

ELF 전자파 피폭 세포실험을 위한 배양기의 전류밀도 분포해석 및 *In Vitro* 노출장치 설계

Analysis of Current Density Distribution and *In Vitro* Exposure System for ELF Exposed Cell Experiments

김대근 · 정재승 · 안재목

Dae-Geun Kim · Jae-Seung Jung · Jae-Mok Ahn

요 약

ELF 전자파의 생물학적인 영향 평가를 위한 *in vitro* 세포 실험에서 노출장치의 설계는 코일내의 유도기전력 (E)과 전류밀도(J) 해석과 함께 이루어져야 한다. 균일 자기장 속에서 세포를 배양할 경우에도 배양기내의 전도성 매질로 인해 균일한 E 와 J 가 분포하지 않는다. 따라서 균일한 ELF 자기장 노출장치로부터 발생하는 샘플 매질 내에서의 E 나 J 를 정확히 예측하는 것은 *in vitro* 세포실험의 성공 여부를 가늠할 정도로 매우 중요한 정보가 된다. 이에 본 논문에서는 *in vitro* 실험에 적합한 ELF *in vitro* 노출 장치를 설계하고 노출 장치에 대한 전자기학적 평가를 수행하였다. 코일 내에서 샘플 매질의 유무와 샘플 내에서도 세포가 놓여질 임의의 위치에 따라 E 와 J 를 예측하고 검증을 위한 측정과 시뮬레이션을 시도하였다. 노출장치는 헬름 홀쯔 코일로 제작되었고 자기장의 세기는 1-20G 범위 내에서 가변이 가능하다. 또한 코일내의 자기장의 분포가 균일(uniform), 비균일(non-uniform)한 두 가지 모드를 각각 제작하여 보았다.

Abstract

In *in vitro* cell experiments for the biological assessment of electromagnetic(EM) field, exposure system(ES) must be analyzed in terms of current density(J) and induced electric field intensity(E). Although in uniform B field, E and J in the sample medium are not distributed uniformly because of conductivity in sample dish. Thus, the precise estimation for E and J induced by uniform ELF within sample media is very important keys for successful in *in vitro* experiments. In this paper, we designed *in vitro* ELF ES with electromagnetic analysis using MATLAB simulator. Then we calculated from the measured B field to verify induced E & J distribution for random locations of cells within media in two cases of samples existence or not. ES with B field ranging from 0 to 20G consists of Helmholtz coil and current generator based on the microprocessor. Also, we developed ELF ES for each B field generation as uniform and non-uniform modes.

I. 서 론

전자파 노출로 인한 인체 영향평가에는 그 동안 수행되어왔던 역학조사의 결과를 기본적으로 활용

하여 왔으나 역학조사에서 문제점으로 지적되어 온 전자파 노출평가에 대한 불확실성으로 일관된 결론이 도출되지 못하고 있다^[1]. 따라서 보다 통제된 환경설정이 가능한 세포 수준에서의 연구가 필요하게

「이 연구는 2000년도 정보통신부 대학기초연구지원사업의 지원을 받아 이루어졌음.
한림대학교 정보통신공학부(Dept. of Information & Communication, Hallym Univ.)

· 논문 번호 : 20001104-12S

· 수정완료일자 : 2000년 12월 21일

되었으며 극저주파의 낮은 전력 밀도가 매질을 이온화 시키지 못하기 때문에 인체에 영향을 주지 않는다는 초창기의 주장에 반해 장시간 노출될 경우 매질에 축적되는 에너지의 위해성이 대두 되면서 국외에서는 연구가 활발하게 진행되고 있다. 그러나 이것 또한 일관성 있는 연구 결과를 제시하지 못하고 있다. 그 이유를 대부분의 실험자들은 세포성장 상태, 실험 환경의 차이, 외부장의 특성, 분석방법 등으로 생각하고 있으나^[2] 본 연구자는 기존 연구자들이 균일한 외부장 노출 하에 있는 매질에 대해 균일한 유도기전력이 분포한다는 일반적인 가정을 수용한 채 배양액에서의 공간적 유도 기전력과 전류밀도가 세포 운명에 중요한 영향 인자임을 배제한 것이 가장 큰 원인이라고 본다. 일반적으로 균일한 외부장에 세포배양액 (liquid medium)이 노출될 경우, 매질에서 유도기전력이 발생되며 그 세기가 공간적 위치에 따라 현격히 다르므로 세포 수준에서의 연구는 배양기의 전자기학적 해석과 함께 병행해야 한다^[3]. 그러나 지금까지는 외부장에 대한 전자기학적 해석이 저조한 편이다.

전자파 환경에 대한 대부분의 실험자들은 전자파 (주파수, 세기, 파형 등)와 인체의 각종 질환과의 관련성에만 치중하여 왔으나, Bassen(1992) 등이 처음으로 세포배양기에서의 전류 밀도의 크기를 해석하기 위해서 *in vitro* 노출 장치 설계시 균일한 외부장이 제공되도록 헬름홀츠 코일로 설계하였고, liquid medium의 유도기전력이 공간적으로 균일하게 분포하도록 petri dish를 외부장 방향과 수직인 구조 (perpendicular- configuration)를 취하도록 하였다. Misakian(1990)과 Blackman(1991)에서는 liquid medium의 깊이와 체적의 함수로써 전류밀도 분포를 데이터베이스 화하여 *in vitro* 실험시 참고하는 형태로 제시하고 있다^[4]. 그러나 그 자료는 국내의 연구진에게는 그것과 매질의 전도성의 차이로 곧바로 적용할 수 없으므로 Misakian의 전류밀도 방정식은 응용에 제한될 수 밖에 없었다.

따라서 본 논문의 목적은 *in vitro* 세포 실험에 적합한 ELF *in vitro* 노출장치를 제작하고 노출 장치의 전자기학적 해석을 통해 배양기내의 전도성 매질에서 유도되는 전계와 전류밀도 분포를 예측하는데 있다. 이를 위해 자장이 발생하는 헬름홀츠 코일

내에 샘플을 놓고 샘플내에서 *E*와 *J*의 분포를 간단한 공식을 이용하여 시뮬레이션으로 확인한다. 또한 3개의 세포 배양기를 인큐베이터 안에 동시에 놓아 실험할 수 있도록 헬름 홀츠 코일을 인큐베이터의 크기에 맞추어 설계 제작하였다.

II. 본 론

2-1 *in vitro* 노출 장치 설계시 요구 사항

in vitro 노출 장치는 다음의 몇 가지 고려해야 할 사항을 만족해야 한다^[5].

- 신호의 특성이 정의되어야 한다. 특히, 주파수, 변조 방식, 전압 안정과 노이즈 레벨에 대하여 잘 정의된 신호원이 요구된다.
- 자장의 세기(peak, peak-to-peak, rms)와 노출 시간, 반복성을 정의해야 한다.
- petri dish의 기하학적 위치 및 배양기와 코일 내부에서 발생하는 전자기장의 구조적 관계를 정의해야 한다.
- 배양액내의 신호 특성과 내부장의 세기는 위해성 평가와 연관이 있으므로, 적어도 ANSI, CENELEC, ICNIRP 등의 국제적 규제체가 정한 제한 한도 만큼은 높아야 한다.
- 세포 배양기 위치에서의 내부장의 분포는 가능한 균일해야 한다.
- 안정된 온도, 공기 흐름 제어, 다른 전파원의 분리 등의 장치 주변 사항 등은 엄격히 지켜야 한다.
- 모든 기술적, 생물학적 변수는 실험이 진행되는 동안 모니터링되어야 하며 가장 중요한 데이터는 시스템의 기능 정지를 대비하여 저장되어야 한다.
- 제어와 감시를 위한 시스템은 여러 악조건 하에서 테스트되어야 한다.

세포를 제외한 배양기 해석을 위한 본 시스템은 위의 요구 사항을 만족하며 설계에 대한 설명시 제시될 것이다.

2-2 극저주파 노출 장치의 설계

2-2-1 헬름 홀쯔 코일 장치의 구성

헬름 홀쯔 코일 장치는 균일한 자기장이 유도되도록 자기장의 방향을 petri dish의 바닥과 수직이 되도록 구성한다^[3]. 수직 조건일 때 원통좌표계를 적용할 수 있으며 다음과 같은 맥스웰 방정식이 적용된다.

$$\nabla \times \nabla \times \vec{J} = -j\omega\mu\sigma \nabla \times \vec{H} = -j\omega\mu\sigma \vec{j} \quad (1)$$

위 방정식은 Bessel 방정식의 형태를 취하기 때문에 1st kind의 Bessel 함수와 Neumann 함수의 두 해로 나뉘어지나 전류밀도가 원점에서 극한을 가져야 하므로 뒷단의 Neumann 함수는 사라지게 된다. H 는 전류의 크기와 비례하므로 코일에 흐르는 전류의 크기를 알면 J 는 식 (1)로부터 계산해낸다.

그림 1은 원형 코일과 자기장의 방향이 수직인 조건을 나타낸다. 직경이 6~10 cm이고 높이가 10 cm인 플라스틱 원통에 코일 (0.4~0.5 mm, AWG 25-26)을 상위 4 cm, 하위 4 cm 지점에 주어진 전류 수준에서 원하는 자기장이 비례하도록 감는다. 가운데 2 cm는 원형 petri dish가 들어가도록 홈을 내었다. 인가된 전류와 생성된 자계 및 전계는 각각 오른손 법칙에 따라 직각을 이룬다.

균일한 자기장의 조건은 원통의 직경, 코일의 감은수와 전류량에 관련된다. 따라서 균일한 자기장 (5~20G)을 얻기 위해서는 시뮬레이션을 통해 얻어진 결과를 토대로 10 cm 직경에, 140 turn의 코일을 감았으며 비균일한 자기장의 발생은 6 cm, 300 turn

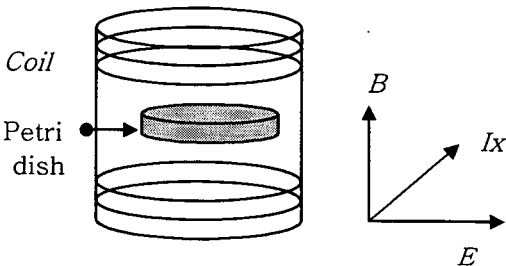


그림 1. 코일을 감은 실린더
Fig. 1. Coil Geometry.

을 사용하여 중앙에 자속선이 밀집한 분포를 갖도록 하였다.

자기장이 일상 환경에서 발생하는 수치 (수u~mG)보다 큰 것은 세포 실험시 장시간 축적되는 전자기장의 효과를 단시간에 세포에 자극시켜 세포 변화를 유추할 수 있기 때문이다.

2-2-2 신호 발생 및 제어 장치의 구성

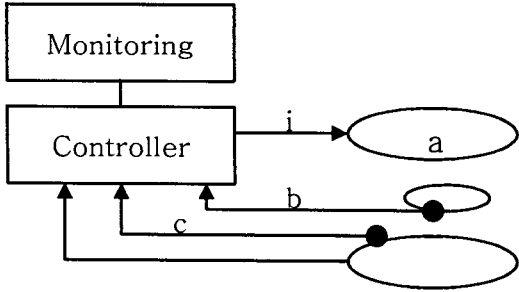
자기장의 변화가 용이하도록 Duty rate (D)를 조절하여 전류의 양을 제어하기 위해 코일에 사각파 신호가 인가되었다. 주파수는 수 kHz까지 조절이 가능하며 본 실험에서는 60 Hz를 기본 주파수로 사용하였다. 입력 신호 발생은 마이크로 컨트롤러의 출력단으로부터 제어신호가 발생이 되면 그 신호가 드라이버 단을 거쳐 N형 power MOSFET(RFD 16N03L, Intersil)의 게이트에 입력된다.

동작원리는 MOSFET 스위치를 온/오프함에 따라 전원으로부터 전류를 유도 또는 차단되도록 한다. 마이크로 컨트롤러의 신호는 폭 (Duty ratio)을 1%에서 90%까지 변화시켰으며 전류의 범위를 0.05~1.1 A까지 조절하도록 하였다. 자기장의 범위가 0.1~2.5 mT 내로 유지하도록 설정할 수 있으며 이 범위는 국제 규제법의 최대 자기장을 생성하는데 만족한다.

시스템이 작동되는 동안 코일 내부의 자기장 과온도 정보는 Hall sensor(3515, Allegro co, HE3050, Cherry co)와 온도 센서(HP E2308A and E2307A, Agilent co)를 통해 실시간으로 해당 정보를 제어 장치에 전송된다. 출력신호의 제어는 설정된 노출 시간에 반응하여 시스템이 작동되도록 프로그램하였다. 그리고 시스템 전원과 코일 입력 전원간에 접지를 분리하여 전원의 switching 주파수 (수~kHz)가 전도성 물질인 제어기와 노출기에 불필요한 신호를 제거하도록 자체 shielding과 접지를 시도하였다^[6]. 그림 2는 시스템의 핵심 부분인 코일과 제어기의 구성을 나타낸다.

2-2-3 전자기장 차폐막(shielding wall) 구성

서로 다른 양의 자기장을 생성하는 3개의 헬름홀쯔 코일 실린더가 하나의 인큐베이터 내부에 설치



a:Coil b:Hall sensor c:Thermistor

그림 2. 시스템 구성도

Fig. 2. System Block Diagram.

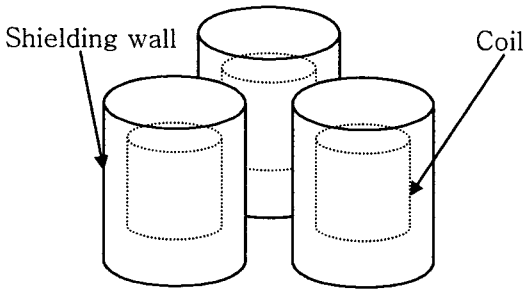


그림 3. 노출장치 차폐막 구성

Fig. 3. Destruction of shielding wall.

되기 위해서는 실린더간의 상호 영향과 인큐베이터와의 전자파 간섭을 최소화 하기 위해 차폐막을 구성해야 한다.

일반적으로 shielding efficiency(S.E)=20 log₁₀(g)으로 표현되고 $g=H_0/H_{in}=(\mu/4)(1-a^2/b^2)\approx\mu T/2b$ 이다. 따라서 차폐 효율이 좋으려면 차폐 재료의 μ 값과 두께 T 가 높아야 한다. 본 노출장치는 mu-Metal($\mu=100,000$ at DC, $T=0.1$ mm) 차폐재를 사용하여 그림 3과 같이 시스템을 구성하였다.

2-3 ELF 노출 장치의 전자기학적 해석

식 (2)의 계산에 따른 전류가 60 Hz의 주파수를 갖는 신호의 duty ratio에 의해 조절되어 코일에 인가된다.

$$I_{rms} = \frac{V_{dd}}{Z} \times D(\%) \quad (A/m) \quad (2)$$

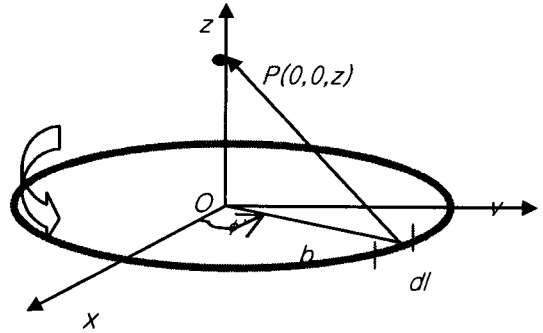


그림 4. 원형코일 중심축상에서의 자기장

Fig. 4. B field at Z axis in coil.

(총 임피던스는 $A_{tot} = Z_{coil} + Z_{mosfet}$ 이다.)

인가된 전류에 의해 형성된 자장은 자속 밀도 (B_{rms})로 나타낼 수 있으며 중심 축상에서의 자계는 Biot -Savart' Law의 공식에 의해 계산된다.

$$dl' = a_\phi b d\phi', R = az - a_r b, |R| = (z^2 + b^2)^{1/2}$$

$$dl' \times R = a_\phi b d\phi' \times (a_z z - a_r b)$$

$$= a_r b z d\phi' + a_z b^2 d\phi'$$

by a_r canceled by circle

$$B = \oint_c dB$$

$$dB = \frac{\mu_0 I}{4} \left(\frac{dl' \times a_R}{R^2} \right)$$

$$B = \frac{\mu_0 I}{4\pi i} \int a_z \frac{b^2 d\phi'}{(z^2 + b^2)^{3/2}}$$

$$\Phi B = a_z \frac{\mu_0 b^2 N I}{2(z^2 + b^2)} \quad (Wb/m^2, T) \quad (3)$$

식 (3)과 같이 자속 밀도는 입력 전류(I)에 비례하고 반지름에 반비례한다. 또한 N번 감은 코일에 비례한다. 이 수식에 의하면 z와 b가 0에 근접하면 코일 중앙에서는 높은 자속 밀도가 생길 것이다. 그러나 실제로 일정한 반지름 내에서는 중앙값의 70 ~ 80% 사이의 값이 존재함을 실험을 통해 알 수 있었다. 또한 시변 자계내에서 자유 공간이 아닌 경계선 C와 표면 S를 가진 매질 (배양액)이 코일 내부에 존재할 경우 유도기전력(E)은 Faraday's Law에 의해 식 (4)로 계산할 수 있다.

$$\oint_c E \cdot dl, \int_s B \cdot ds$$

$$\oint_c E \cdot dl = -\frac{d}{dt} \int_0^r \int_0^{2\pi} B \cdot r d\theta dr$$

$$= -\frac{d}{dt} \int_0^r 2\pi r \cdot B dr = -\frac{d}{dt} B \cdot \pi r^2$$

$$\oint_c E \cdot dl = E \oint_c dl = E 2\pi r = -\frac{d}{dt} B \pi r^2$$

$$E_\theta(r, t) = \frac{1}{2} \frac{d}{dt} B_z r \quad \text{by } B_z = B_{oz} \sin(2\pi ft)$$

$$E_\theta(r, t) = \pi r f B_{oz} \cos(2\pi ft)$$

⊗ Simplified $E(r) = \pi r f B_0$ (V/m) (4)

이 식에서 주파수와 자속 밀도에 비례하며 특히 배양기의 반지름이 변함에 따라 공간적으로 다른 유도기전력이 존재함을 알 수 있다. 이 공간적 변화는 균일한 B에 노출된 배양기에 세포가 배양될 때 도전율 (conductivity)을 갖고 있는 배양액과 세포에는 유도 기전력과 도전율에 비례하여 식 (5)와 같은 전류 밀도가 발생하면서 공간적으로 다른 분포를 갖게 될 것이다.

$$J(r, t) = \sigma E(r, t) \quad (A/m^2) \quad (5)$$

2-4 실험 결과 및 시뮬레이션

코일에 인가되는 사각파의 주파수가 60 Hz로 일정하고 전류가 기준 실험시간 이상에서도 변화가 작다면 전자기장도 안정적으로 형성될 것이다. 표 1은 코일에 인가된 전류의 실험값과 수식 (2)에 의한 계산값을 나타낸다. 오차가 4% 이내이며 단위 시간 (1시간) 이상, 하루 4회 이상에서도 전류량이 일정한 안정적인 시스템을 보여 준다.

그림 5는 원형 코일 내부에 매질이 있을 경우 두 종류의 hall sensor를 사용하여 단위 면적내에서 균일하게 분포된 B field와 중앙값이 비정상적으로 높은 B field를 측정한 그래프이다.

후자는 직경이 작은 원형 코일내에 자속선이 밀집되어서 나타나는 현상으로 배양기내(직경 3 cm) 세포에 동일한 자기장이 통과할 수 없다. 반면에 배양기 내에 동일하게 분포된 자기장은 세포군의 형태에 관계없이 같은 조건을 갖게 한다. 자기장이 inhomogeneous case로 그림 5의 중앙 부분 그래프

표 1. 코일에 인가된 전류
Table 1. Supplied Current.

Hz	D(%)	Vdd (V)	Z	Hour	Io (mA)	
					계산	실험
30	20	11.60	9.726	4	238	230
	50	10.70			550	550
	80	9.90			814	810
60	20	11.81	9.727	4	243	240
	50	11.09			570	573
	80	10.20			838	873
80	20	11.86	9.728	4	243	240
	50	11.20			575	600
	80	10.50			863	876

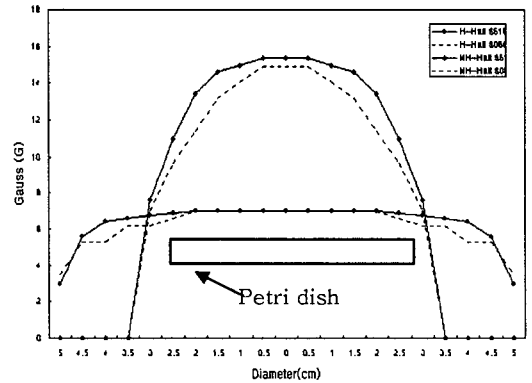


그림 5. 60 Hz, 50 % duty rate을 갖는 균일한 자기장(H)과 비균일한 자기장의 분포 그래프
Fig. 5. Compared distribution graph of uniform H and non-uniform H field with 60Hz and 50% duty rates.

$$Y=B_{rms} \text{ (Gauss)}, x=\text{diameter}$$

처럼 형성될 경우 배양기 내에 세포가 동일한 조건의 노출 환경을 갖지 못하므로 올바른 프로토펙이 될 수 없음을 보여준다.

균일한 자기장 분포에 따라 그림 6은 식 (4)처럼 E field가 중앙에서 코일쪽으로 반지름이 커짐에 따라 증가함을 알 수 있다. 이 사실은 전자파에 노출된 세포 전체의 생물학적, 화학적 변화에 치중한다

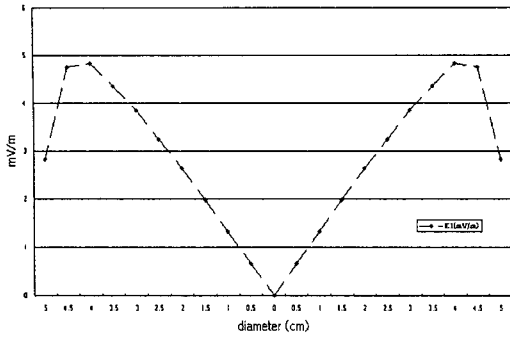


그림 6. 균일한 자기장내 배양액에서의 유도 기전력
Fig. 6. Induced E-field in culture media with uniform B-field.

것보다^[7] petri dish 중앙에서 채취한 세포와 외곽에서 채취한 세포의 변화를 관찰하므로 전류 밀도의 분포가 세포 성장의 중요한 영향 인자임을 증명할 수 있다.

또한 식 (5)에서 전류 밀도는 전도성이 있는 배양액에서 conductivity와 유도기전력의 곱으로 표현된다. 일반적으로 알려진 배양액의 conductivity는 약 1.5~2.2이다^[3].

이 값에 의해 시뮬레이션하면 그림 7과 같이 예상할 수 있다. 그리고, Frank shonborn (2000)의 실험처럼 세포의 유형을 petri dish 바닥에 착상한 (plated) 형태와 임의의(random) 형태 또는 일정한 간격 (suspension)을 두고 분포된 형태^[8]로 그림 8

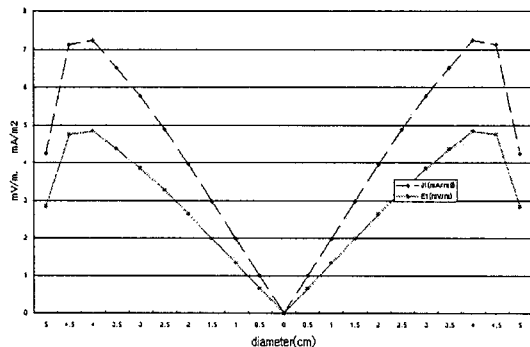


그림 7. 배양액에서의 유도기전력과 전류밀도 분포
Fig. 7. Distribution of Induced E-field and J in culture media.

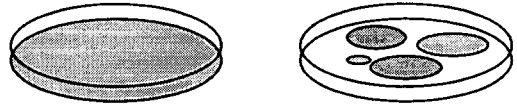


그림 8. 균일하게 착상한 세포(좌)와 부분적으로 착상한 세포(우)

Fig. 8. Uniform cell group(left) and Random cell group(right).

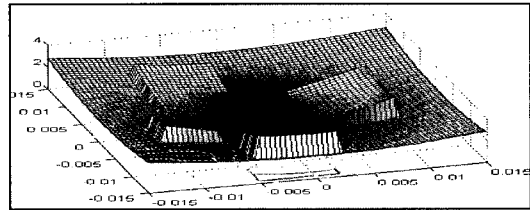
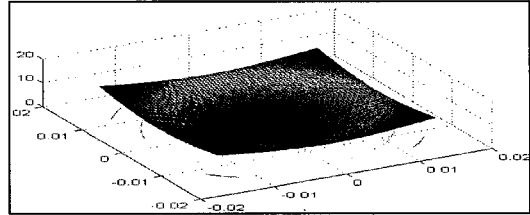


그림 9. 세포그룹에 따른 전류 밀도 분포
Fig. 9. Current density of uniform (up) & Random (down) group.

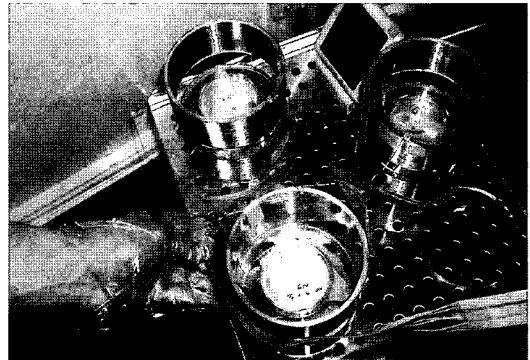


그림 10. 극저주파 노출장치 외형
Fig. 10. ELF exposure system prototype.

과 같이 설정했을 경우, 같은 배양액에서 다른 체적과 도전율을 갖는 세포 그룹은 서로 다른 전류 밀도가 유도될 것이다. 그림 9는 이러한 가정을 시뮬레이션을 통해 확인한 것이다.



그림 11. 전자파 차폐막
Fig. 11. EM shielding wall.

그림 10은 제작된 극저주파 노출 장치이며 그림 11은 각각의 실린더를 차폐한 모습이다. 차폐 효율 (S.E)은 21dB(66 %)로써 상호 간섭을 최소화하였고 배양기에서의 균일성도 유지되었다.

III. 결 론

극저주파 노출 장치를 전자기학적 해석에 의해 설계해서 균일, 비균일 모드에서 자기장을 측정하였다. 비균일한 자기장을 갖는 배양기에서는 샘플 세포가 동일한 조건하에 노출되지 못함으로 실험 프로토콜로 권장되지 못했으며, 균일한 자기장내에 위치한 세포 배양액에서 유도기전력은 배양기의 반지름에 비례하므로 배양기의 안쪽과 바깥쪽의 샘플이 받는 영향은 공간적으로 다르다는 것을 시뮬레이션을 통해 확인하였다. 그리고 도전율을 갖는 배양액에서 전류밀도의 공간적 분포 역시 다를 것이다. 또한 서로 다른 체적과 도전율을 가질 수 있는 형태로 세포가 분포해도 전류 밀도가 달라질 수 있음을 알 수 있었다. 본 연구의 결과를 후속 세포 실험에 반영한다면 세포 영향 인자의 규명 및 *in vitro* 실험 프로토콜에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] Michael H et al, "Interaction of static and extremely low frequency electric and magnetic fields with living systems : health effects and research needs", *Bioelectromagnetics*, vol. 20, pp. 133-160, 1999.
- [2] Peter A. Valberg, "Designing EMF experiments : what is required to characterize 'exposure'?", *Bioelectromagnetics*, vol. 16, pp. 396-401, 1995.
- [3] Bassen H, Litovitz, T, Penafiel M, Meister R, "ELF *in vitro* exposure systems for inducing uniform electric and magnetic fields in culture media", *Bioelectromagnetics*, vol. 13, pp. 183-198, 1992.
- [4] Misakian M, Kaine WT. "An optimum experimental design for *in vitro* studies using ELF magnetic fields", *Bioelectromagnetics*, vol. 11, pp. 251-255, 1990.
- [5] Kuster N, "Dosimetric needs for laboratory and epidemiological research.", November 20 and 21 Munich, *ICNIRP*, pp. 27-34, 1997.
- [6] Jasper Goedbloed, *Electromagnetic compatibility*, Prentice Hall, pp. 10-11, 1992.
- [7] Jutta Schimmelpfeng et al, "Action of a 50Hz magnetic field on proliferation of cells in culture", *Bioelectromagnetics*, vol. 18, pp. 177-183, 1997.
- [8] Frank Schonborn, "Design, optimization, realization, and analysis of an *in vitro* system for the exposure of embryonic stem cells at 1.71 GHz", *Bioeletromagnetics*, vol. 21, pp. 372-384, 2000.

김 대 근



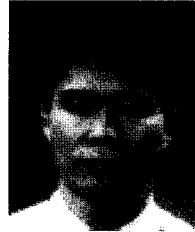
2000년 2월: 한림대학교 전자공학과(공학사)
2000년 2월~현재: 한림대학교 정보통신 공학부 석사과정
[주 관심 분야] 전자장 해석, 전자파 인체영향, EMI/EMC

정 재 승



2000년 현재: 한림대학교 정보통신 공학부 재학중
[주 관심 분야] 전자장 해석, 전자파 인체영향, 전자파 환경 측정.

안 재 목



1991년 8월: 서울대학교 전자공학과(공학사)
1994년 2월: 서울대학교 의공학과(의공학석사)
1998년 2월: 서울대학교 의공학과(의공학박사)
1997년 5월~1998년 2월: 한국전자통신연구소 위촉연구원
1996년 3월~1997년 3월: 일본 국립순환기병센터 인공장기부 연구원
1994년 3월~1998년 2월: 서울대학교 의공학연구소 연구원
2000년 7월~현재: 중소기업 기술경쟁력 평가위원
1998년 3월~현재: 한림대학교 정보통신공학부 조교수
[주 관심분야] 생체신호계측, 전자파 세포실험 및 영향 평가, 전자의료기기 설계 및 개발