자유기고문

전자기장에 의한 인체 유도 전류 계산방법

신국선 · 신호섭 · 최윤희 · 김남 · 오학태* · 장영호*
충북대학교 정보통신공학과 전파연구소*

Ⅰ. 서 론

전자기장 인체 노출에 대한 일반인의 관심으로 인해 몇몇 국제 및 국가 기구들은 유해한 영향을 바탕으로 허용치를 제안하게 되었다. 저주파 및 중간 주파수(최고 100 kHz까지)에서는 허용치를 기본 한계라 부르는데 신체에서의 유도 전류로 표시되고 고주파(100 kHz 이상)에서는 노출 허용치를 일반적으로 전자파 흡수율(Specific Absorption Rate : SAR)로 나타내어진다. 이러한 허용치는 안전 계수를 포함하며 생물학적 및 의학적 실험을 바탕으로 한다. 이 유도 전류는 직접 측정할 수 없고 단순화된 허용치를 제안하고 이러한 단순 허용치는 전기장과 자기장으로 표시되며 외부 전자기장과 인체간의 결합에 대한 모델을 바탕으로 분석한다. 다만 3D 전자기 컴퓨터 사용 코드를 이용하는 매우 정교한 모델들이 수많은 연구로 나와 있다. 그럼에도 불구하고 이러한 모델들의 복잡함과 생체 조직의 국부적 전기 특성에 관한 정확한 데이터의 부족으로 정교한 모델들에 대해서는 여전히 과학적 조사가 필요하다. 본 고에서는 전자기장의 비 균일성을 감안하여 전자기장에 노출된 인체에 대해 보다 현실적인 접근법을 제공하기 위해서 다른 단순한 모델을 제안하려는 것이다.

Ⅱ. 생물학적 기본 한계 및 기준 레벨

2-1 기본 한계

전자기장의 기본 한계를 명시하기 위해 주파수에 따라 여러 가지 물리적 양이 사용된다. 심장 혈관과 중추 신경계에 미치는 영향을 막기 위해 전자기장(0 Hz)에 대해서는 자속 밀도와 최고 1 Hz까지 시변 전자기장에 대해서는 전류 밀도에 대한 기본 한계로 규정된다. 신경 시스템 기능에 미치는 영향을 막기 위해 1 Hz~10 MHz에서 전류 밀도에 대한 기본 한계가 규정되어 있고 전신 열 스트레스와 과도한 국부 조직 가열을 막기 위해 10 kHz~10 GHz에서는 SAR이 기본 한계로 규정되어 있다. 또한 100 kHz~10 MHz에서는 전류 밀도와 SAR에 대한 두 가지 모두의 기본한계가 규정되어 있다. 〈표 1〉에 나타낸 기본 한계는 객체의 민감성, 환경 조건, 그리고 일반인의 연령과 건강 상태의 다양성에 근거하여 불확실성을 고려하였다.

2-2 기준 레벨

기준 레벨은 측정량과 비교를 위해 제공된다. 모든 권고된 기준 레벨은 기본 한계를 만족해야 하며 측정값이 기준 레벨보다 크다고 해서 그것이 반드

〈표 1〉 0 Hz~300 GHz에서 전자기장에 대한 기본 한계

주파수 범위	자속 밀도 (mT)	전류 밀도 (mA/m^2) (rms)	전신 평균 SAR (W/kg)	국부 SAR (머리와 몸통) (W/kg)	국부 SAR (수족) (W/kg)	전력 밀도 $S(W/m^2)$
0 Hz	40	—	—	—	—	—
0~1 Hz	—	8/f	—	—	—	—
1~4 Hz	—	8/f	—	—	—	—
4~1000 Hz	—	2	—	—	—	—
1000 Hz~100 kHz	—	f/500	—	—	—	—
100 kHz~10 MHz	—	f/500	0.08	2	4	—
10 MHz~10 GHz	—	—	0.08	2	4	—
10~300 GHz	—	—	—	—	—	10

1. f는 주파수이다.
2. 전류 밀도의 기본 한계는 심장과 몸통의 중추 신경 시스템에 대한 노출 영향 발생을 막기 위한 것이며 안전 계수를 포함하고 있다.
3. 신체 비균일성 전기로 인해 전류 밀도는 전류 방향과 직각인 횡단면 1 cm^2에서 평균되어야 한다.
4. 100 kHz까지의 주파수에 대해서는 rms 값에 $\sqrt{2}$을 곱해서 첨두 전류 밀도 값을 얻을 수 있다. 또한 지속 시간 펄스 t_p에 대해서는 기본 한계를 적용하기 위한 등가 주파수는 $f = 1/(2\ t_p)$로 계산해야 한다.
5. 최고 100 kHz의 주파수와 펄스 자기장에 대해서는 펄스와 관련된 최대 전류 밀도는 상승/하강 시간과 자속 밀도의 최대 변화율로부터 계산할 수 있고 유도 전류 밀도는 해당 기본 한계와 비교될 수 있다.
6. 모든 SAR 값의 평균시간은 6분이다.
7. 국부 SAR 평균 질량은 10 g이다(그렇게 해서 얻어진 최대 SAR은 노출측정을 위해 사용되는 값이다.).
8. 펄스 지속 시간 t_p의 경우, 기본 한계에서 적용될 해당 주파수는 $f = 1/2\ t_p$로 계산되어야 한다. 또한, 주파수 범위 0.3 ~ 10 GHz에서의 펄스 노출의 경우와 국부적 두부 노출의 경우, 열팽창을 일으키는 청각 영향을 제한하고 피하기 위하여 추가적인 기본 한계를 두는 것이 바람직하며 이것은 10 g SAR의 조직상에서 평균값이 2 $mJ \cdot kg^{-1}$을 초과할 수 없다.

시 기본 한계를 초과했다는 것은 아니며 이런 경우 노출 레벨이 기본 한계 미만인지 여부에 대한 평가가 이루어져야 한다. 노출 제한을 위한 기준 레벨은 노출된 객체와 전자기장의 최대 결합 조건을 위한 기본 한계로부터 얻어진다. 〈표 2〉는 기준 레벨을 요약하고 있다. 기준 레벨은 일반적으로 노출된 인체를 공간적으로 평균한 값이지만 노출에 대한 국부적 기본 한계는 초과되어서는 안 된다. 휴대용 전화와 인체 두부와 같이 노출이 매우 국부적인 상황에서는 기준 레벨 사용이 부적절하며 그런 경우에는 국부 기본 한계로 직접 평가되어야 한다.

생물학적 영향과 펄스 전자기장의 첨두값 관계에 대한 정보는 없지만, 10 MHz를 초과하는 주파수의 경우, 펄스 폭 상에 평균된 것으로서 Seq는 기준 레벨을 1,000배 이상 초과해서는 안 되고, 전자기장 강도는 그 기준 레벨의 32배를 초과해서는 안된다는 것이 암시되어 있다. 약 0.3 GHz와 몇 GHz 사이의 주파수에서 두부의 국부 노출의 경우, 열팽창이 일으키는 청각적 영향을 제한하거나 피하기 위하여 펄스의 SA을 제한해야 한다. 이 주파수 범위에서 영향을 나타내는 값인 4~16 mJ/kg의 임계 SAR는 30 μs 펄스 동안 뇌에 130~520 W/kg의 SAR 값에 해당된다. 100 kHz~10 MHz 사이의 전자기장 강도의 첨두값은 100 kHz의 첨두치의 1.5배에서 10 MHz의 첨두치의 32배 사이에서 내삽법으로 얻을 수 있다.

Ⅲ. 해석적 모델

3-1 전자기 현상에 대한 단순화된 접근법

길이가 *dl*이며, 전류 *I*가 흐르는 직선형 전선은

〈표 2〉 전자기장의 기준 레벨(0 Hz ~ 300 GHz, 비섭동 rms값)

주파수 범위	전기장 강도 (V/m)	자기장 강도 (A/m)	자속 밀도 (μT)	등가 평면파 전력 밀도 Seq(W/m^2)
0~1 Hz	—	$3.2*10^4$	$4*10^4$	—
1~8 Hz	10,000	$3.2*10^4/f^2$	$4*10^4/f^2$	—
8~25 Hz	10,000	4,000/f	5,000/f	—
0.025~0.8 kHz	250/f	4/f	5/f	—
0.8~3 kHz	250/f	5	6.25	—
3~150 kHz	87	5	6.25	—
0.15~1 MHz	87	0.73/f	0.92/f	—
1~10 MHz	$87/f^{1/2}$	0.73/f	0.92/f	—
10~400 MHz	28	0.073	0.092	2
400~2000 MHz	$1.375f^{1/2}$	$0.0037f^{1/2}$	$0.0046f^{1/2}$	f/200
2~300 GHz	61	0.16	0.20	10

1. f는 주파수 범위이다.
2. 100 kHz~10 GHz 주파수의 경우, S_{eq}, E2, H2, B2의 평균시간은 6이다.
3. 10 GHz를 넘는 주파수의 경우, S_{eq}, E2, H2, B2는 68/f1.05 분 기간에 걸쳐 평균된다.(f는 GHz)
4. 전기장 값은 주파수 1 Hz 미만에 대해서는 제공되지 않는다. 이것은 실제 정전기장이기 때문이다. 표면 전하의 자극 감지는 대부분의 사람에게 있어 25 kV/m 미만의 전자기장 강도에서는 일어나지 않을 것이다. 스트레스나 짜증을 일으키는 스파크 방전은 피해야 할 것이며 첨두값의 경우, 다음 기준 레벨은 전기장 강도(V/m), 자기장 강도(A/m)와 자속밀도(μ T)로 적용된다.
5. 100 kHz까지의 주파수의 경우, 첨두 기준 레벨은 해당 rms값에 $\sqrt{2}$ 을 곱하면 얻을 수 있다. 펄스 지속시간 t_p 의 경우, 적용할 등가 주파수는 $f = 1/(2\ t_p)$로 계산되어야 한다.
6. 100 kHz~10 MHz 주파수의 경우, □= (0.665 log(f/105) + 0.176) 이고 f 가 kHz인 경우, rms값에 $10^{□}$을 곱하여 첨두 기준 값을 얻을 수 있다.
7. 10 MHz 내지 300 GHz 주파수의 경우, 첨두 기준 값은 해당 rms 값에 32를 곱하여 얻어진다.

공기 중에서 다음과 같이 선속 밀도 B와 자기장 H를 생성한다(Biot-Savart 법칙).

$$B=\frac{\mu_0}{4\cdot\pi}\cdot\frac{I\cdot dl^r}{r^3} \quad (1)$$

$$H=\frac{B}{\mu_0} \quad (2)$$

r = 요소 dl과 B의 계산 지점 간의 거리이다. 이 기본적 법칙은 B와 H가 공기 중에서 I에 직접 비례한다는 것을 보여준다. 간단한 코일에 의해 생성되는 전자기장은 분석적으로 계산된다. 따라서, B와 H는 유도자 유형에 따라, 거리에 따라 급격히 감소한다($1/\gamma$, $1/\gamma^2$ 또는 $1/\gamma^3$ 보다 일반적으로 암페어의 법칙이 사용된다면 다음이 된다.).

$$\oint_c H\cdot dl = n\cdot I \quad (3)$$

B, H는 유도자와 유도자의 회전수(n), 그리고 이 회전을 횡단하는 전류 I에 달려 있다. 자속은 유도로부터 다음에 의해 정의된다.

$$\Phi=\int\int B\cdot ds \quad (4)$$

재료에 따라 약간의 도전율은 있으나 그 재료에서 기전력 (e.m.f.) V는 시간에 따라 변화하는 자속 φ에 의해 유도된다(Lenz의 법칙).

$$V=-\frac{d\Phi}{dt} \quad (5)$$

코일의 전력 공급이 정현파라면 전자기장의 rms

값은 다음의 형태로 표시할 수 있다.

$$V_{eff} = \omega \cdot \Phi \tag{6}$$

여기서 $\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$ (f= 주파수)

이 전자기장은 재료에서 와류 전류 I_i를 유도하는데 그 분포는 전류 밀도 J에 의해 표현된다.

$$I_i = \int\int J \cdot ds \tag{7}$$

유도자 가까이에 놓인 객체의 유도 전류의 세기 I_i는 이 전자기장에 직접적으로 관련되어지므로 주파수 f, 회전 수 n, 유도자의 전류 I의 강도, 거리 등과 연관이 있다. 또한, 거리에 따른 매우 급격한 자기장의 감소 역시 이 현상에 중요하며 그들이 장치 근처의 인체에 미치는 영향을 확인할 수 있다.

3-2 ICNIRP 해석적 모델

이 모델들은 외부 전자기장(균일, 단일 주파수)과 인체(균일한 도준율을 갖는 디스크로 모델)간의 결합이라는 가장 단순한 가설을 바탕으로 하고 있다. 이러한 단순한 모델링의 목표는 특정 기준 레벨의 유도 전류와 관련하여 외부 전자기장의 대략적인 값을 산출하는 단순한 방법을 제안한다.

3-2-1 전기장 모델

저주파 및 중간 주파수에서 인체의 유도 전류와 전자기장 간의 관계는 다음과 같다.

$$J = K.f.E \tag{8}$$

여기서 f는 주파수, E는 전자기장의 값, 그리고 K는 계수이다. K는 기관의 유도전류 밀도에 따라 다르다.

3-2-1-1 상수 K의 값

상수 K 값은 전자기장에 의해 생성되는 유도 전류는 주파수에 따라 달라진다.

*저주파의 경우, 몇 Hz 내지 1 kHz

- 심장 영역에서 안전 계수를 포함한 K의 값은 5×10^{-9} As/Vm이다.
- 몸통의 경우 다른 안전 마진을 고려하여 $K = 6.7 \times 10^{-9}$이다.

*최고 1 kHz까지의 주파수의 경우

- 중간 주파수의 전자기장 분포의 불확실성으로 인해 $K=10 \times 10^{-9}$

3-2-2 자기장 모델

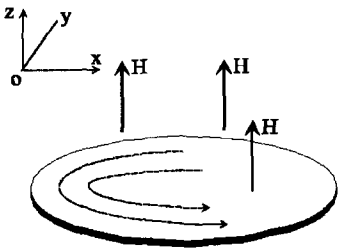
자기장의 경우, 계산은 노출되는 인체 또는 인체의 국부가 도전율 σ인 상수 자기장에 수직인 반경 R을 원형 섹션이라고 가정한다. 반경 r에서 유도 전류는 다음으로 계산한다.

$$J(r) = \frac{\gamma \cdot \sigma}{2} \cdot \frac{dB}{dt} \tag{9}$$

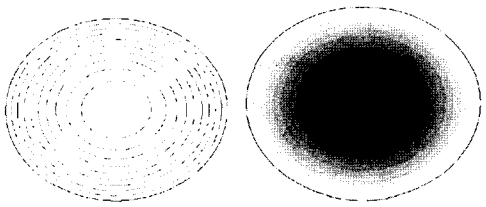
B는 자속 밀도이다. 단일 주파수 자기장을 고려할 때에는 다음이 된다.

$$J(r) = (\mu_0 \cdot \sigma \cdot \pi \cdot \gamma \cdot \mathrm{f}) \cdot H \tag{10}$$

[그림 1]과 [그림 2]에 나타낸 바와 같이 유도 전류는 디스크의 중앙 축을 중심으로 한 회전 대칭으



[그림 1] 상수 자기장인 디스크



[그림 2] 디스크 전류 밀도 선과 J의 분포

로 디스크 내부에 분포된다. 유도 전류의 값은 중앙에서 최소이며(공식적으로는 0), 디스크의 가장 자리에서 최대이다.

3-2-2-1 수치 적용

아래에는 실제 크기를 산출하기 위해 신체에서의 유도 전류 계산을 위한 전형적인 파라미터의 표준 값을 제안하였다.

- f, 주파수 = 50 Hz
- H, 자기장(균일) = 1 A/m
- R, 디스크의 반경 = 0.1 m
- σ, 도전율(균일) = 0.4 S/m(등가 심장 도전율)

수식 $J(r)=(\mu_0 \cdot \sigma \cdot \pi \cdot \gamma \cdot f) \cdot H$ 의 값을 이용하면 디스크의 가장자리에서는 $J_{max} = 0.789 \times 10^{-5}$ A/m^2 (해석적 계산)이 된다. 디스크에서의 현상을 설명하기 위해 수치 계산의 결과를 아래 그림에 나타내었다(그림 2와 4). 이 계산 결과는 디스크의 가장 자리에서 다음의 값을 갖는다.

$$J_{max} = 0.781*10^{-5} A/m^2 \text{(수치 계산)} \qquad (11)$$

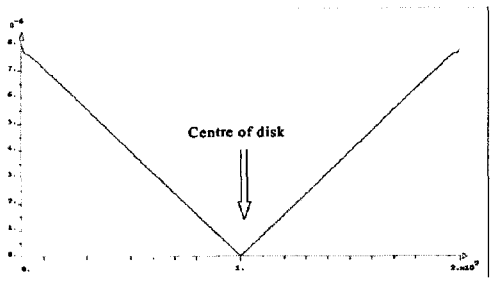
J_{max} 두 값 (해석적 계산 및 수치 계산)은 수치 모델의 메칭 효과(meshing effect)를 고려할 때 등가라고 간주한다. 따라서 해석적 접근법 및 수치 접근법은 단순한 사례에서 유사한 결과를 낸다. 유도 전류 밀도의 재분할은 디스크의 직경에서 계산된 지점의 1차 함수이다.

수치 매칭으로 인한 편향을 피하기 위해선 계산된 spot 값을 적분해야 한다. 이 수치 적분은 생물학적 요구에 대응되는 것이며 생물학자들은 생체 조직의 전기적 비균일성으로 인해 전류 밀도를 전류 방향에 직각인 1 cm^2로 평균하였다.

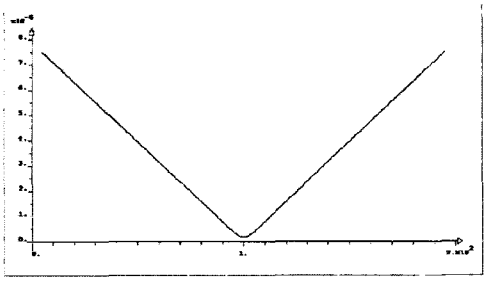
해석적 공식은 식 (10)의 적분이다.

$$J_i(r) = 1/\int_{r+rm/2}^{r+rm/2} (\mu_0 \cdot \sigma \cdot \pi \cdot \gamma \cdot f \cdot \alpha) \cdot H \cdot d\alpha \qquad (12)$$

여기서 rm은 적분 구간으로 1 cm와 같다.



[그림 3] $J=f[r]$: 디스크 직경에서 계산된 유도 전류 밀도의 spot 분포 (H = Cte), 가장 자리에서 J_{max} = $0.781*10^{-5}$ A/m^2



[그림 4] $J_i = f[r]$: 디스크 직경에서 적분된 유도 전류 밀도의 적분 분포(H = Cte)
J_{imax} = $0.750*10^{-5}$ A/m^2

이전에 정의된 수치값을 이용하여, 식 (12)의 해석적 해는 다음과 같다.

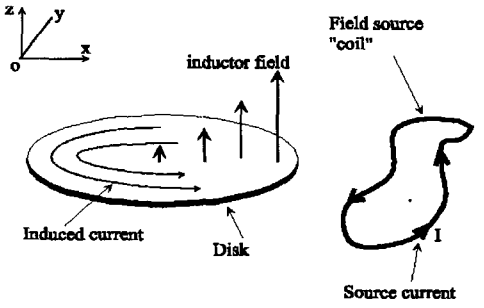
$$J_{i_{max}} = 0.750 \cdot 10^{-5} \mathrm{A/m^2} \qquad (13)$$

수치 값과 매우 유사하다: $J_{imax} = 0.750 \cdot 10^{-5}$ /m^2 적분으로 인해 이 값은 spot 값보다 낮다. 또한, 적분된 유도 전류 밀도 분포는 동일한 특성을 가진 디스크의 직경에서 계산된 반경 위치의 1차 함수이다.

3-3 자기장에서의 결과

도전성 디스크에서 교류 자기장 분포에 의한 유도 전류 시뮬레이션과 주파수 f에서의 자기장은 다음과 같은 단순 유도자 시스템에 의해 발생된다(그림 5).

- 모든 고찰되는 공간에서 일정하고 단일 지향성인 전자기장(예를 들면, 대형 솔레노이드 내의 전형적인 디스크의 경우)
- 한 개의 무한히 긴 선



[그림 5] 연구된 시스템

- 평형 전류와 나란히 평행인 무한히 긴 선(예: 역 전류를 가진 2개의 도체)
- 한 개의 원형 코일

분석 모델과 비교를 용이하게 하기 위해 모든 수치 값은 동일하다.

- 디스크의 반경: R = 100 mm, 도전율 σ = 0.4 S/m
- 50 Hz 주파수의 교류 전류원
- 유도 자기장의 rms 값: 1 A/m

〈표 3〉 도전성 디스크에 유도되는 Jm_c, Jm_i 유도 전류 밀도 비교

전자가장 소스특성	Jmc 국부 jmax (μ A/m^2)	Jmc 적분 jmax (μ A/m^2)	Jm_0/Jm_c	Ji_0/Jm_i
H=cte(분석적 계산)	7.89	7.5	1.0	1.0
H=cte(수치 계산)	7.81	4748	1.0	1.0
1선, d = 110 mm	2.19	1.71	3.6	4.4
1선, d = 200 mm	5.56	5.11	1.4	1.5
1선, d = 1000 mm	7.42	7.06	1.1	1.1
1선, d = 10000 mm	7.71	7.43	1.0	1.0
2선, d = 110 mm	0.94	0.53	8.4	14.2
2선, d = 200 mm	4.05	3.68	1.9	2.0
2선, d = 100 mm	7.05	6.67	1.1	1.1
코일Re=50 mm, d=155 mm	0.92	0.52	8.6	14.4
코일Re=50 mm, d=1000 mm	6.70	6.31	1.2	1.2
코일Re=200 mm, d=305 mm	1.12	0.73	7.0	10.9
코일Re=10 mm, d=115 mm	0.53	0.21	14.9	35.7

• 전자기장이 일정하다면, H_{ex} = 1 A/m

전자기장의 거리와 함께 감소한다면 최대 자기장의 값은 소스보다 가까운 디스크 가장 자리에서 1 A/m로 표준화된다.

3-4 서로 다른 유형의 소스에서의 결과

- 디스크의 반경: R = 100 mm
- 디스크 도전율: σ = 0.4 siemens/m(심장 도전율)
- 소스의 주파수: f = 50 Hz
- 기준 전자기장: H = 상수 = 1 A/m
- Jm_0 = 분석적 계산에 의한 국부적 최대 밀도
- Ji_0 = 분석적 계산에 의한 적분 최대 밀도

위의 경우에서 다양한 소스와 비교를 위해 국부 최대 자기장 값은 소스에 보다 가까운 디스크 가장 자리에서 정규화 되었다.

Ⅳ. 결 론

본 고에서 제안된 작업은 일반적으로 전기 장치들과 설비들로부터 복사되는 전자기장의 비 균일성을 감안하여 전자기장에 노출된 인체에 대해 보다 현실적인 접근법을 제공하기 위한 다른 단순한 모델을 제안하려는 것이다. 전자기장이 일정하다면 소스와 "인체 디스크"간의 거리가 "인체 디스크" 크기의 약 10배 정도일 때 유효하다. 보다 일반적인 노출 거리에서는 (예를 들면, 가전 제품 등) 거리에 따른 자기장 변화를 고려해야 하며 기준 레벨은 신체의 유도 전류 밀도의 기본 한계 을 초과하지 않고 2~35 사이의 계수에 의해 곱해진다.

참 고 문 헌

[1] CENELEC, DD ENV 50166-2, Hunman exposure to electromagnetic fields high-frequency (10 kHz~300 GHz), 1995.

[2] H. Garn and C. Gabriel, "Present knowledge about specific absorption rates inside a human body exposed to radio-frequency electromagnetic fields", *Health Physics*, vol. 68 no. 2, pp. 147-156, Feb. 1995.

[3] L. C. Godara, *Handbook of antennas in wireless communications*, CRC Press, 2002.

[4] Andreuccetti, "Induced body current measurement and assessment : state of the art", *COST 244-Paris*, April 25-26, 1998.

[5] Baratpn, and Hutzler, "Magnetically induced currents in the human body", *IEC Technology Trend Assessment*, 1995.

[6] A. Luben, "How weak EMFs can act as biological signals", *EMF Health Report*, 1997.

[7] IEC/TC 106/5/NP, Feb, 2000.

[8] Barnes, "The effects of time varying magnetic fields on biological materials", *IEEE Magnetics*, vol. 26-n5, pp. 2092-2097, 1990.

[9] 김 남, "전자기장 노출에 대한 외국의 법제화 동향", 전자공학회지, pp. 172-180, 2001. 2.

≡ 필자소개 ≡

신 국 선

2001년: 충주대학교 전자통신공학과 (공학사)
2001년~현재: 충북대학교 정보통신공학과 석사과정
[주 관심분야] 의료용 안테나, EMI/EMC, 전자파 인체영향

김 남

1981년: 연세대학교 전자공학과 (공학사)
1983년: 연세대학교 전자공학과 (공학석사)
1988년: 연세대학교 전자공학과 (공학박사)
1992년~1993년: 미 Stanford 대학 방문교수
1989년~현재: 충북대학교 정보통신공학과 교수
[주 관심분야] 전자파 인체영향, 전자파 해석, EMI/EMC, 전파전파, 디지털이동통신

신 호 섭

1995년: 충북대학교 정보통신공학과 (공학사)
1998년: 충북대학교 정보통신공학과 (공학석사)
1998년~현재: 충북대학교 정보통신공학과 박사과정
[주 관심분야] 전자파 해석, 안테나 설계, 전파전파, EMI/EMC

오 학 태

1986년: 부산대학교 물리학과 (이학사)
1989년: 부산대학교 물리학과 (이학석사)
1993년: 부산대학교 물리학과 (이학박사)
1994년~1996년: 일본 오사카 대학 물리학과 객원연구원
1996년~현재: 정보통신부 전파연구소 공업연구관
[주 관심분야] 전자파 인체영향, EMI/EMC

최 윤 희

2001년: 국민대학교 정보통신공학과 (공학사)
2001년~현재: 충북대학교 정보통신공학과 석사과정
[주 관심분야] 전자파 인체영향, 전자파 해석, EMI/EMC

장 영 호

1995년: 금오공과대학교 전자공학과 (공학사)
1997년: 금오공과대학교 전자공학과 (공학석사)
1997년~현재: 전파연구소 공업연구사
[주 관심분야] 전자파 인체영향, EMI/EMC