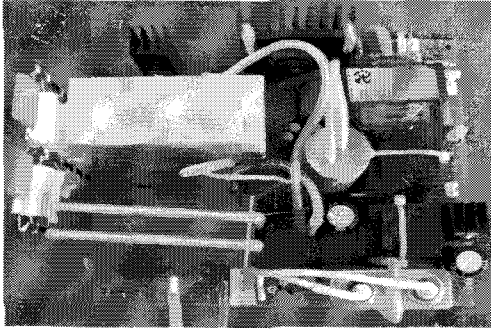


그림 10. Multi-mesh capacitor에 에너지를 충전시키는 전원부
Fig. 10. Power supply to charge in Multi-mesh capacitor

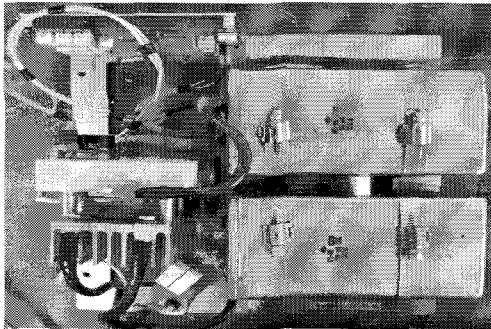


그림 11. Multi-mesh 방식의 충·방전 전원부
Fig. 11. Power supply to charge and discharge of Multi-mesh method

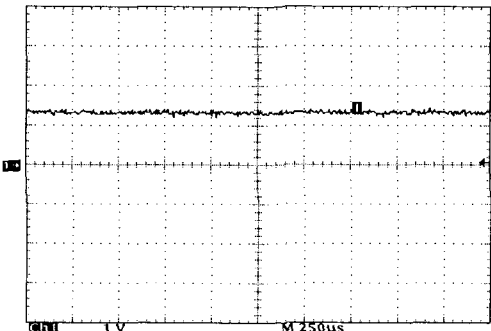


그림 12. 출력세기를 50%로 했을 경우 즉 Capacitor bank에 750V가 충전되었을 경우의 비교전압 파형
Fig. 12. Waveform of 50% output(750V)

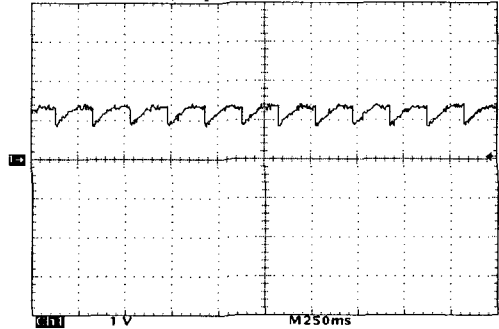


그림 13. 출력세기 50%, 주파수 5Hz로 동작했을 경우의 충·방전했을 경우의 비교전압 파형
Fig. 13. Waveform of 50% output in 5Hz

Capacitor bank의 충전된 고전압을 분배기로 저전압으로 만든 다음 비교기(comperator)를 이용하여 기준전압과 비교함으로써 과충전 되었을 경우 방전회로를 통하여 방전하고, 저충전 되었을 경우 충전함으로써 출력세기를 조절하도록 설계하였다.

출력세기를 100%로 했을 경우 Capacitor bank에 충전된 전압은 1500V이고, 비교전압은 2.5V이다. 출력세기를 1%씩 감소시킬수록 비교전압은 0.00167V씩 감소하게 된다.

그림 12은 출력세기를 50%로 했을 경우 즉, Capacitor bank에 750V가 충전되었을 경우의 오실로스코프의 전압 파형이다. 이때의 비교 전압은 1.25V이고, 기준 전압 또한 1.25V이다.

그림 13는 출력세기를 50%, 주파수를 5Hz로 동작시켰을 경우 Capacitor bank의 충·방전 비교전압 파형이다.

그림 14은 출력세기를 100%로 했을 경우 즉, Capacitor bank에 1500V가 충전되었을 경우의 오실로스코프의 전압 파형이다. 이때의 비교 전압은 2.5V이고, 기준 전압 또한 2.5V이다.

그림 15는 출력세기를 100%, 주파수를 5Hz로 동작시켰을 경우 Capacitor bank의 충·방전 비교전압 파형이다.

그림 16은 Capacitor bank 충전전압 1500V, 주파수 1Hz인 경우의 전압 파형이다. 이 때 Pulse duration은 약 290 μ s이다. 전압 측정에는 Tektronics사 제품(1000:1 고전압 프로브)을 사용하였다.

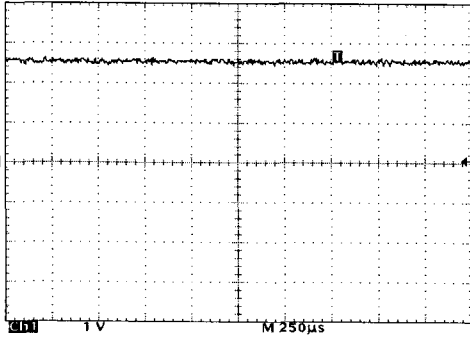


그림 14. 출력세기를 100%로 했을 경우 즉 Capacitor bank에 1500V가 충전되었을 경우의 비교전압 파형
Fig. 14. Waveform of 100% output(1500V)

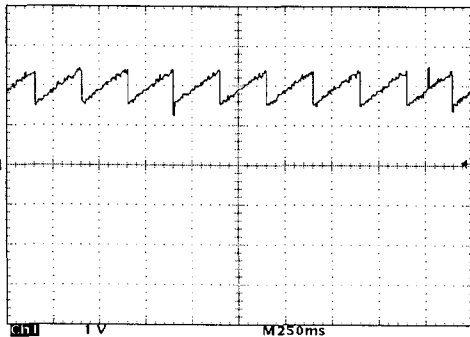


그림 15. 출력세기 100%, 주파수 5Hz로 동작했을 경우의 충·방전했을 경우의 비교전압 파형
Fig. 15. Waveform of 100% output in 5Hz

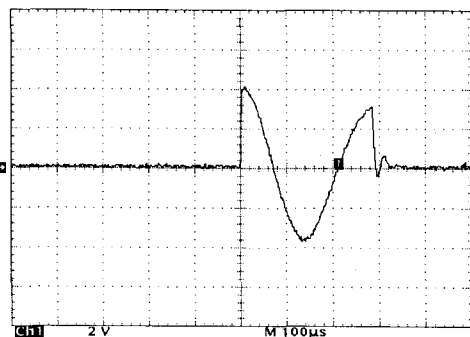


그림 16. 충전전압 1500V로 했을 경우 Coil probe의 출력전압파형
Fig. 16. Output voltage waveform of coil probe in charge voltage 1500V

3.2. 시변 자기장 유도 코일 probe 구현

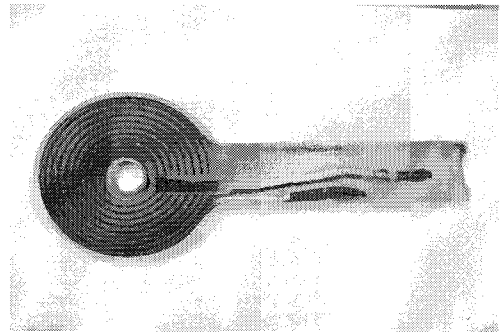


그림 17. 제작한 Coil probe의 사진
Fig. 17. Prototype of coil probe

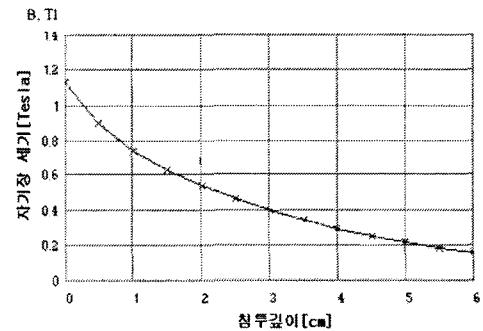


그림 18. 자기장 세기에 따른 침투깊이
Fig. 18. Magnetic induction amplitude with penetrated depth

제작된 코일 probe의 최대 자기장 세기는 1.2Tesla이고, 자기장 출력세기에 따른 측정된 침투깊이를 그림 18에 나타내었다. 침투깊이 6cm에서 자기장 세기는 약 0.18[Tesla]이다.

3.3. 스위칭 제어부 구현

그림 19은 싸이리스터 S1과 S2를 순차적으로 턴온시키는 게이트 트리거 펄스를 나타낸다. 이때의 동작주파수는 5Hz이고, 파형 1은 S1의 게이트 트리거 펄스파형이고, 2는 S2 게이트 트리거 펄스 파형이고, 그림 20은 제작한 제어부의 PCB 사진이다.

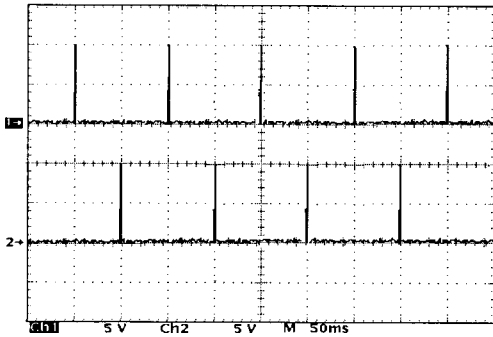


그림 19. SCR 게이트 트리거 펄스
Fig. 19. SCR gate trigger pulse

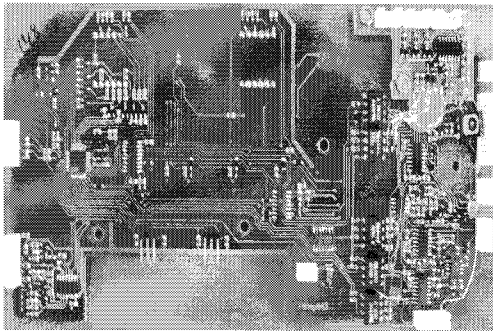


그림 20. 제작한 제어부의 PCB
Fig. 20. PCB of Control part

IV. 결론

본 논문에서는 시변 펄스형 자기장을 발생시키기 위한 다단 메쉬형 전원장치 및 제어장치 그리고 전원장치에서 발생된 고에너지(2000J)로 시변 자기장을 유도 발생시키기 위한 코일prob를 설계하고 구현하였다. 다단 메쉬형으로 순차적 제어방식의 설계에 의해 자기장 발생의 반복율을 20Hz의 고 반복적 동작이 가능하게 되었고 이 결과는 자기장 의료기기의 치료분야를 다양화할

수 있는 좋은 결과를 얻었다. 또 자기장의 세기를 최대 1.2 Tesla의 고자기장 시스템을 개발하였으며, 이를 이용한 인체의 침투 깊이는 최소 6 cm에 도달하여 그 이용 범위를 확대시키는 결과를 도출하였다. 이 개발된 시변 자기장 의료기기는 운동신경, 감각신경, 뇌신경세포, 골세포 등 여러 부분에 각기 다른 형태의 자극 과형을 발생시켜 자극 치료함으로써, 신경통, 골 다골증 등과 같은 노인성 질환 뿐만 아니라, 우울증, 노인성 치매, 간질과 같은 신경정신적 질환과 파킨슨 병 등의 치료에 이용되어 그 활용도가 높을 것으로 전망된다.

참고문헌

- [1] M.S. George, S.H. Lisanby, H.A. Sackeim, "Transcranial Magnetic Stimulation," *Psychiatry*, 1999.
- [2] Z.J. Daskalakis, B.K. Christensen, P.B. Fitzgerald, R. Chen, "Transcranial Magnetic Stimulation: A New Investigational and Treatment Tool in Psychiatry," *J. Neuropsychiatry Clin. Neurosci.* 14:4, 2002.
- [3] J.V. Escudero, J. Sancho, D. Bautista, M Escudero, J. Lpez-Trigo, "Prognostic Value of Motor Evoked Potential Obtained by Transcranial Magnetic Brain Stimulation in Motor Function Recovery in Patients With Acute Ischemic Stroke," *Stroke (J. of the American Heart Association)*, 1998.
- [4] M.F. del Olmo, Olalla Bello, Javier Cudeiro, "Transcranial magnetic stimulation over dorsolateral prefrontal cortex in Parkinson's disease," *Clinical Neurophysiology*, 2007.
- [5] D. McRobbie, "Design and instrumentation of a magnetic nerve stimulator," *J.Phys. E*, 1985.
- [6] K. Davey, "Magnetic Stimulation Coil and Circuit Design," *IEEE Trans. on Biom. Eng.*, Nov. 2000.

저자소개



김 인 수(Insoo S. Kim)

1984.2 동아대학교 전자공학과
(학사)

1986.2 동아대학교 전자공학과
(석사)

1986.2~현재 한국전기연구원 융합기술연구단 책임
연구원

1997~1998 Shanghai 803 Research Institute 파견연구원

1998~2000 중국과학원 SIOM연구소 파견연구원

2003~2004 러시아 State Univ. of Telecommunications
방문연구원

※관심분야: 광센서시스템, 양자암호, 전자의료기기,
유비쿼터스 헬스케어, 생체신호처리



홍 정 환(Jung Hwang Hong)

1994.2 부산대학교 전기공학과
(학사)

1999.2 부산대학교 전기공학과
(석사)

2002.2 부산대학교 전기공학과(박사)

현재 (주)엠알 기술연구소 연구소장

※관심분야: 전자의료기기, 레이저시스템