

중간주파수 대역에서 준정적(Quasi-Static) FDTD 기법을 이용한 인체 유도전류 분석

(Analysis of Body Induced Current in Middle Frequency Range Using Quasi-Static FDTD)

변진규*

(Jin-Kyu Byun)

요 약

본 논문에서는 준정적 FDTD 기법을 FORTRAN 프로그래밍을 통해 직접 구현하고 이를 이용해 중간주파수 대역의 인체유도전류 분포를 해석하였다. 제작된 프로그램의 타당성을 검증하기 위하여 기존 FDTD 기법을 적용하기 어려운 테스트 모델에 대한 계산결과를 이론적 해와 비교하고, 타임스텝이 크게(5.68×10^6 배) 단축되는 것을 확인하였다. 검증된 수치해석 기법을 이용하여 20[kHz] 자기장과 1[MHz] 전기장에 노출된 3차원 고해상도 인체모델에 유기되는 유도전류의 분포를 계산하고, 양 발의 접지조건이 유도전류의 분포와 크기에 미치는 영향을 분석하였다. 본 연구는 인체유도전류의 안전성 평가, 생체전기 응용 진단장치 개발 등을 포함한 다양한 분야에서 활용될 것으로 기대된다.

Abstract

In this paper, quasi-static FDTD method is implemented by FORTRAN programming, and it is used for analysis of body induced current in middle frequencies. The quasi-static FDTD program is validated by comparing the calculation result with analytic solution of the test model, to which it is difficult to apply conventional FDTD. It is confirmed that the time-step is reduced by 5.68×10^6 times. Using validated numerical technique, body induced current distribution in high resolution 3-D human model is calculated for 20[kHz] magnetic field exposure and 1[MHz] electric field exposure. Also, the effect of grounding condition of both feet on the distribution and amplitude of the induced current is analyzed. It is expected that this research can be applied to various fields including safety assessment of body induced current and development of diagnosis devices using bio-electricity.

Key Words : Body Induced Current, Quasi-Static FDTD, Electric Field Exposure, Magnetic Field Exposure, Induction Heating, AM Transmitter, Ground Condition

* 주저자 : 숭실대학교 전기공학부 교수

Tel : 02-820-0644, Fax : 02-817-7961

E-mail : jkbyun@ssu.ac.kr

접수일자 : 2008년 10월 23일

1차심사 : 2008년 10월 27일

심사완료 : 2008년 11월 4일

1. 서 론

최근 일상생활에서 각종 전기·전자 기기의 사용이 증가하고 새로운 주파수 대역을 사용하는 무선 서비스가 도입됨에 따라 전자기장의 인체영향에 대한 일반인의 관심이 높아지고 있다. 인체가 일정 기준을 초과하는 강한 전기장이나 자기장에 노출되어 많은 양의 유도전류가 체내에 발생할 경우, 인체조직의 가열이나 신경 시스템의 전기적 자극으로 인한 유해한 효과가 생길 수 있다. 이에 따라 국제 비전리 복사 방호위원회(International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection 이하 ICNIRP)와 IEEE 등의 단체에서는 전자기장 노출에 대한 인체 보호기준을 ICNIRP 기준과 IEEE C95.1 표준 등의 국제표준으로 제정하고, 주파수 110[MHz] 이하에서 인체유도전류의 기준레벨을 정하여 강한 전자기장에 노출되는 직업인이나 일반인을 보호하고 있다 [1-2]. 국내에서도 이를 근거로 방송통신위원회 고시와 TTA(Telecommunications Technology Association, 한국정보통신기술협회) 표준 등에서 전자기장 노출에 대한 인체보호기준을 정하고 있다[3].

일상생활에서 흔히 접하는 유도가열 조리기, 송전선, 13.56[MHz] 대역 RFID 등은 모두 미약하나마 인체유도전류를 발생시킬 수 있으며, 특히 산업용 유도가열기와 고출력 AM 송신소 주변에서는 높은 인체유도전류가 발생하는 것으로 알려져 있다. 일본과 EU 등에서는 이를 정확히 평가하기 위한 연구가 진행되고 있으나[4-5], 국내에서는 아직 이 분야에 대한 연구가 미진한 상황이다.

인체유도전류는 인체내부에서 발생하는 물리량이라는 특성 때문에 그 실측이 어렵다. 측정장비가 있는 경우에도 높은 전자기장에 노출되는 고노출 상황에서는 자원자를 이용한 직접 측정에 어려움이 따른다. 또한 전세계적으로 공통된 SAM(Specific Anthropomorphic Mannequin) 모의인체를 사용하는 휴대전화의 SAR(Specific Absorption Rate, 전자파흡수율) 측정과 달리 유도전류 측정에는 아직 국제적으로 표준화된 모의인체가 존재하지 않는다. 따라서 인체유도전류 계산을 위한 수치해석기법을 개발하고, 이를 다양한 인체모델과 노출환경에 대하여

적용할 필요성이 커지고 있다.

RF 대역에서 전자파 노출량 해석에는 FDTD(Finite-Difference Time-Domain) 기법이 널리 쓰이고 있으나, 중간주파수(Middle Frequency, 1~100[kHz])와 저주파(Low Frequency, 1[Hz]~1[kHz]) 대역 인체모델 해석에 일반적인 FDTD 기법을 적용할 경우 타임스텝(time-step)이 너무 많아지게 된다. 이러한 문제점을 극복하기 위하여 ADI-FDTD(Alternating Direction Implicit FDTD) [6], 준정적(Quasi-static) FDTD 등 다양한 수치해석 기법이 연구되어 왔으나, ADI-FDTD 기법은 10[kHz] 이하의 대역에서는 사용이 어렵고, 준정적 FDTD 기법은 아직 상용 소프트웨어에서 구현되지 않아 일반 사용자들이 접근하기 어려운 단점이 있다.

본 연구에서는 준정적 FDTD 기법을 프로그래밍을 통해 직접 구현하고, 이를 고해상도 3차원 인체모델의 인체유도전류 계산에 적용하여 타임스텝이 단축되는 것을 확인하였다. 또한, 입사파의 주파수와 인체의 접지조건 등이 유도전류의 최대값과 분포에 미치는 영향을 분석하였다.

2. 준정적(Quasi-static) FDTD 기법

FDTD 기법은 Maxwell 방정식을 시간, 공간에서 차분화하고 Yee's 알고리즘을 이용해 전계와 자계를 상호간에 시간적으로 갱신하며 해석공간 내 전자계의 시간 응답을 얻는 기법이다. FDTD 기법은 지금까지 RF 대역 SAR 계산 등에 널리 사용되어왔다. 그러나 타임스텝의 크기가 Courant 안정화 조건(Courant stability condition)에 의해 결정되는 FDTD 기법의 특성상 중간주파수와 저주파 대역에서는 파장이 해석영역의 크기에 비해 상대적으로 길어져서 한 주기를 시뮬레이션 하는데 필요한 타임스텝이 기하급수적으로 증가하게 된다. 예를 들어 FDTD 격자(grid)의 크기가 $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 0.5[\text{cm}]$ 인 경우 Courant 안정화 조건에 의해 한 타임스텝은 $\Delta t = \Delta x / \sqrt{3}c = 9.6[\text{ps}]$ 로 결정된다. 따라서 60[Hz] 소스 파형의 4주기 동안 FDTD 시뮬레이션을 실행한다고 가정하면 총 $N_{dt} = 7 \times 10^9$ 번의 타임스텝이 필요하게 된다. 이러한 시뮬레이션은 빠른 속도의 컴

퓨터에서도 수년 이상의 시간이 걸리므로 사실상 실행이 불가능하다. 따라서 직관적이고 사용하기 쉬운 FDTD 기법의 장점을 살리면서 저주파수 대역에서 타임스텝을 줄일 수 있는 수치해석 기법들이 연구되어 왔다.

이와 같은 문제점을 해결하기 위한 준정적 FDTD 기법은 Gandhi에 의해 처음 제안되었다[7]. 이 기법은 Kaune and Gillis[8], Guy et al.[9] 등에 의해 제안된 준정적 시스템의 전기장 계산법에 FDTD를 적용한 것으로, 시스템의 크기가 파장에 비해 10배 이상 작고, $|\sigma + j\omega\epsilon| \gg \omega\epsilon_0$ 일 때 사용 가능하다. 여기서 σ 는 조직의 전도율, ϵ 는 유전율, $\omega = 2\pi f$ 는 각주파수, 그리고 ϵ_0 는 자유공간의 유전율이다. 이러한 조건에서 공기중의 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 전기장 세기, \vec{E}_{tissue} 는 생체조직 내의 전기장 세기, \hat{n} 은 공기와 생체조직의 경계면에 수직인 단위벡터이다. 식 (1)과 준정적 조건에서 공기중의 전기장이 생체조직의 형상에만 영향을 받는다는 점을 이용하면 원래의 주파수 f 보다 높은 준정적 주파수 f' 을 소스로 이용하여 전기장 \vec{E}' 을 계산하고, 원래의 주파수 f 에 대한 결과 \vec{E} 를 다음 식과 같이 도출해낼 수 있다[7].

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

식 (2)는 준정적 주파수의 조건에 의해 f 와 f' 에서 $\sigma + j\omega\epsilon \cong \sigma$ 라는 성질을 이용하였다.

Gandhi는 위와 같은 방법을 이용해 $f'=5\sim 10$ [MHz]에서 인체모델을 해석하고 그 결과를 60[Hz]의 결과로 환산하였다. 또한 f' 에서의 도전을 σ 가 60[Hz]에서의 조직의 도전을 σ' 와 같다고 가정하였고 ($\sigma \cong \sigma'$) 모든 조직의 ϵ_r 은 1로 통일하여 계산하였다.

Gandhi의 준정적 FDTD 기법은 저주파 해석의 타임스텝을 획기적으로 줄일 수 있는 계기를 마련하였으나 다음과 같은 몇가지의 문제점을 가지고 있다.

첫번째로 Gandhi의 기법은 정상상태에 도달하기 위하여 소스 주파수 f' 의 3~4 주기가 경과하여야 한다고 가정하였으나 업스케일링된 $f'=5\sim 10$ [MHz]의 주파수라고 하더라도 3~4 주기를 완수하는 데에는 [GHz] 대역에 비해 수백배의 타임스텝이 소요된다. 실제 정상상태에 도달하는데 걸리는 시간은 시스템의 완화 시간(relaxation time) $\tau_R \approx \epsilon/\sigma$ 과 확산 시간(diffusion time) $\tau_D = \mu\sigma l^2$ (l 은 시스템의 길이)에 의해 결정되므로 준정적 시스템의 경우 3~4 주기가 경과하지 않아도 정상상태의 전자기장을 계산하는 것이 가능하다.

두번째로 Gandhi의 기법은 일반적인 평면파 소스 FDTD 기법과 같이 전기장과 자기장이 자유공간의 평면파 임피던스(plane wave impedance, 377[Ω])에 의해 커플링 되어 있다고 가정하였다. 그러나 중간 주파수와 저주파 대역에서는 일반적으로 전기장과 자기장이 디커플링 되므로 임의의 편파와 크기를 가진 전기장과 자기장을 고려할 수 있는 해석기법이 필요하다.

세번째로 Gandhi가 이용한 업스케일링 주파수 10[MHz]에서는 표피두께(skin depth)가 더 이상 무시할 수 있을 정도가 아니므로 준정적 근사에 있어서 오차가 발생한다.

De Moerloose는 이러한 문제점들을 해결하기 위해 개선된 준정적 FDTD 기법을 제시하였다[10]. De Moerloose는 준정적 시스템의 정상상태에서는 전자기장의 위상을 미리 예측할 수 있다는 점을 이용하였다. 즉 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 저주파수 정현파의 시작부분을 근사하면 인체조직 내부와 외부의 전자기장을 계산할 수 있다. 준정적 시스템의 정상상태는

앞에서 설명한 바와 같이 한주기보다 훨씬 작은 시간에 도달하므로 정상상태 이후 2곳의 타임스텝에서 전자기장 세기를 계산하면 전 영역의 전자기장 분포를 얻을 수 있다. 이 기법에서는 입사파의 고조파 성분을 억제하기 위해 다음과 같이 시작부분이 부드럽게 처리된 경사함수를 사용한다.

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

여기서 τ 로는 보통 $100\Delta t$ 정도의 값이 사용된다.

또한 De Moerloose는 앞에서 언급한대로 중간주파수와 저주파 대역에서 전기장과 자기장이 디커플링 되는 것을 고려하여 2개의 평면파를 서로 반대방향에서 입사시키는 방법을 도입하였다(그림 1). 이 경우 2개의 평면파가 크기, 위상, 편파가 같고 진행방향만 반대인 경우 전기장은 합산이 되지만 자기장은 상쇄된다. 따라서 각각의 평면파에 대한 해석 결과를 더하면 전기장 노출에 의한 영향만을 계산할 수 있다. 반대로 자기장 노출에 의한 영향만을 계산하기 위해서는 두 경우의 결과를 서로 빼면 된다. 더 나아가서 편파를 조정하고 중첩의 원리를 이용하면 전기장과 자기장의 비율이 임의로 주어진 경우에도 해석이 가능하다.

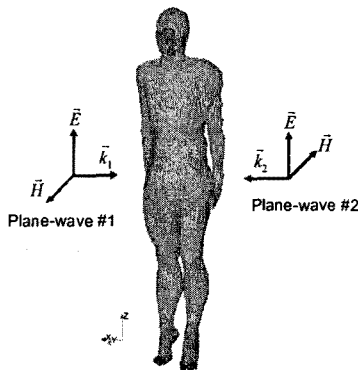


그림 1. 인체모델에 2개의 평면파를 서로 반대방향으로 입사시킨 경우

Fig. 1. Application of incident fields to human model from 2 opposite directions

3. 수치해석 기법의 검증

일반적으로 중간주파수와 저주파 대역에서 사용되는 전자기장 수치해석용 상업 S/W에는 아직 준정적 FDTD 기법을 적용한 사례가 없다. 따라서 본 연구에서는 FORTRAN 프로그래밍을 통하여 2장에서 설명한 개선된 준정적 FDTD 기법을 직접 구현하였다. 이 프로그램의 검증을 위하여 이론적인 해가 존재하는 테스트 모델에 대하여 수치해석을 수행하고 계산 결과를 이론적인 해와 비교, 분석하였다.

검증을 위한 예제로는 그림 2에서 주어진 2개의 층을 가진 구 모델(2-layer sphere model)을 사용하였다. 구 모델의 안쪽 층은 도전율이 $\sigma_1=0.2[S/m]$ 이고 반지름은 $r_1=25[cm]$ 이며, 외곽층의 도전율은 $\sigma_2=0.1[S/m]$ 이고 반지름은 $r_2=50[cm]$ 이다. FDTD 수치해석을 위해 계단형으로 근사(staircase approximation)된 구 모델을 사용하였으며 FDTD 격자(grid)의 단위 voxel 크기는 $8 \times 8 \times 8[mm]$ 였다. 경계조건 처리를 위하여 구 모델은 5층의 공기층과 20층의 PML(perfectly-matched layer) 외부 복사 경계조건층으로 둘러싸여 있다. 이 때 PML 손실 파라미터(loss parameter, LOSSn)는 3, PML 오차한계(error tolerance, RO)는 $1.0E-6$ 으로 정했다. 입사파는 그림 2와 같이 z축 방향으로 E_0 의 크기를 갖는 $60[Hz]$ 준정적 균일 전기장으로 가정하였으며, 타임스텝의 크기는 $8.0[ps]$ 였다.

앞장에서 설명한 바와 같이 1,000회와 1,100회, 2곳의 타임스텝에서 전기장 세기를 저장하고, 그 차이를 이용하여 정상상태의 전자기장을 계산하였다. 이는 전체 주기의 약 5.28×10^{-7} 에 해당하는 짧은 시구간으로, 정상상태에 도달하기 위해 3주기 동안 수치해석을 수행하는 기존의 FDTD 기법과 비교하면 타임스텝을 무려 5.68×10^6 배 이상으로 단축한 것이다.

그림 3은 준정적 FDTD를 이용하여 계산한 전기장 세기와 Mie-series를 이용하여 이론적으로 계산한 전기장 세기의 z성분을 z축에 대하여 그래프로 나타낸 것이다. 그림에서 볼 수 있는 것처럼 계산시간을 크게 단축하였어도 준정적 FDTD의 해석결과가 이론적인 해와 잘 일치하는 것을 확인할 수 있다.

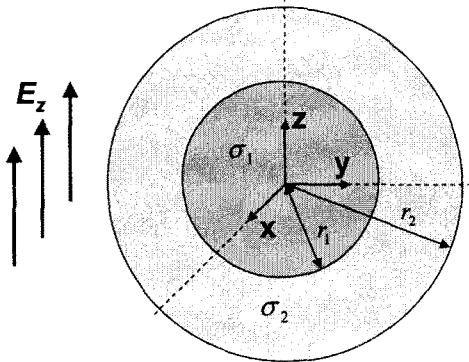


그림 2. 2개의 층을 가진 테스트용 구 모델
Fig. 2. 2-layer sphere model for verification

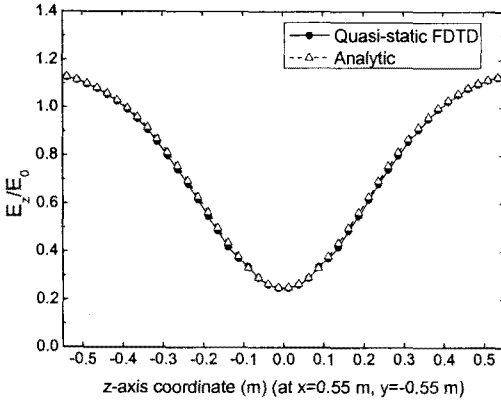


그림 3. Quasi-static FDTD 계산결과와 이론적 해의 비교
Fig. 3. Comparison of quasi-static FDTD and analytic solution

4. 인체유도전류의 해석 및 분석

이 장에서는 앞에서 검증한 준정적 FDTD 프로그램을 3차원 인체모델의 인체유도전류 계산에 적용하고 그 결과를 분석하였다. 본 연구에서 사용한 3차원 인체모델은 한국전자통신연구원(ETRI)에서 개발한 모델로 한국인 남성 자원의 전신 MR(Magnetic Resonance) 영상과 일부 CT 영상을 이용하여 구현한 모델이다(그림 4)[11]. 이 모델은 약 40개의 인체 조직으로 분류되어 있으며 각각의 조직에 대해 C. Gabriel의 연구에 의해 알려진 유전율과 도전율을 지정하였다[12]. 원래 모델의 voxel 크기는 3×3

×3[mm]이나 해석 시간을 단축하기 위하여 유도전류계산에는 6[mm] 크기의 정육면체 voxel을 사용한 간략화된 모델이 쓰였다. 이 경우 전체 voxel의 개수는 약 110만 개다(84×43×307).

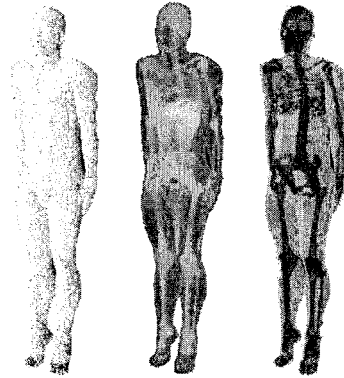


그림 4. ETRI에서 개발한 한국인 남성의 3차원 고해상도 인체모델과 내부구조
Fig. 4. Appearance an internal structure of 3-D high resolution human model of Korean male developed by ETRI

본 연구에서는 인체가 유도가열기에서 주로 발생하는 20[kHz] 자기장에 노출된 경우와 AM 송신소에서 발생하는 1[MHz] 전기장에 노출된 2가지의 경우의 시나리오에 대하여 인체유도전류를 계산하였다. 각각의 노출 시나리오에서 자기장, 전기장의 방향과 세기는 국내 인체보호기준에서 정의된 직업인 기준레벨에 노출되었을 때 최대의 인체유도전류가 유기되는 상황을 고려하여 결정하였다. 즉, 20[kHz] 자기장 노출의 경우는 인체의 최대 단면적에 수직으로 들어오는 -y 방향으로 30.7[μT]의 세기를 갖는 자기장을 소스로 사용하였으며, 1[MHz] 전기장 노출의 경우는 사람의 키 방향과 일치하는 z 방향으로 610[V/m]의 세기를 갖는 전기장을 소스로 사용하였다(그림 5). 소스 전자기장의 세기는 인체 보호기준에서 정의된 20[kHz] 대역 직업인의 자기장 기준레벨과 1[MHz] 대역 직업인의 전기장 기준레벨을 근거로 정했다[3]. 또한 인체유도전류의 계산에서는 양발의 접지여부가 큰 영향을 미치므로, 각각의 시나리오에서 양쪽 발이 접지되지 않고 공중에 떠 있는 경우와 양쪽 발이 PEC(Perfect Electric

중간주파수 대역에서 준정적(Quasi-Static) FDTD 기법을 이용한 인체 유도전류 분석

Conductor) 조건의 도체에 접지되어 있는 두 가지 경우에 대하여 계산을 수행하였다.

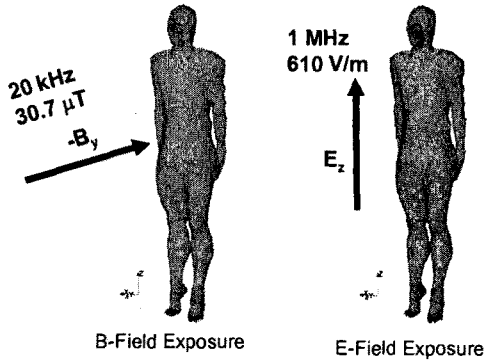


그림 5. 20(kHz) 자기장 노출과 1(MHz) 전기장 노출시 자기장과 전기장의 방향과 세기
 Fig. 5. Direction and strength of 20(kHz) magnetic field and 1(MHz) electric field for each exposure scenario

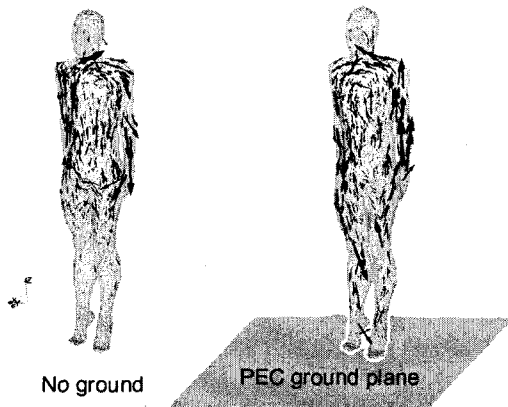


그림 6. 양쪽 발의 접지 조건에 따른 인체유도전류의 3차원 분포(20(kHz) 자기장 노출)
 Fig. 6. 3-D distribution of body induced current for different ground condition of both foot(20(kHz) magnetic field exposure)

먼저 20[kHz] 자기장에 노출된 경우 인체유도전류의 3차원 분포는 그림 6에, z-x 평면에 평행한 2차원 단면에서의 분포는 그림 7에 나와 있다. 그림에서 볼 수 있는 것처럼 자기장 노출의 경우 패러데이의 법칙에 의해 대부분의 유도전류는 팔과 어깨 등 인체의 양쪽 가장자리에 집중되며 주요 장기가 위치하는 몸통 중심부의 유도전류는 비교적 낮다. 또한 양

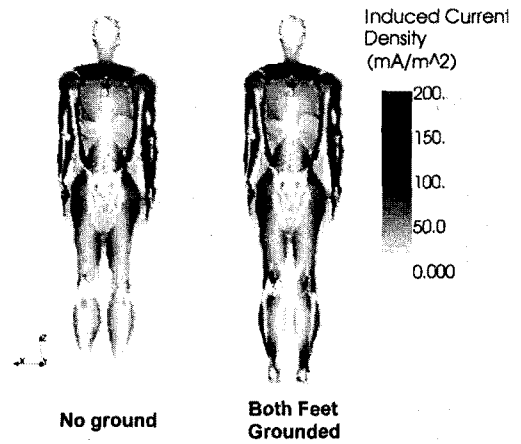


그림 7. z-x 평면에 평행한 단면($y=8.5(\text{cm})$)에서 양쪽 발의 접지 조건에 따른 인체유도전류의 분포(20(kHz) 자기장 노출)
 Fig. 7. Distribution of body induced current at z-x plane cut ($y=8.5(\text{cm})$) for different ground conditions of both foot (20(kHz) magnetic field exposure)

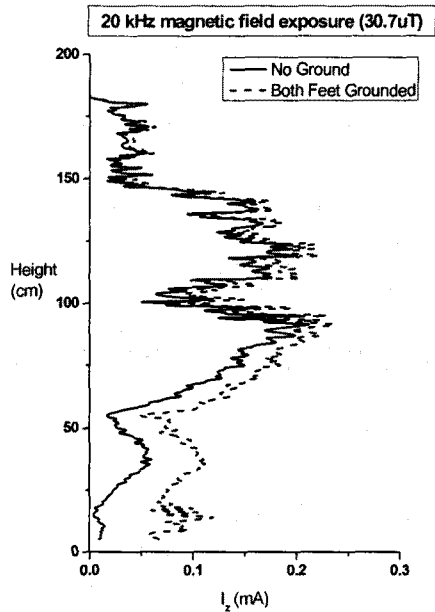


그림 8. 인체의 키 방향(z 축)에 따른 수직방향 인체유도전류의 분포(20(kHz) 자기장 노출)
 Fig. 8. Vertical body induced current distribution along z-axis(20(kHz) magnetic field exposure)

쪽 발을 접지시킨 경우 다리와 발목 등 하체의 유도전류가 약간 증가하는 것을 관찰할 수 있다.

인체 내에서 유도전류밀도의 최대값은 양발이 접지되지 않은 경우 $634.90[\text{mA}/\text{m}^2]$ 로 양발이 접지된 경우의 최대값 $636.25[\text{mA}/\text{m}^2]$ 와 비교하여 큰 차이가 없었다. 이러한 높은 유도전류밀도가 발생하는 곳은 손목 등의 극히 일부 지점이었으며, 머리와 몸통의 대부분 영역에서는 유도전류밀도가 $200[\text{mA}/\text{m}^2]$ 보다 낮은 값을 나타내었다. 또한 x-y 평면에 평행한 단면에서 z 좌표를 변화시키며 수직방향의 유도전류 합을 그래프로 나타내면 그림 8과 같다. 수직 방향 유도전류의 최대값은 $0.264[\text{mA}]$ 로 손목 높이 부근에서 발생하며, 인체보호기준에서 정의된 기준레벨인 $100[\text{mA}]$ 에 비하여 매우 낮은 값을 보였다. 따라서 $20[\text{kHz}]$ 자기장 노출의 경우 양발의 접지조건에 관계없이 인체유도전류는 기준값을 만족하는 것을 알 수 있다.

다음으로 $1[\text{MHz}]$ 전기장에 노출된 경우 인체유도전류의 3차원 분포는 그림 9에, z-x 평면에 평행한 2차원 단면에서의 분포는 그림 10에 나와 있다. 그림에서 볼 수 있는 것처럼 전기장 노출의 경우 유도전류는 소스 전기장과 비슷한 방향으로 유기되며, 대부분 무릎과 발목 부분에 집중된다. 특히 양쪽 발을 접지시킨 경우 하체의 유도전류가 크게 증가하는 것을 관찰할 수 있다.

인체 내에서 유도전류밀도의 최대값은 양발이 접지된 경우 $4.08 \times 10^3[\text{mA}/\text{m}^2]$ 로 양발이 접지되지 않은 경우의 최대값 $1.24 \times 10^3[\text{mA}/\text{m}^2]$ 와 비교하여 약 $229.03[\%]$ 증가했다. 높은 유도전류밀도가 발생하는 곳은 발목과 무릎 등이며, 머리와 몸통의 유도전류는 상대적으로 낮았다. x-y 평면에 평행한 단면에서 수직방향의 유도전류 합을 z 좌표에 따른 그래프로 나타내면 그림 11과 같다. 양쪽 발이 접지되지 않은 경우는 수직 방향 유도전류의 최대값이 $63.73[\text{mA}]$ 로 기준레벨을 만족하였으나, 양쪽 발이 접지된 경우는 최대값이 $166.17[\text{mA}]$ 로 $160.74[\%]$ 증가하였으며, 인체보호기준에서 정의된 기준레벨인 $100[\text{mA}]$ 를 초과하였다. 따라서 $1[\text{MHz}]$ 전기장 노출의 경우 양발의 접지조건이 인체유도전류의 분포와 크기에 큰 영향을 미치며, 노출 조건에 따라 전기장 소스가

기준레벨을 만족하더라도 그에 따라 유기되는 인체 유도전류는 기준값을 초과할 가능성이 있는 것을 알 수 있다. 자기장과 전기장 노출조건에 따른 수직방향 인체유도전류의 최대값과 양발이 접지될 경우의 증가율은 표 1에 정리하였다.

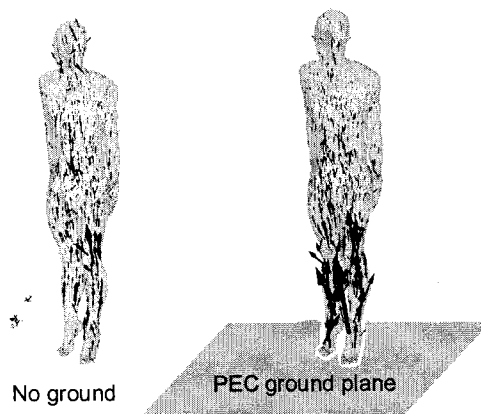


그림 9. 양쪽 발의 접지 조건에 따른 인체유도전류의 3차원 분포($1[\text{MHz}]$ 전기장 노출)

Fig. 9. 3-D distribution of body induced current for different ground condition of both foot($1[\text{MHz}]$ electric field exposure)

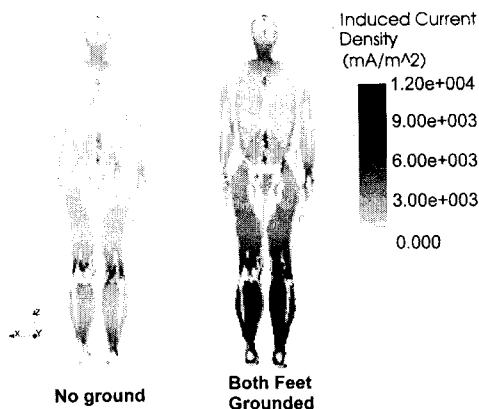


그림 10. z-x 평면에 평행한 단면($y=8.5[\text{cm}]$)에서 양쪽 발의 접지 조건에 따른 인체유도전류의 분포 ($1[\text{MHz}]$ 자기장 노출)

Fig. 10. Distribution of body induced current at z-x plane cut ($y=8.5[\text{cm}]$) for different ground conditions of both foot($1[\text{MHz}]$ electric field exposure)

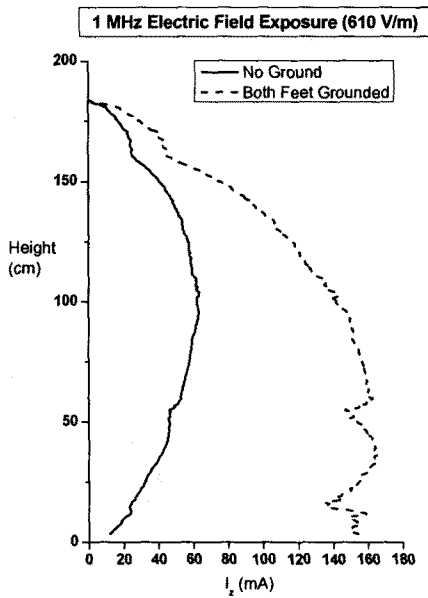


그림 11. 인체의 키 방향 (z 축)에 따른 수직방향 인체유도전류의 분포(1[MHz] 전기장 노출)
 Fig. 11. Vertical body induced current distribution along z-axis(1[MHz] electric field exposure)

표 1. 양발의 접지 조건에 따른 수직방향 인체유도전류의 최대값과 그 증가율
 Table 1. Maximum value of vertical body induced current and the rate of increase for different ground conditions

노출구분 \ 접지조건	No Ground	Both Feet Grounded	양발 접지에 따른 증가율
20[kHz] 30.7[μ T] 자기장 노출	0.240[mA]	0.264[mA]	10[%]
1[MHz] 610[V/m] 전기장 노출	63.73[mA]	166.17[mA]	160.74[%]

5. 결 론

본 연구에서는 중간주파수와 저주파 대역에서 효과적인 준정적 FDTD 기법을 FORTRAN 프로그래밍을 통해 직접 구현하고, 기존 FDTD 기법을 사용하기 어려운 테스트 모델에 적용하여, 타임스텝의

감소와 프로그램의 타당성을 확인하였다.

또한 개발된 준정적 FDTD 프로그램을 활용하여 20[kHz] 자기장에 대한 노출과 1[MHz] 전기장에 대한 노출, 양쪽 발이 접지된 경우와 그렇지 않은 경우 등 다양한 노출 시나리오에 대하여 3차원 고해상도 인체모델에 유기되는 인체유도전류를 분석하였다. 자기장 노출의 경우는 접지조건에 영향을 적게 받고 인체유도전류의 최대값도 작았으나, 전기장 노출에서는 소스 전기장의 세기가 기준레벨을 만족하더라도 양발이 접지된 경우 유도전류가 160.74[%] 증가하여 기준값을 초과하였다. 따라서 1[MHz] 대역에서 높은 전기장에 노출되는 직업인의 경우 절연이 잘 된 신발을 착용하여 유도전류를 감소시키는 것이 바람직한 것으로 판단된다.

본 연구에서 제안한 준정적 FDTD 기법은 중간주파수와 저주파 대역에서 인체유도전류의 안전성 평가 및 분석 이외에도 전자기장을 이용하는 치료 및 진단장치 개발과 인체통신 등 다양한 분야에서 인체 유도전류를 해석하는데 효과적으로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 숭실대학교 교내연구비 지원으로 이루어졌음.

References

- [1] International Commission on Non-ionizing Radiation Protection, "Guidelines for Limiting Exposure to Time-varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields(Upto 300[GHz])", Health Physics, Vol. 74, No. 4, pp. 494-522, 1998.
- [2] IEEE Std C95.1-2005, "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3[kHz] to 300[GHz]", 2006.
- [3] TTASKO-06.0151, "전자기장 노출에 대한 인체 보호기준", 2007.
- [4] S. Cecil, J. Conter, I. Ruiz, K. Larnedswandner, W. Giczi, G. Rabitsch, H. Molla-Djafari and G. Neubauer, "Numerical Simulations for Evaluation of Induced Current Densities in Welders", Abstracts for the Bioelectromagnetics Society 28th Annual Meeting, pp. 257-259, 2006.
- [5] H. Tarao, N. Hayashi and K. Isaka, "Comparison of Induced Currents in Real and Rotationally-Symmetrical Human Models by Exposure to Intermediate Frequency Magnetic Field from a Household Induction Heater Unit", Bioelectromagnetics Society 29th Annual Meeting Abstract Collection, pp. 240-241, 2007.

- [6] F. Zheng and Z. Chen, "Numerical Dispersion Analysis of the Unconditionally Stable 3D ADI-FDTD Method", IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques, Vol. 49, No. 5, pp. 1006-1009, 2001.
- [7] 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.
- [8] W. T. Kaune and M. F. Gillis, "General Properties of the Interaction Between Animals and ELF Electric Fields", Bioelectromagnetics, Vol. 2, pp. 1-11, 1981.
- [9] A. W. Guy, S. Davidow, G. Y. Yang, and C. K. Chou, "Determination of Electric Current Distributions in Animals and Humans Exposed to a Uniform 60(Hz) High Intensity Electric Field", Bioelectromagnetics, Vol. 3, pp. 47-71, 1982.
- [10] 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.
- [11] Ae-kyoung Lee, Woo Young Choi, Min Suk Chung, Hyung-do Choi and Jae-ick Choi, "Development of Korean Male Body Model for Computational Dosimetry", ETRI Journal, Vol. 28, No. 1, pp. 107-110, 2006.
- [12] 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.

◇ 저자소개 ◇

변진규 (邊陳奎)

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

관심분야 : 인체유도전류 평가, 전자소자 최적설계 등