

## 공진형 무선전력전송 대역의 100kHz~10MHz 자기장에 의한 인체유도전류계산과 전자기장 인체보호기준 분석

(Calculation of Induced Current in the Human Body by Magnetic Field in the  
100kHz~10MHz Resonant WPT Frequency Range and Analysis of EMF Guideline)

신한수\* · 송혜진 · 변진규\*\*

(Hansu Shin · Hye-Jin Song · Jin-Kyu Byun)

### Abstract

As the technologies such as middle-range resonant WPT (wireless power transfer) advance that utilizes medium and low-frequency magnetic field, the importance of safety of such magnetic field is growing. The research on the effect of electromagnetic field on the human body has been mainly done on the GHz range of mobile phones, or 50~60Hz range of electric power systems. However, there has been relatively few works on the 100kHz~10MHz range used in the resonant wireless power transfer. Since there is a difference in the limiting value of magnetic field between widely used ICNIRP EMF guideline and IEEE C95.1 standard, there can be possible confusion when establishing EMF (Electromagnetic Field) standard on the wireless power transfer device in the future. In this paper, the induced current in the human body, which is the basic restriction of the EMF guideline, is calculated using Quasi-static FDTD method when 3D high-resolution human model is exposed to the 100kHz~10MHz magnetic field. Using this result, the feasibility of the magnetic field reference level in the ICNIRP guideline is analyzed.

Key Words : Wireless Power Transfer, EMF Guideline, Induced Current, Quasi-Static FDTD

- 
- \* 주저자 : 송실대학교 전기공학부 석사과정
  - \*\* 교신저자 : 송실대학교 전기공학부 조교수
  - \* Main author : Master's course, Department of Electrical Engineering, Soongsil University
  - \*\* Corresponding author : Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Soongsil University
- Tel : 02-820-0644, Fax : 02-817-7961  
E-mail : jkbyun@ssu.ac.kr  
접수일자 : 2013년 1월 14일  
1차심사 : 2013년 1월 15일  
심사완료 : 2013년 1월 24일

### 1. 서 론

전자파의 인체영향에 대한 우려가 확산되면서 전자파 노출에 대한 인체보호와 일반 대중의 불안감 해소 등을 위해서 전세계적으로 전자파 인체노출에 대한 보호기준의 필요성이 제기되었다. 전자기장 인체보호 기준은 전자기장으로 인해 인체 내에 전기적 자극이나 체온 상승 등의 실질적 영향을 줄 수 있는 인체유도전류, SAR(Specific Absorption Rate, 전자

파흡수율) 등의 물리량으로 구성된 기본한계(basic restriction)와 보다 측정이 용이한 물리량(자유공간에서 측정된 전기장/자기장 강도, 전력밀도 등)으로 구성된 기준레벨(reference level)로 구성되어 있다. 대부분의 경우 일정한 소스로부터 방출되는 전자기장으로 인한 인체영향 여부는 사람이 존재하게 되는 자유공간에서 전기장/자기장 강도 등의 기준레벨을 측정하여 측정값과 기준값을 비교하여 판단하고 있으나, 실제 인체영향을 제한하는 기준은 기본한계이며, 기준레벨은 각종 시뮬레이션이나 측정을 통해 기본한계로부터 환산한 값이다. 즉 전자기장 노출에 의한 인체영향 여부는 기본한계를 기준으로 하여 판단하는 것이 우선이지만 기본한계로 정의된 인체유도전류, SAR 등의 특성상 손쉽게 측정할 수 없기 때문에 기준레벨을 이용하는 것이다.

한편 최근 전원선을 사용하지 않고 자유공간을 매질로 함으로써 많은 장점을 얻을 수 있는 무선전력전송 시스템에 대한 관심이 높아지고 있으며, 특히 휴대용 기기와 가전용 기기 등에 적용할 수 있는 시스템에 대한 수요가 증가하고 있다. 무선전력전송 방식은 과거 2.45 또는 5.8GHz 대역에서 초고주파 전자파 방사를 이용하여 수백 km 장거리로 고출력에너지를 보내는 방식이 주로 연구되어 왔다. 하지만 인체에 미치는 영향 등의 이유로 아직 상용화되지 못하고 있다.

2007년 MIT 물리학과 마린 솔라치치(Marin Soljagic) 교수팀이 제안한 비방사(non-radiated) 방식의 공진형 무선전력전송 기술은 기존의 장거리 전자파방사와 달리 10MHz 이하의 주파수 대역에서 근접장 효과를 이용하고 송/수신부의 공진 주파수를 일치시켜 매우 높은 효율로 전력을 보낼 수 있다[1]. 이 방식은 두 매체가 같은 주파수로 공진할 때 전자파가 근거리 전자장을 통해 한 매체에서 다른 매체로 이동하는 감쇄과 결합에 기반을 두고 있다. 그리고 전송거리가 수 cm에 불과한 자기 유도방식에 비해서 더 먼 거리를 더 높은 효율로 에너지를 전송할 수 있는 장점이 있다.

이와 같이 공진형 무선전력전송 기술이 활발히 연구됨에 따라 이에 쓰이는 자기장의 인체 안전성 확보를 위해 이 주파수 대역의 기본한계인 인체유도전류와

기준레벨인 자기장 세기의 관계를 정확히 해석하고 평가 할 수 있는 기술의 수요가 증가하고 있다. 하지만 아직까지 인체유도전류 해석 및 평가 기법은 무선통신주파수대역의 기본한계인 SAR 해석기법에 비해서 연구가 부족한 상황이다. 최근 준정적(Quasi-Static) FDTD 기법을 이용하여 20kHz 자기장과 1MHz 전기장에 노출된 3차원 고해상도 인체모델에 유기되는 유도전류를 계산하는 연구가 있었으나 [2] 공진형 무선전력전송이 가능한 100kHz~10MHz의 주파수 대역에서 전자기장 인체보호기준에 명시된 자기장 세기와 기본한계인 인체유도전류의 관계를 상세히 분석한 연구는 아직 본격적으로 이루어지지 않고 있다.

따라서 본 연구에서는 전 세계적으로 널리 채택되고 있는 100kHz~10MHz 자기장에 대한 IEEE와 ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, 국제비전리복사방호위원회)의 인체보호기준을 비교, 분석한다. 또한 10MHz 이하의 주파수 대역에서 효과적인 수치해석 기법인 준정적 FDTD 기법을 3차원 고해상도 인체 복셀모델에 적용하여 100kHz~10MHz의 주파수 대역에서 인체유도전류를 계산하고, ICNIRP의 자기장 인체보호 기준과의 비교 및 분석을 통하여 무선전력전송에 사용되는 자기장의 안전성 확보를 위한 근거를 제시하고자 한다.

## 2. 전자기장 인체보호 국제표준분석

### 2.1 전자기장 인체보호 기준 비교

현재 전 세계적으로 채택되어 적용되고 있는 인체 노출기준은 IEEE C95.1 표준과 ICNIRP 기준, 두 가지가 있다. 그 중에서 1991년도판 IEEE C95.1(IEEE C95.1-1991)과 ICNIRP 기준(1998)의 가장 큰 차이점인 국부 SAR 기본한계값과 평균질량의 차이를 표 1에 나타내었다[3]. 두 표준 모두 전신평균(Whole Body) SAR의 기본한계는 생체영향의 임계점인 4W/kg을 기준으로 하고 있다. 직업인의 경우 10의 안전계수를 두고 있고, 일반인의 경우 직업인보다 안전계수를 5만큼 추가로 두었다. 그래서 각각의 임계점은

0.4W/kg과 0.08W/kg으로 정하고 있다.

**표 1. ICNIRP 기준(1998)과 IEEE C95.1-1991 표준의 SAR 기본한계치비교**  
**Table 1. Comparison of SAR value (basic restriction) of ICNIRP guideline(1998) and IEEE C95.1-1991 standard**

ICNIRP(1998) 기준 주파수: 100kHz~10GHz			
	전신 SAR (W/kg)	국부 SAR(W/kg) (평균질량)	
		머리와 몸통	팔다리
직업인 (Occupation)	0.4	10 (10g)	20 (10g)
일반인 (General Public)	0.08	2 (10g)	4 (10g)
IEEE(1991) 표준 주파수: 100kHz~6GHz			
	전신 SAR (W/kg)	국부 SAR(W/kg) (평균질량)	
		사지를 제외한 인체	사지
직업인 (Controlled)	0.4	8 (1g)	20 (10g)
일반인 (Uncontrolled)	0.08	1.6 (1g)	4 (10g)

하지만 국부(Local) SAR의 경우는 두 기준이 차이가 있다. ICNIRP는 동물실험과 수치해석 연구결과를 바탕으로 생물학적인 근거로 안구의 온도가 1°C 상승하는 임계점에서 안전계수를 적용하여 직업인 10W/kg, 일반인 2W/kg으로 기본한계를 정하였다. 그리고 국부 SAR 평균 질량은 인간 안구의 평균 질량을 고려하여 10g을 평균으로 하였다. 반면에 IEEE C95.1-1991에서는 측정과 노출량 평가에 바탕을 두고 동물 모델이나 인체 모델에서 국부 SAR의 최대 계산값이 전신 평균 SAR의 약 20배 정도의 값이 나오는 것을 근거로 하여 직업인 8W/kg, 일반인 1.6W/kg으로 기본한계를 정하였다. 그리고 국부 SAR 평균 질량은 온도 측정 센서에서 조직의 1g 평균을 취하는 것을 고려하여 1g을 평균으로 정하였다.

최근 노출량 평가 기술이 발달하여 1991년에 계산한 국부 SAR의 최대값과 전신 평균 SAR의 비가 정확하지 않다는 연구가 발표되었고 노출량 평가보다 생물학적 근거에 바탕을 둔 국부 SAR의 기본한계가 바람직하다는 주장이 제기되었다. 따라서 IEEE에서는 ICNIRP 표준과의 차이에 의한 문제점들을 해결하기 위해서 그동안 발표된 생물학적 연구결과를 고려한 IEEE C95.1-2005 표준을 제정하였다[4]. 이로써 국부 SAR의 기본한계를 포함한 많은 부분이 개정되었고 ICNIRP 기준과의 차이도 감소하였다.

## 2.2 기본한계와 기준레벨

국제 인체보호기준인 ICNIRP이나 IEEE등에서는 자기장의 인체 안정성 확보를 위한 기준으로 기본한계와 기준레벨을 사용하고 있다. 기본한계는 전류밀도(J), 전자파흡수율(SAR), 전력밀도 등의 물리량을 사용한다. 그리고 전자기장의 주파수에 따라 변화하며, 시변 자기장과 전기장, 전자기장에 인체가 노출되었을 때 그 영향을 제한하는 것을 목적으로 한다.

ICNIRP 기준에서는 자원자의 피부에 전극을 부착하고 사인파형의 교류전류를 흘렸을 때 자극을 느낄 수 있는 최소 임계전류를 확인하는 실험을 통해서 주파수에 따른 인체유도전류의 임계값의 변화를 측정하고 연구와 10kHz 이상의 대역에서 주파수에 따른 인체유도전류의 자각과 고통의 임계값을 확인한 실험결과들을 근거로 1kHz를 경계로 1kHz 이하에서는 유도전류밀도기준이 일정한 값을 갖고 1kHz 이상에서는 유도전류밀도기준이 선형으로 증가하는 모습을 보인다. 이를 표로 나타내면 표 2와 같다[3].

이 표에서는 0Hz부터 10MHz까지 직업인과 일반인으로 노출특성을 나눠 놓고, 그에 따라 인체 유도전류 밀도를 주파수와 노출특성에 따라 다르게 적용하고 있다. 이 기본 한계가 기준을 초과하는지 여부를 확인하기 위해 실질적인 노출 평가의 목적으로 기준레벨을 사용한다. 기준레벨은 기본한계를 근거로 하여 수학적 모델과 이론을 통한 계산값, 또는 특정 주파수에서 실험연구 결과의 외삽(extrapolation)으로부터 구한다. 인체모델을 이용한 전자기장 계산에서 표면전

하밀도는 노출된 신체의 위치, 모양, 크기에 따라서 변화할 수 있다. 따라서 다양한 노출조건에서 기본적인 제한이 만족하는 것을 보장하기 위해 기준레벨은 전자기장에 노출된 각 개인에 대해 전자기장 결합이 최대가 되는 조건으로 규정되어 있다.

**표 2. ICNIRP 기준(1998)에서 주파수 변화에 따른 직업인 및 일반인의 전류밀도 기본한계**  
**Table 2. Current density basic restriction of ICNIRP guideline (1998) according to frequency change**

노출 특성	주파수 영역	머리와 몸의 전류 밀도 (mA/m <sup>2</sup> )(rms)
직업인	0~1Hz	40
	1~4Hz	40/f
	4Hz~1kHz	10
	1~100kHz	f /100
	100kHz~10MHz	f /100
일반인	0~1Hz	8
	1~4Hz	8/ f
	4Hz~1kHz	2
	1~100kHz	f /500
	100kHz~10MHz	f /500

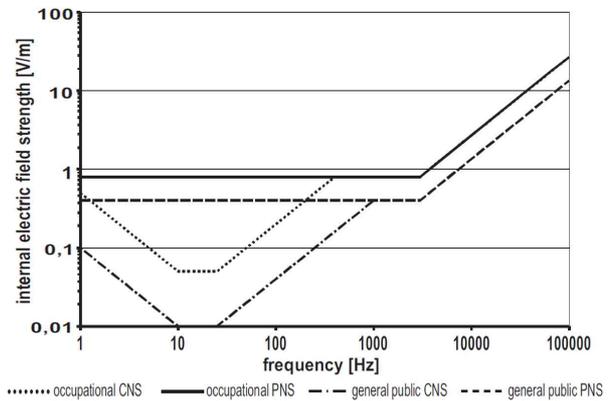
\* f는 Hz 단위의 주파수

ICNIRP에서는 새롭게 발견된 생물학적 연구결과 및 노출량 평가 연구결과를 근거로 하여 2010년에 10MHz 이하 대역의 인체보호기준을 개정하였다[5]. 그림 1에 표시된 새로운 기준에서는 중추신경계(CNS)에 대한 기본한계는 V자 형태를 나타내고 있고 말초신경계(PNS)의 기본한계는 1kHz이하의 주파수 대역에 대해서 직업인과 일반인 두 경우 모두 완화가 되었다. 또한 그림 2에 표시된 기준레벨은 주파수가 증가할수록 자속밀도가 감소하는 형태를 나타낸다.

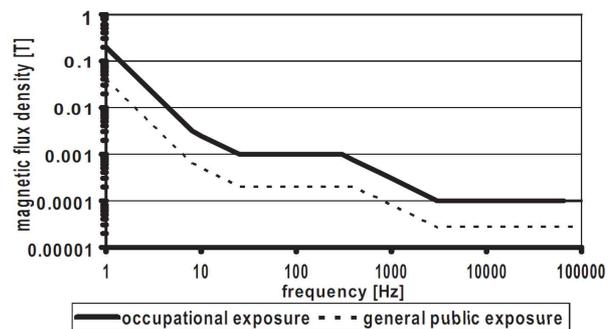
### 3. 인체유도전류 계산 알고리즘

본 장에서는 100kHz~10MHz 자기장에 의한 인체 유도전류 계산에 쓰이는 수치해석 기법인 준정적

FDTD 기법에 대해 설명한다[2]. 지금까지 RF대역 SAR 계산 등에 널리 사용되는 일반적인 FDTD 기법은 Maxwell 방정식을 시간, 공간에서 차분화하고 Yee's 알고리즘을 이용하여 전계와 자계를 상호간에 시간적으로 갱신하며 해석공간 내 전자계의 시간 응답을 얻는 기법이다. 그러나 타임스텝의 크기가 Courant 안정화 조건(Courant stability condition)에 의해서 결정되는 FDTD 기법의 특성상 중간주파수와 저주파대역에서는 파장이 해석영역의 크기에 비해서 상대적으로 길어지게 된다. 따라서 한 주기를 시뮬레이션하기 위한 타임스텝이 기하급수적으로 증가한다.



**그림 1. ICNIRP 기준(2010)에서 주파수 변화에 따른 직업인 및 일반인의 기본한계**  
**Fig. 1. Basic restriction of ICNIRP guideline (2010) according to frequency change**



**그림 2. ICNIRP 기준(2010)에서 주파수 변화에 따른 직업인 및 일반인의 자기장 기준레벨**  
**Fig. 2. Magnetic field reference level of ICNIRP guideline (2010) according to frequency change**

이렇게 되면 시뮬레이션 시간이 매우 길어져 사실상 실행이 불가능하다. 따라서 직관적이고 사용하기 쉬운 FDTD 기법의 장점을 살리면서 중간주파수와 저주파 대역에서 타임스텝을 줄일 수 있는 준정적 FDTD 기법을 적용한다. 이 기법은 Gandhi[6]에 의해 처음 제안되었고, De Moerloose[7]에 의해 개선되었다.

Gandhi가 제안한 준정적 FDTD 기법은 해석영역이 파장의 10배 보다 작고,  $|\sigma + j\omega\epsilon| \gg \omega\epsilon_0$  일 때 사용 가능하다. 여기서  $\sigma$ 는 조직의 전도율,  $\epsilon$ 은 유전율,  $\omega = 2\pi f$ 는 각주파수, 그리고  $\epsilon_0$ 는 자유공간의 유전율이다. 이러한 조건에서 공기 중의 전기장은 생체조직 표면에 수직이고 생체조직의 형상에만 영향을 받는다. 생체조직 내부의 전기장은 다음과 같은 경계조건으로부터 계산된다.

$$j\omega\epsilon_0\hat{n} \cdot \vec{E}_{air} = (\sigma + j\omega\epsilon)\hat{n} \cdot \vec{E}_{tissue} \quad (1)$$

여기서  $\vec{E}_{air}$ 는 공기중의 전자기장 세기,  $\vec{E}_{tissue}$ 는 생체조직 내의 전기장 세기,  $\hat{n}$ 는 공기와 생체조직의 경계면에 수직인 단위벡터이다. 위 식과 준정적 조건에서 공기중의 전기장이 생체조직의 형상에만 영향을 받는다는 점을 이용하면 원래의 주파수  $f$ 보다 높은 준정적 주파수  $f'$ 를 스스로 이용하여 전기장  $\vec{E}'$ 을 계산하고, 원래의 주파수  $f$ 에 대한 결과  $\vec{E}$ 를 도출해 낼 수 있다[6].

$$\begin{aligned} \vec{E}_{tissue}(f) &= \frac{\omega}{\omega'} \frac{(\sigma' + j\omega'\epsilon')}{(\sigma + j\omega\epsilon)} \vec{E}'_{tissue}(f') \\ &\cong \frac{f\sigma'}{f'\sigma} \vec{E}'_{tissue}(f') \end{aligned} \quad (2)$$

위의 식은 준정적 주파수 조건에 의해  $f$ 와  $f'$ 에서  $\sigma + j\omega\epsilon \cong \sigma$ 라는 성질을 이용하였다.

De Moerloose은 준정적 시스템의 정상상태에서 전자기장의 위상을 미리 예측할 수 있는 점을 이용하여 개선된 준정적 FDTD 기법을 제시하였다[7]. 준정적 정상상태에서는 생체조직 외부(공기 중)에 존재하는 전자기장은 입사파와 위상이 같고 생체조직 내부의 전자기장은 입사파의 시간미분과 위상이 같게 된다.

따라서 경사함수(Ramp function)를 입사파로 이용할 경우 생체조직 외부의 전자기장은 선형으로 변화하고, 생체 내부의 전자기장은 일정한 상수 값을 갖게 된다. 따라서 경사함수를 이용해 긴 주기를 가지는 정현파의 시작부분을 근사하면 인체조직 내부와 외부의 전자기장을 계산할 수 있다. 준정적 시스템의 정상상태는 한 주기보다 짧은 시간에 도달하게 되므로 정상상태 이후 2곳의 타임스텝에서 전자기장의 세기를 계산하면 전 영역에서 전자기장의 분포를 얻을 수 있다. 이 기법에서는 입사파의 고조파 성분을 억제하기 위해 경사함수를 다음과 같이 수정하여 사용한다.

$$E_{inc} = \begin{cases} 0, & -\infty < t \leq t_0 \\ \frac{1}{2}(t - \frac{\tau}{\pi} \sin \frac{\pi t}{\tau}), & t_0 < t \leq \tau \\ t - \tau/2, & t > \tau \end{cases} \quad (3)$$

여기서  $\tau$ 는 보통  $100\Delta t$  정도의 값이 사용된다.

또한 De Moerloose는 저주파 대역에서 전기장과 자기장이 디커플링되는 것을 고려하여 2개의 평면파를 서로 반대방향에서 입사시키는 방법을 도입하였다. 이 경우 2개의 평면파가 크기, 위상, 편파가 같고 진행 방향이 반대인 경우 전기장은 합산되지만 자기장은 상쇄된다. 그렇게 되면 전기장 노출의 영향만을 분리하여 계산할 수 있다. 반대로 자기장의 노출에 의한 영향만을 고려하기 위해서는 두 경우의 결과를 서로 빼면 된다. 더 나아가서 편파를 조정하고 중첩의 원리를 이용하면 전기장과 자기장의 비율이 임의로 주어 진 경우에도 해석이 가능해진다. 이상에서 알아본바와 같이 100kHz~10MHz 대역의 인체유도전류 해석 기술로 준정적 FDTD 기법을 사용하는 것이 적합하다고 할 수 있다.

## 4. 인체모델 전류밀도 시뮬레이션

### 4.1 인체모델의 자기장 노출에 의한 유도전류

앞에서 설명한 준정적 FDTD 알고리즘을 3차원 인체모델의 인체유도전류 계산에 적용하고 그 결과를

분석하였다. 본 연구에서 사용한 3차원 인체모델은 그림 3과 같다. 이 모델은 약 40개의 인체조직으로 분류되어 있으며 각각의 조직에 대해 C. Gabriel의 연구에 의해 알려진 유전율과 도전율을 지정하였다[8]. 원래 모델의 voxel 크기는 3×3×3mm이나 해석 시간을 줄이기 위해 6×6×6mm 크기의 voxel을 사용한 간략화 된 모델을 사용하였다. 이 경우 전체 voxel의 개수는 약 110만 개다(84×43×307).

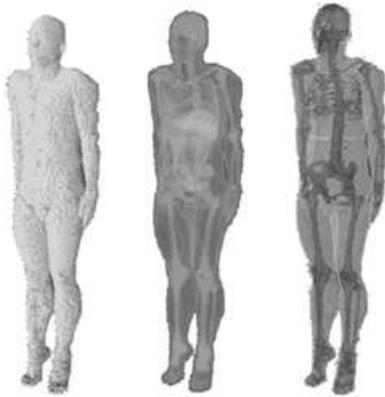


그림 3. 유도전류해석에 쓰이는 3차원 고해상도 인체모델과 내부구조  
Fig. 3. 3D human model for induced current analysis and inside structure

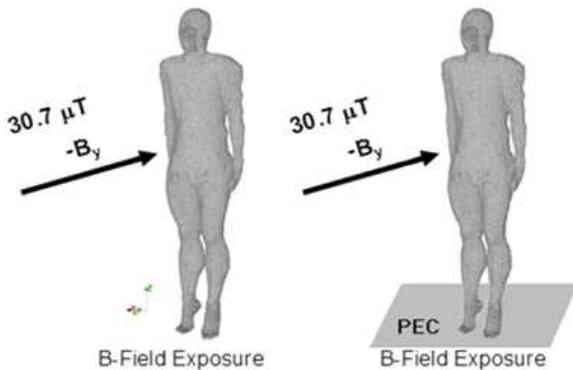


그림 4. 인체유도전류 계산시 양발의 접지 조건  
Fig. 4. Grounding condition of both feet for induced current calculation

본 논문에서는 무선전력전송에 쓰일 수 있는 주파수 대역 중에서 100kHz~10MHz 대역에서 인체가 자기장에 노출된 경우를 가정하고 인체유도전류를 계산하

였다. 자기장의 방향과 세기는 ICNIRP 1998 기준을 따르는 국내 인체보호기준[9]에서 정의된 직업인 자기장 기준레벨(30.7[μT])에 노출된 상황을 가정하였다. 또한 최대의 인체유도전류가 유기되도록 인체의 최대 단면적에 수직인 -y 방향으로 입사하는 자기장을 소스로 사용하였다. 그리고 양 발의 접지여부가 인체유도전류 계산에 큰 영향을 미치므로, 그림 4와 같이 양 발이 PEC(Perfect Electric Conductor)에 접지되어 있는 경우와 양 발이 공중에 떠 있는 경우로 나누어 계산하였다.

먼저 1.8MHz와 8MHz 자기장에 인체가 노출된 경우 인체유도전류의 3차원 분포는 각각 그림 5~6과 같다. 1.8MHz 자기장에 노출된 경우인 그림 5를 보면 패러데이의 법칙에 의해서 대부분의 유도전류는 팔과 어깨 등 인체의 가장자리에 집중되는 현상을 보이며, 주요 장기가 위치하는 몸통 중심부의 유도전류는 비교적 낮은 것을 볼 수 있다. 그리고 양 발을 접지한 경우에는 다리와 발목 등 하체의 유도전류가 증가하는 모습을 볼 수 있다. 양 발의 접지 여부에 따른 인체 유도전류밀도의 최대값의 크기는 큰 차이가 없었으며, 최대값이 나타난 부분은 손목 등의 극히 일부분이었다. 그에 비해 머리와 몸통의 대부분 영역에서는 유도전류밀도가 낮은 값을 나타내었다. 그림 6에서 8MHz

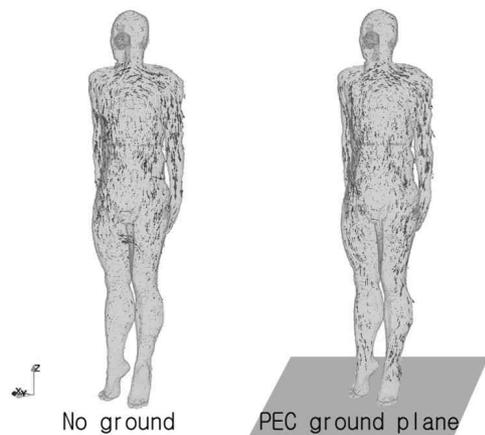


그림 5. 양쪽 발의 접지 조건에 따른 인체유도전류의 3차원 분포(1.8MHz 자기장 노출)  
Fig. 5. 3D distribution of induced current in the human model(1.8MHz magnetic field exposure)

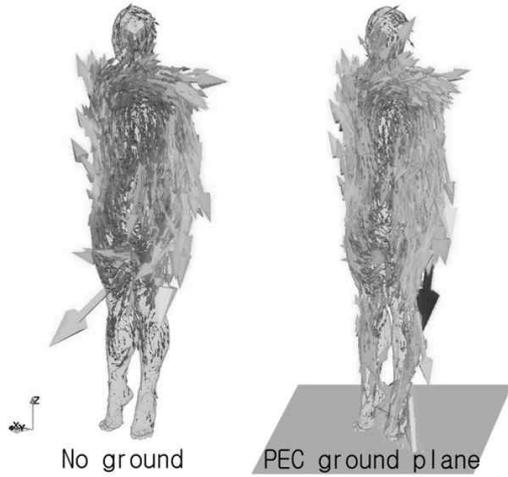


그림 6. 양쪽 발의 접지 조건에 따른 인체유도전류의 3차원 분포(8MHz 자기장 노출)

Fig. 6. 3D distribution of induced current in the human model(8MHz magnetic field exposure)

자기장에 노출된 경우 1.8MHz 자기장 노출에 비해서 유도전류의 값이 전반적으로 증가했지만, 그 분포는 앞의 경우와 유사하게 팔과 어깨 등 인체의 가장자리에 집중되는 것을 볼 수 있으며 양 발의 접지조건에 따라서 하체의 유도전류가 증가하는 경향도 여전히 볼 수 있다.

다음으로 100kHz, 1.8MHz, 그리고 10MHz 자기장에 인체가 노출된 경우 양발의 접지 유무에 따라 계산된 인체유도전류를 인체의 키 방향을 따라 수직방향 성분을 플롯해보면 각각 그림 7~9와 같다. 그래프를 보면 유도전류의 최대값은 손목 정도의 높이에서 발생하며 주파수가 높아질수록 유도전류의 값도 전반적으로 증가하는 것을 관찰할 수 있다. 또한 100kHz와 같이 주파수가 낮을 때는 양발이 접지된 경우의 유도전류가 접지되지 않은 경우에 비해 컸으나 주파수가 높아질수록 그 차이가 줄어들다가 10MHz에서는 양발이 접지되지 않은 경우의 유도전류가 더 커지는 것을 알 수 있다. 이것은 두 발이 접지가 되는 경우 상체 쪽에 집중되었던 유도전류가 하체 쪽으로 분산됐기 때문으로 보인다.

그래프에서 인체유도전류의 최대값을 살펴보면 100kHz에서 두 발을 접지하지 않은 경우에  $0.96\text{mA/m}^2$ ,

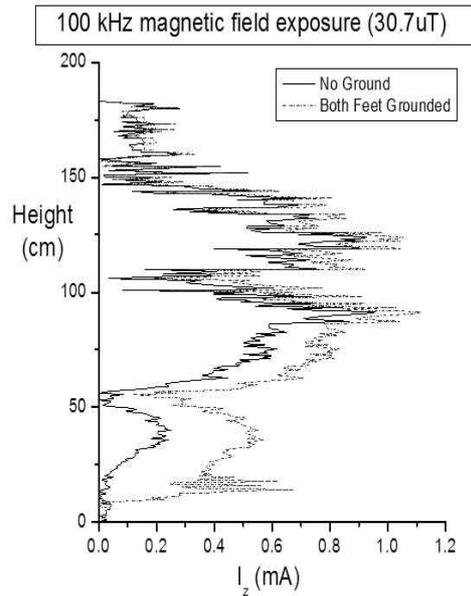


그림 7. 인체의 키 방향 (z축)에 따른 수직방향 인체유도전류의 분포(100kHz 자기장 노출)

Fig. 7. Distribution of human induced current along z-axis(100kHz magnetic field exposure)

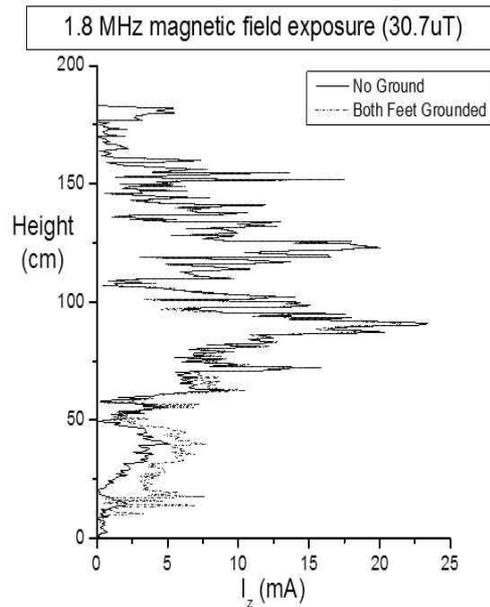


그림 8. 인체의 키 방향 (z축)에 따른 수직방향 인체유도전류의 분포(1.8MHz 자기장 노출)

Fig. 8. Distribution of human induced current along z-axis(1.8MHz magnetic field exposure)

접지한 경우에는  $1.11\text{mA/m}^2$ , 1.8MHz에서 접지하지 않은 경우에  $23.4\text{mA/m}^2$ , 접지한 경우에는  $21.5\text{mA/m}^2$ , 그리고 10MHz에서 두 발을 접지하지 않은 경우에  $142.93\text{mA/m}^2$ , 접지한 경우에는  $119.5\text{mA/m}^2$ 로 나타났다. 10MHz 경우에는 인체보호기준에서 정의된 기준레벨인 100mA를 초과한다. 또한 계산된 결과를 보면 8MHz 대역부터 접지 여부에 관계 없이 모두 기준레벨을 넘는 인체유도전류가 계산되었다.

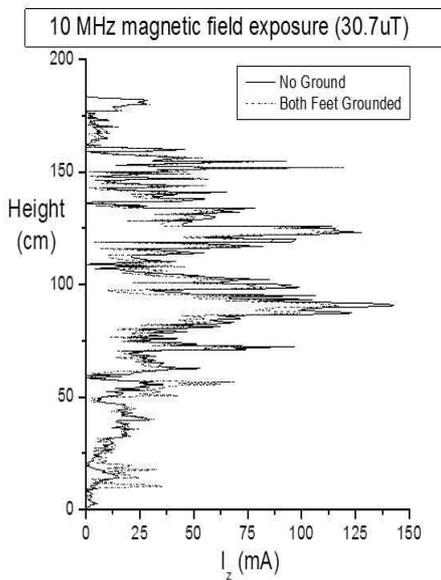


그림 9. 인체의 키 방향 (z축)에 따른 수직방향 인체유도전류의 분포(10MHz 자기장 노출)  
 Fig. 9. Distribution of human induced current along z-axis(10MHz magnetic field exposure)

#### 4.2 인체유도전류와 ICNIRP 기준의 비교

2장에서 살펴본 것처럼 ICNIRP 기준은 1998년 판과 2010년 개정판이 있다. 10MHz 이하 대역에서 두 표준의 자속밀도 기준레벨을 비교하면 그림 10과 같다. 그림을 보면 2010년 기준은 자속밀도 기준레벨이 약  $27[\mu T]$ 의 일정한 값을 유지하고 있으나, 1998년 판은 주파수가 증가할수록  $1/f$ 로 기준값이 작아지게 되어 있다. 저주파 대역에서 두 기준은 약 5배 정도의 차이가 난다. 따라서 ICNIRP의 2010년 기준은 1998년 판

에 비해 기준레벨이 상당히 완화되었으며, 이 새로운 기준이 3차원 인체모델에 대해 기본한계를 보장할 수 있는지에 대한 검증이 필요하다.

먼저 1998년 ICNIRP 기준의 일반인 자속밀도 기준레벨에 3차원 인체모델을 노출시켰을 때 발생하는 최대인체유도전류와 전류밀도를 앞 절과 유사한 방식으로 계산하면 그림 11 및 그림 12와 같다.

그림 11에서 인체유도전류의 최대값은 약 0.45mA 이하로 10MHz 이상 대역에서 일반인 기준인 45mA의 약 1% 이하인 것을 알 수 있다. 또한 2MHz 이상에서는 유도전류의 최대값이 주파수에 크게 영향을 받지 않고 일정한 값을 나타낸다. 그림 12에서 인체유도전류밀도의 최대값은 약  $1500\text{mA/m}^2$  정도이며, 역시 1MHz 이상에서는 기본한계보다 작은 값을 갖는 것을 알 수 있다. 특히 계산된 인체전류밀도는 그림 11과 유사하게 1MHz 이상 대역에서 거의 일정한 값을 갖지만 기본한계는 주파수에 따라 비례하여 커지기 때문에 10MHz 부근에서는 노출지수로 보면 기본한계의 약 10% 이하인 매우 낮은 전류밀도가 발생하는 것을 알 수 있다. 따라서 1998년 ICNIRP 기준의 자기장 기준레벨은 기본한계보다 매우 낮은 인체전류밀도를 발생시키는 상당히 엄격한 기준값인 것을 확인할 수 있다.

그림 10에서 볼 수 있듯이 ICNIRP의 2010년 개정 기준은 우리가 관심을 갖고 있는 주파수 대역에서 일정한 자기장 기준레벨 ( $27[\mu T]$ )을 갖고 있다. 새로 개정된 2010년 ICNIRP 자기장 기준레벨에 인체모델을 노출시키고 시뮬레이션을 통해 계산한 인체유도전류의 최대값을 관찰하면 그림 13과 같다. 자기장의 값이 일정하므로 주파수가 증가하면 인체유도전류가 선형적으로 함께 증가하는 모습이다. 그리고 4MHz 이상의 주파수 대역에서는 계산된 인체유도전류의 최대값이 10MHz 일반인 유도전류 기준인 45mA를 넘게 되며, 마찬가지로 8MHz 이상의 대역에서는 10MHz 직업인 유도전류 기준인 100mA를 초과한다. 따라서 2010년 ICNIRP 기준은 일부 주파수 대역에서 지나치게 완화된 기준으로 보이며, 주파수가 증가해도 최대 유도 전류가 10MHz 대역의 유도전류 기준을 초과하지 않는 새로운 기준을 검토할 필요성이 있는 것으로 보인다.

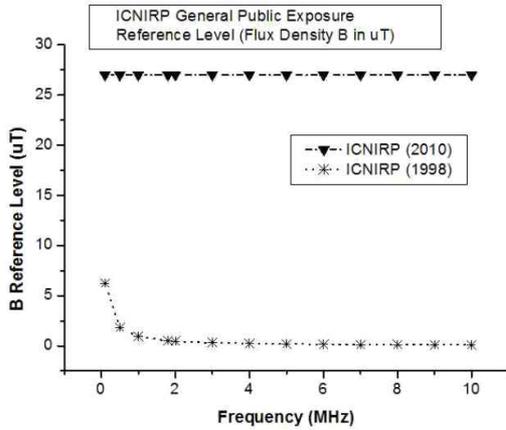


그림 10. ICNIRP 표준의 1998년과 2010년 일반인 자기장 기준레벨의 비교  
 Fig. 10. Comparison of general public magnetic field reference level of ICNIRP 1998 and 2010 guideline

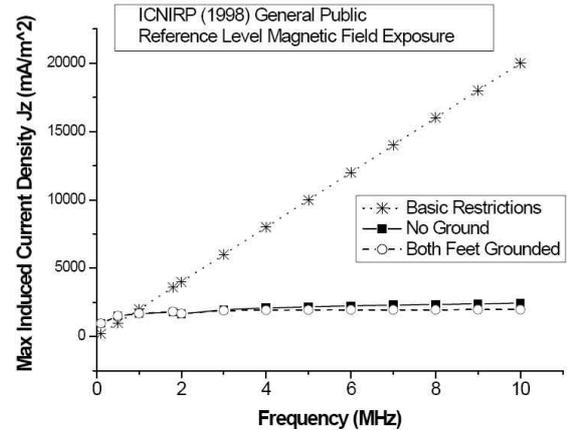


그림 12. ICNIRP 1998년 일반인 자기장 기준레벨 노출시 최대인체유도전류밀도  
 Fig. 12. Maximum human induced current density profile when exposed to magnetic field reference level of ICNIRP 1998 guideline

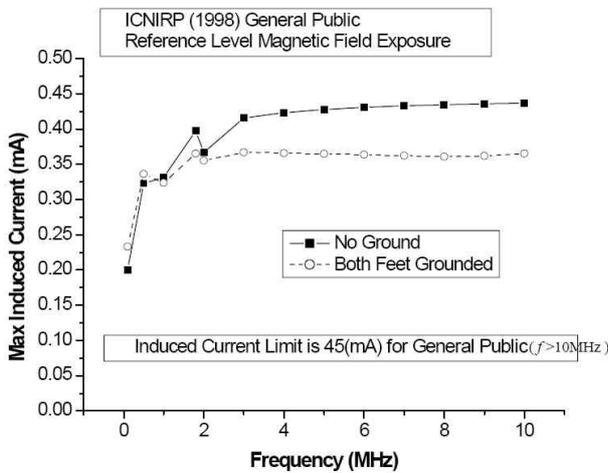


그림 11. ICNIRP 1998년 일반인 자기장 기준레벨 노출시 최대인체유도전류  
 Fig. 11. Maximum human induced current profile when exposed to magnetic field reference level of ICNIRP 1998 guideline

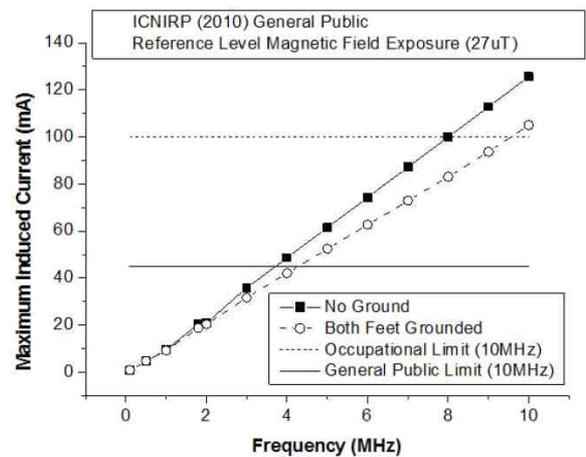


그림 13. ICNIRP 2010년 일반인 자기장 기준레벨 노출시 주파수 증가에 따른 유도전류 최대치와 직업인과 일반인 기준 비교  
 Fig. 13. Comparison of maximum human induced current profile when exposed to magnetic field reference level of ICNIRP 2010 guideline with occupational and general public limit

## 5. 결론

본 연구에서는 준정적 FDTD 기법을 이용하여 공진형 무선전력전송에 쓰이는 100kHz~10MHz 자기장에 노출되었을 때 인체전류밀도를 계산하고 각종 인체보호기준과 비교하였다. 100kHz~10MHz에 이르는 주

파수대역에 대하여 3차원 인체모델의 인체유도전류를 계산하였으며, 전류밀도 분포 및 최대값을 분석하였다. 공통적으로 팔과 어깨등 인체의 가장자리 부분에서 유도전류가 집중되었으며, 주요 장기가 위치한 몸

통의 중심부에서는 유도전류의 크기가 작았다. 그리고 두 발의 접지 여부에 따라서도 인체유도전류의 분포 및 최대값이 변화하였다. 접지가 된 경우 하체의 유도전류는 증가하였으나 2MHz 이상의 주파수 대역에서는 접지가 되었을 때 상체의 유도전류와 유도전류의 최대값이 감소하는 모습을 보였다.

ICNIRP 기준과 시뮬레이션을 통해 계산된 결과를 비교해보면, 현재 국내에서 채택되고 있는 1998년 판의 자기장 기준레벨에 노출되었을 때 일반인 기준으로 1MHz이상 주파수에서는 인체유도전류가 기준레벨을 넘지 않으며 10MHz 부근에서 노출지수가 10% 이하로 매우 낮은 모습을 보였다. 아직 국내에서 채택되고 있지 않은 2010년 판의 자기장 기준레벨에 노출되었을 때는 일부 주파수 대역에서 인체유도전류가 10MHz에서의 기준레벨을 초과하는 것으로 나타났다.

본 연구는 준정적 FDTD 기법을 이용한 인체유도전류 계산을 통해 향후 공진형 무선전력전송에 사용되는 자기장의 인체 안전성 평가 및 분석에 도움이 될 것으로 기대된다.

본 연구는 2012년도 지식경제부의 재원으로 한국에너지기술평가원(KETEP)의 지원을 받아 수행한 연구 과제(No. 20124010203160)입니다.

### References

[1] A. Kurs, A. Karakis, R. Moffatt, J. D. Joannopoulos, P. Fisher, and M. Soljacic, "Wireless Power Transmission Via Strongly Coupled Magnetic Resonances," *Science*, Vol.317, pp.83-86, July, 2007.

[2] Jin-Kyu Byun, "Analysis of Body Induced Current in Middle Frequency Range Using Quasi-Static FDTD", *Journal of the Korean Institute of Illuminating and Electrical Installation Engineers*, Vol.23, No.1, pp.141-149, January, 2009. [Korean]

[3] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Guidelines for Limiting Exposure to Time-varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz)", *Health Physics*, Vol.74, No.4, pp.494-522, 1998.

[4] IEEE C95.1-2005 Standard, "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", 2005.

[5] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Guidelines for Limiting Exposure to Time-varying Electric and Magnetic Fields (1 Hz to 100 kHz)", *Health Physics*, Vol.99, No.6, pp.818-836, 2010.

[6] O. P. Gandhi and J. Y. Chen, "Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models", *Bioelectromagnetics (Supplement)*, vol. 1, pp. 43-60, 1992.

[7] J. De Moerloose, T. W. Dawson, and M. A. Stuchly, "Application of the finite difference time domain algorithm to quasi-static field analysis", *Radio Science*, vol. 32, No. 2, pp. 329-341, 1997.

[8] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissue: part III-Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, pp. 2271-2293, 1996.

[9] TTASKO-06.0151, "Guidelines for Limiting Human Exposure to Electromagnetic Fields", 2007.

### ◇ 저자소개 ◇



**신한수 (申韓秀)**

1988년 10월 19일생. 2012년 숭실대학교 전기공학부 졸업. 현재 숭실대학교 대학원 전기공학과 석사과정.



**송혜진 (宋惠眞)**

1987년 4월 15일생. 2012년 숭실대학교 전기공학부 졸업. 현재 숭실대학교 대학원 전기공학과 석사과정.



**변진규 (邊陳奎)**

1972년 7월 13일생. 1995년 서울대학교 전기공학과 졸업. 1997년 동 대학원 전기공학부 졸업(석사). 2001년 동 대학원 전기공학부 졸업(박사). 2008년~현재 숭실대학교 전기공학부 조교수.