

극저주파 자기장(EMF) 발생장치의 개발

남기창^{1,2} · 김수찬^{1,2}
· 김덕원²

¹연세대학교 대학원
생체공학 협동과정
²연세대학교 의과대학
의학공학교실

요 약

전자장(EMF)에 의한 생체영향에 관한 연구에 있어서 사람에게 직접 실험하는 것은 윤리적으로나 객관적으로 제한점이 많다. 따라서, 생체에 대한 유무해성을 파악하기 위해 *in vitro*나 인간과 유사한 동물실험을 통해 그 영향을 조사하고 결과를 생체와 연관지어 예측하는 것은 기본 단계이다. 본 연구에서는 세포 및 동물실험을 위한 직류 및 교류(ELF) 자기장 발생장치를 헬름홀츠 코일과 솔레노이드 코일을 이용하여 구성하였으며, 실험시 중요한 자계의 균일도를 각각 비교하였다. 또한 발생 자계의 패턴을 DC, 정현파, 구형파, 삼각파, 펄스 형태로 변화시킬 수 있도록 컨트롤러를 내장시켰다. 발생 자계의 크기는 직류에서 최대 100 Gauss(10 mT), 60 Hz 정현파에 대해서는 최대 20 Gauss(2 mT)의 출력이 가능하도록 설계하였다.

I. 서 론

최근 극저주파 영역의 전자장에 대한 생체영향 연구가 많이 진행되고 있다. 전자장(EMF)에 의한 생체영향에 관한 연구에 있어서 사람에게 직접 실험하는 것은 윤리적으로나 객관적으로 제한점이 많다. 따라서, 생체에 대한 유, 무해성을 파악하기 위해 *in vitro*나 인간과 유사한 동물실험을 통해 그 영

향을 조사하고 결과를 생체와 연관지어 예측하는 간접적인 방법을 대부분 이용한다. 이러한 실험에서 아무리 약한 전자장의 세기를 이용한 실험이라도 외부의 전자기기와 상호 간섭 문제, 가능성 있는 생물학적 영향 등을 충분히 고려해야 한다.

인체에 전자장이 가해졌을 때 발생하는 현상을 설명할 수 있는 이론적 지식이 열 효과(thermal effect) 이외에는 거의 전무한 상태이고, 단지 동물 실험이나 역학 조사와 같은 간접적인 실험 결과에만 의존하고 있어 전자장 발생장치에 대한 개발 속도는 늦다^[1]. 실험의 특성상 공학적 지식과 임상적 지식이 모두 요구되나 지금까지의 대부분의 연구가 각 분야의 사람들이 개별적으로 실험한 결과들이다. 이러한 이유로 공학자에게는 생리학에 관한 지식이 부족하고, 임상에는 공학적인 지식이 부족하여 자극에 대한 정량적인 표현과 실험 프로토콜의 일관성이 없어 그 유용성을 입증하는데 문제가 있다. 뿐만 아니라 자기장 발생에 영향에 주요한 요소로 작용하는 인자들이 세기, 주파수, 파형 등으로 매우 다양하여 실험 프로토콜을 구성하는데 어려움이 많고, 재현성을 보여주기가 어렵다^[2].

극저주파 대역 중 50 Hz와 60 Hz는 일상생활에서 사용하는 전력선에 의해 항상 노출되기 때문에 특히 이 주파수에 대한 연구가 활발히 진행중이다^{[3],[4]}. 60 Hz 전자기장의 노출기준을 제정하기 위해서는 명확하게 건강 영향에 직접적인 근거가 되는

시변 전기장, 자기장, 전자기장의 노출한계를 알아야 한다. 일부 기준 레벨은 측정 및 수치적 계산을 이용하여 기본 한계치로부터 적절히 유도되었으며, 일부는 전자기장 노출의 인지와 간접적인 유해영향을 고려한 것이다. 이와 같이 이론모델, 수치해석모델 및 측정결과 등을 사용하여 기본 한계치를 설정하기도 하나, *in vitro*나 동물실험 등을 통해 최악의 조건에서도 기본 한계치를 초과하지 않도록 기준레벨을 설정하는 것이 바람직하다. 또한 전자기장의 주파수 의존성 때문에 실험에 사용될 전자기장 자극기는 파형과 주파수 설정 등이 가능할수록 좋다.

전자장에 의한 인체 유해성에 대한 연구 이외에 전자장의 의학적 이용은 Michael Faraday가 1700년 후반 전자기 유도 법칙의 발견과 거의 동시에 시작되었다^[5]. 의사이자 물리학자인 Luigi Galvani가 개구리 다리에서 생체 전기를 처음 발견한 이후, 생체 전기가 생명체의 여러 기전과 관련되어 있음이 발견되었다^[5]. 현재 임상에서는 임상에서는 뼈(bone) 치료만큼 피부(skin)나 연조직(soft tissue) 치료에 널리 이용되고 있지는 않다. 그럼에도 불구하고 전류, 전계 및 자계를 이용해 치료를 개선할 수 있다는 임상 실험과 동물 실험의 연구 결과들이 계속 나오고 있다^{[1],[6]}. 이러한 배경에 의해 전자장 발생장치가 관련 연구분야에서 필요로 하고 있으며, 연구 목적과 방향에 따라 자기장의 세기, 주파수, 파형에 대한 설정이 다양하므로 이를 조절할 수 있는 장치라면 유용하게 쓰일 수 있다. 실제 *in vitro* 실험에서의 조건은 동물실험보다 더 큰 세기의 자기장을 필요로 하기도 한다. 그 이유는 전자장 발생장치가 단지 전자장이 인체 유해성에 대한 방향으로의 연구만 있는 것이 아니라, 조직의 재생이나 상처치유 등의 긍정적인 방향으로도 진행되고 있기 때문이다^{[1],[3],[5],[6]}.

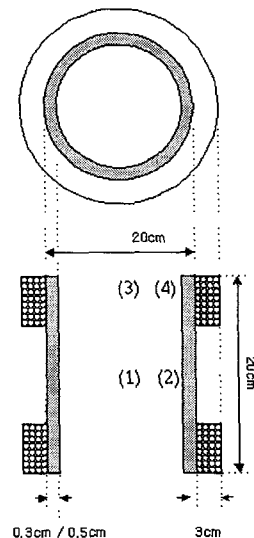
본 실험에서는 헬름홀츠(helmholtz) 방식과 솔레노이드(solenoid) 방식을 이용하여 세포 및 동물실험

을 위한 직류 및 교류(ELF) 자기장 발생장치를 구성하였다. 그리고 각 방식에 따른 발생 자계의 출력을 비교하였다. 제어부에서는 자계의 세기, 파형, 주파수 등을 변화시키며, 전력증폭기를 통해 코일에 전류를 인가함으로써 자기장을 발생시켰다.

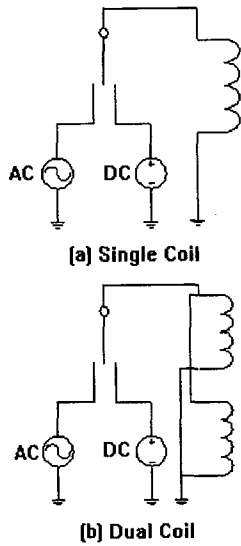
II. 설계 및 방법

2-1 코일의 설계

자기장 생성을 위한 코일은 가장 간단한 두 가지 방법을 선택하였다^{[7]-[9]}. 하나는 직경이 20 cm 이고 높이가 20 cm인 원통에 윗 부분과 아랫 부분만 코일을 감은 헬름홀츠 코일(helmholtz coil : dual turn)이고, 다른 하나는 원통 전체에 고르게 감은 솔레노이드 코일(solenoid coil : single turn)이다. [그림 1]은 헬름홀츠 코일 방식으로 원통에 코일을 감은 구조를 보여준다. 솔레노이드 코일은 [그림 1]에서 감은 코일을 원통에 고르게 감아 제작하였다. [그림 2]는 제어부에서 발생된 신호가 인가되는 회로 구성



[그림 1] Helmholtz(dual) 코일의 구조



[그림 2] 회로 구성

을 보여준다. 코일의 굵기는 수십 Gauss 정도의 자기장 출력을 위해서 전류의 세기가 1 A 이상은 되어야 하므로 이를 고려하여 0.7 mm로 하였다.

일반적으로 코일을 [그림 3]의 (a)와 같이 single로 감았을 때 코일 내부에 생성되는 자기장은 식 (1)과 같다^{[8],[9]}. 따라서 코일에 형성되는 자기장은 코일의 권선수(N)와 반지름(a)을 고정했을 때 코일에 흐르는 전류(I)로 조절할 수 있으며, 이는 코일에 가해지는 전압 조절로 가능하다. 그러나 이 경우에는 코일이 감긴 위치의 단면에서만 최대 자기장이 형성되기 때문에 자기장 세기의 분포는 z축의 의존하게 되고, 그 결과 균일한 분포의 자계가 형성되지 않는다.

$$E(z) = \frac{\mu_0 N I a^2}{2(z^2 + a^2)^{3/2}} \quad (1)$$

$$\mu_0 = 4\pi 10^{-7}$$

$$z_1 = z - \frac{a}{2}$$

$$z_2 = z + \frac{a}{2}$$

N : 코일의 권선수
 I : 코일에 흐르는 전류
 a : 코일의 반지름

그러나 [그림 3]의 (b)처럼 코일을 dual로 감았을 때 만들어지는 헬름홀츠 코일에 의해 생성된 자기장은 식 (2)와 같이 구해진다^{[8],[9]}.

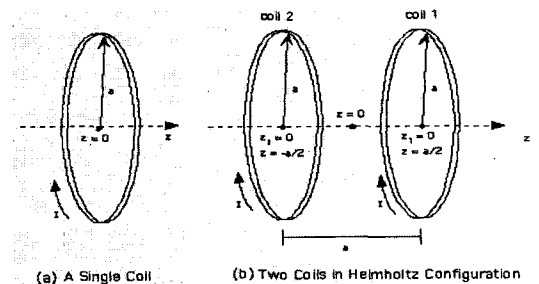
$$B(z) = E(z_1) + E(z_2)$$

$$= \frac{1}{\mu_0} N I a^2 \left[\left(\left(z - \frac{a}{2} \right)^2 + a^2 \right)^{-3/2} + \left(\left(z + \frac{a}{2} \right)^2 + a^2 \right)^{-3/2} \right] \quad (2)$$

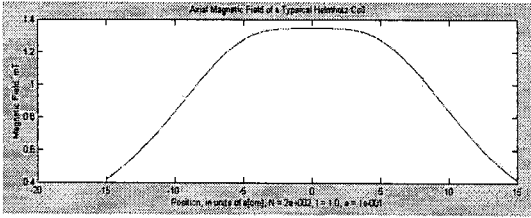
[그림 4]는 식 (2)에서 $N = 2,000$ 회, $I = 1$ A, $a = 10$ cm 일 경우, 헬름홀츠 코일내부에 형성되는 자기장을 Matlab (ver5.2; Mathworks)으로 시뮬레이션 한 결과이다. 원통의 반지름을 10 cm로 했을 때, z축을 따라 중심에서 반지름의 $\pm \frac{a}{2}$ 에 해당되는 ± 5 cm영역 내에서만 자기장이 고르게 생성되고 그 영역을 벗어났을 경우에는 서서히 감소됨을 보여주고 있다.

2-2 사양 결정

미국의 'RAPID : Electric and Magnetic Fields



[그림 3] (a) Single coil, (b) Helmholtz coil.



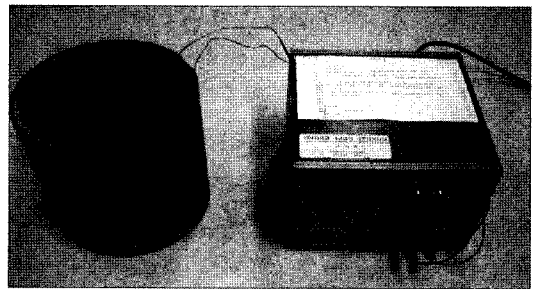
[그림 4] $N=2,000$ 회, $I=1$ A, $a=10$ cm일 때, Helmholtz 코일에 의한 자기장.

Research and Public Information Dissemination' 프로젝트에서 보고된 실험동물의 극저주파 전자장 노출에 대한 연구에서 신경계, 생식 및 성장, 멜라토닌 생성 및 해소 등에 영향을 준다고 발표하였다^[3]. 다음 <표 1>은 RAPID 보고서에서 결과 보고된 결과중 "Non-cancer health effects in experimental animals : 실험동물에서의 비암성 영향"에 대한 전자기장 실험 조건의 범위들을 요약한 것이다.

기존에 연구되어 온 실험 조건의 범위를 기반으로, 제작하게 될 ELF 영역의 자기장 발생장치 장치는 직류, 정현파, 구형파, 삼각파, 펄스 형태의 신호 파형이 최대 출력 10 mT(100 G), 주파수 0 ~ 수백 Hz 범위 내에서 가변되도록 설정하였다.

2.3 구 성

[그림 5]의 자기장 발생장치는 제어부, 전원부, 신호발생부, 전력 증폭부, 출력 보호 회로, 코일, 현재 자계 상태를 보여주는 화면부로 나뉘어진다. 제어부에서는 직류나 교류를 발생하는 신호발생부(ICL 8038, Intersil)를 제어하여, 파형과 크기를 결정하며, 실험 환경의 온도의 실제 생성된 자기장의 세기를 모니터링하여 LCD로 보여준다. 신호발생부에서 생성된 신호는 전력증폭기(OPA502, BurrBrown)를 통하여 코일에 인가되어 자기장이 형성된다. 신호는 자기장 영향에 관한 다양한 연구에 적합하도록 직류, 정현파, 삼각파, 구형파, 펄스의 형태로 출력이 가능하게 한다. 전력 증폭기의 경우 부하단에 리액턴스 성분이 걸리기 때문에 순간적으로 과전류가



[그림 5] 제작된 자기장 발생 장치 (좌측 : solenoid coil, 우측 : generator)

<표 1> 전자기장 실험 조건의 범위

	전기장(EF)	자기장(MF)	파 형
1. 실험동물의 EMF 노출에 의한 면역학 연구		~ 10 mT	
2. 혈액학적 영향	~ 100 kV/m	~ 100 uT	정현파 50 Hz / 60 Hz
3. 신경계에 대한 영향	~ 65 kV/m	~ 18 mT	정현파 7~65 Hz
4. 생식기 성장에 대한 영향		~ 30 mT	정현파, 톱니파, 구형파, 펄스파, 정자계 ~20 kHz
5. 멜라토닌에 대한 영향	~ 65 kV/m	~ 1 mT	정현파 50 Hz / 60 Hz
6. 뼈, 조직 회복 및 적응에 관한 연구	~ 1.5 V/m	~ 20 mT	4 kHz

흘러 회로가 손상될 수 있기 때문에, 내부에 보호회로가 있는 전력 증폭기일지라도 증폭기의 입력단과 출력단에 보호 다이오드를 반드시 사용해야 하며, 출력단에는 전류제한 저항과 퓨즈를 사용하여 안전성을 보장해야 한다.

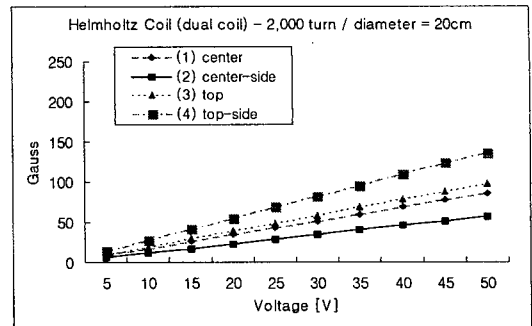
2.4 자기장 세기 측정 및 실험 방법

Gaussmeter (Model 9200, F.W BELL, 미국)를 이용하여 자기장의 균일성을 알아보기 위해 [그림 1]의 (1)에서 (4)까지의 네 곳을 측정하였다. 자기장 발생시 파형은 직류와 교류, 펄스형태로 변환이 가능하며, 교류전원은 제어부에서 파형, 주파수, 크기 조절이 가능하다.

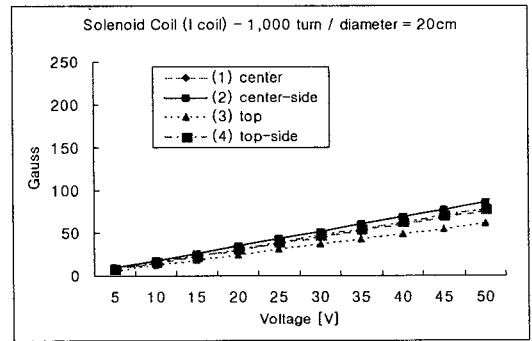
자기장 발생장치를 이용한 실험에서는 외부 전자 기기에 의한 상호 간섭을 배제해야 하며, 대조군 (sham exposure group)은 자기장만 없을 뿐, 온도, 습도, 조도, 진동, 소음 등의 조건을 동일하게 주어야 한다. 본 자기장 발생장치는 1 m 이상 거리에서 충분히 배경 자기장 세기만큼 감소하므로 대조군을 같은 크기의 코일에 넣고 같은 실험실에서 1 m 이상 거리를 두고 실험하면 된다.

III. 결과 및 고찰

1. DC 전압변화에 따른 DC 자기장의 조절 : [그림 6]과 [그림 7]은 발생 장치에서 발생된 DC 자기장을 측정된 결과이다. 코일의 위와 아래만을 감아 만든 헬름홀츠 코일을 사용하여 자기장 세기의 균일도(uniformity)를 높여보려 했으나, 본 장치와 같이 큰 출력을 발생시킬 때는, 권선수를 많이 감아야 되어 코일에 의한 저항이 커지거나, 큰 전류를 감안하여 두꺼운 코일을 사용하기 때문에 코일을 감은 부위가 두꺼워져 실제 기대하던 만큼 결과가 나오지는 않는다. 오히려 원통 전체에



[그림 6] Helmholtz 코일에서 측정된 자기장



[그림 7] Solenoid 코일에서 측정된 자기장

균일하게 걸쳐 감은 솔레노이드 코일의 내부에 형성된 자기장의 균일도가 훨씬 좋음을 볼 수 있었다. 실제 *in vitro* 실험에서는 직경이 20 cm인 내부를 모두 사용하지 않고 중앙에 약 직경 10 cm 이내의 petri dish에서 세포를 배양하므로 훨씬 더 균일도가 좋은 공간을 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

2. 본 시스템의 제어부에서는 사용전원의 파형과 주파수를 변형하여 임의의 파형에 대한 자기장을 형성할 수 있다. 직류에서 최대 100 G (10 mT), 60 Hz 정현파에 대해서 최대 20 G (2 mT)의 자기장을 발생시킬 수 있도록 설계하였으며, 실험으로 확인하였다.

3. 본 자기장 발생장치는 코일에서 발생하는 열에 의한 온도 영향이 크지 않으나, 세포실험을 위한 인큐베이터와 같이 밀폐된 공간(CO₂ incubator)에 사용될 것을 고려한다면 냉각장치의 추가가 요구된다.
4. 코일 내부뿐만 아니라 외부의 자기장을 모니터링 해서 외부에 영향을 주는 지를 감시할 필요가 있다. 또한, 근본적으로 자계 발생 장치에 의해서 형성된 자계는 코일 내부에서만 균일하게 형성되고 그 외부에는 영향이 전혀 없도록 상쇄시키는 코일 구조의 연구가 필요하다.
5. 본 자기장 발생장치는 전자장에 의한 인체 유해성 평가에 대한 연구 및 조직재생 촉진, 골관절염 치료, 통증치료, 면역시스템 자극 등의 연구에 활용이 가능하다.

참고문헌

[1] C. T. Brighton, S. R. Pollack, *Electromagnetics in Medicine and Biology*, San Francisco, 1991.
 [2] P. A. Valberg, "Designing EMF Experiments : What Is Required to Characterize "Exposure"?", *Bioelectromagnetics*, vol. 16, pp. 396-401,

1995.

[3] RAPID Report, <http://www.niehs.nih.gov/emfrapid/home.htm>
 [4] W. R. Rogers, J. H. Lucas, William. E. Cory, J. L. Orr, and H. D. Smith, "A 60Hz Electric and Magnetic Field Exposure Facility for Nonhuman Primates : Design and Operational Data During Experiments", *Bioelectromagnetics Supplement*, vol. 3, pp. 2-22, 1995.
 [5] 이재형, 전기치료학, 대학서림, 1995.
 [6] H. P. Rodemann, K. Bayreuther, and G. Pfeleiderer, "The Differentiation of Normal and Transformed Human Fibroblasts *in vitro* is Influenced by Electromagnetic Fields", *Experimental Cell Research*, vol. 182, pp. 610-621, 1989.
 [7] 한국전자과학회, 전자파 생체영향 연구 중간 연구보고서, 한국전자통신연구원, 1997.
 [8] Lorrain, P, Corson, D. R., *Electromagnetism: Principles and Applications*, 2nd Edition, W. H. Freeman and Company, New York, 1990.
 [9] W. H. Hayt, J. A. Buck, *Engineering Electromagnetics*, McGraw-Hill, 1989.

≡ 필자소개 ≡

남 기 창

연세대학교 대학원
 생체공학 협동과정

김 수 찬

연세대학교 대학원
 생체공학 협동과정

김 덕 원

1952년 9월 5일생

- 학 력 -

1976년: 서울대학교(공학사: 전기공학)

1980년: Northwestern Univ.(MS: 전기공학)

1986년: Univ. of Texas at Austin(Ph.D.: 의공학)



- 경 력 -

1987년 3월~현재: 연세대학교 의과대학 의학공학교실 조교수, 부교수, 교수

1996년 1월~1997년 12월: 대한의용생체공학회 편집위원장

1996년 11월: 대한의용생체공학회 메디슨 의공학상 수상

1998년 1월~1999년 12월: 대한의용생체공학회 학술위원장

1999년 1월~12월: 국가연구개발사업 평가위원회 정부부처(산업)위원장

1999년 3월~현재: 연세대학교 의과대학 의학공학교실 주임교수

1999년 3월~현재: 국회환경포럼 정책자문위원

2000년 1월: Marquis Who's Who in Science and Engineering 등재

2001년 3월: 연세대학교 의과대학 우수교수상 수상

[주 관심분야] 의용계측, 전자파 인체영향