

# 분산 알고리즘에 따른 광대역 펄스 전자파 노출에 대한 인체 노출량 해석

## Analysis of Human Exposure to Wideband Pulse EMF Dependent on the Dispersion Algorithm

가원석 · 김태홍\* · 김정란\*\* · 백정기\*

Won-Suk Ka · Tae-Hong Kim\* · Jeong-Ran Kim\*\* · Jeong-Ki Pack\*

### 요 약

이 논문에서는 광대역 펄스 전자파에 노출된 인체 두부를 생체 조직의 분산 특성을 고려하여 SA(Specific Absorption) 분포를 해석하였다. 생체 조직의 분산 특성은 4차 Cole-Cole 모델로 특성지어지는 데, 현재 4차 Cole-Cole 모델을 FDTD에 정확히 적용시킬 수 있는 분산 알고리즘이 없다. 따라서 본 논문에서는 FDTD 알고리즘에 적용 가능한 생체 조직의 분산 특성을 1차 Cole-Cole 모델과 3차 Debye 모델을 적용한 FDTD 분산 알고리즘을 이용하여 SA를 해석하였다. 각 모델의 타당성을 먼저 조사한 후, 조직의 분산이 SA 분포에 미치는 영향을 연구하였다.

### Abstract

In this paper, the SA(Specific Absorption) distribution in a human head, exposed to wideband pulse EMF, has been analyzed by taking into account the dispersion characteristics of biological tissues. The dispersive properties of biological tissues are characterized by the 4th Cole-Cole model. Currently, there is no dispersive FDTD algorithm to implement the 4th Cole-Cole model accurately. Thus, in this paper the FDTD methods with the dispersive algorithm for the 1st-order Cole-Cole model and the 3rd-order Debye model were used for SA analysis. The validity of each model has been investigated first, and then the effects of dispersion on SA distribution have been studied.

Key words : (FD)<sup>2</sup>TD, Dispersion, SA, Cole-Cole, Debye

### I. 서 론

인체의 전자파 노출에 대한 유해성에 관해서 많은 논란이 현재까지 지속되고 있다. 국내에서는 2000년 말에 인체 보호 기준을 고시하고, 2002년부터 휴대폰에 대한 노출량을 강제 규제하고 있다. 현재 휴대폰의 전자파 노출에 대한 SAR 해석은 협대역 신호를 사용하고 있기 때문에 단일 주파수인 정현파를

인가하여 해석하고 있다. 그러나 향후 유비쿼터스 환경에서의 휴대용 기기의 컨버전스나 차세대 이동통신 서비스 등으로 인하여 광대역 혹은 다중 대역 서비스가 제공될 것으로 예상된다. 생체 조직은 주파수 대역에 따라 분산 특성을 가지므로 광대역 신호에 대한 전자파 노출량 해석시 생체 조직의 분산 특성도 적절히 고려되어야 할 것이다.

광대역 신호에 대한 분산 매질의 FDTD 해석 방

「본 연구는 정보통신부 및 정보통신연구진흥원의 대학 IT 연구센터 지원사업의 연구 결과로 수행되었음. 우리산업(Woori Industrial)」

\*충남대학교 전자파환경기술연구센터(Electromagnetic Environment Research Center, Chungnam National University)

\*\*충남대학교 전파공학과(Dept. of Radio Science & Engineering, Chungnam National University)

· 논문 번호 : 20060607-059

· 수정완료일자 : 2006년 7월 7일

법은 Recursive Convolution, Differential Method, z-Transform 방법 등이 주로 사용된다<sup>[1]</sup>. Recursive Convolution 법은 메모리를 최소로 이용하면서 계산 속도가 빠른 장점이 있으나 분산 오차가 커서 정확성이 떨어지는 단점이 있고, Differential Method는 분산 오차가 작은 장점은 있으나 계산 시간이 오래 걸리고, 고차 미분이 포함됐을 경우 이산화를 하기 어려운 단점이 있다. z-Transform의 경우는 분산 알고리즘을 시간 영역으로 변환한 후 샘플링 절차를 거친다. 본 논문에서는 일반적으로 4차 Cole-Cole 모델로 표현되는 생체 조직의 분산 특성을 적절히 고려하기 위해 주어진 주파수 대역에서 적용 가능한 1차 Cole-Cole 모델과 3차 Debye 모델로 분산 알고리즘을 적용시킨 FDTD 방법을 사용하여 각 모델의 타당성을 조사하고, 조직의 분산 특성이 광대역 펄스에 의한 인체 머리 내부의 SA 분포에 미치는 영향을 연구하였다.

## II. 생체 조직의 분산 특성

생체 조직은 일반 유전체와는 달리 주파수에 따라 유전을 및 전도율의 변화가 크다. 생체 조직의 분산 영역은 그림 1의  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  분산이라는 세 부분의 주요 분산 영역으로 구분할 수 있다.  $\alpha$  분산은 세포막에서의 이온 확산과 관련되고, 매우 큰 유전율 값을 가지는 영역이다.  $\beta$  분산은 유기 고분자와 세포막의 분극 때문에 발생하고, 수백 kHz 주파수 대역에서 형성된다. 마지막으로  $\gamma$  분산은 GHz 대역에서 발생한다. 생체 조직은 80% 이상이 물로 구성되어 있어서  $\gamma$  분산은 체액의 분자 분극 때문에 발생한다. 그림 2는 가브리엘의 연구 결과로서 생체 조직의 분산 특성을 4차 Cole-Cole 모델로 근사화시킨 결과이다<sup>[2]</sup>.

그림 2에서 알 수 있듯이 생체 조직의 분산 특성은

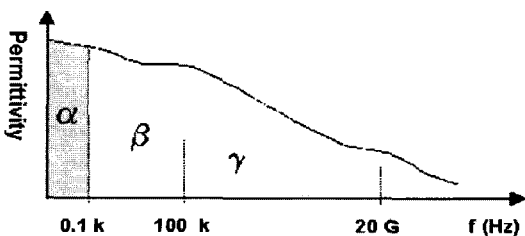


그림 1. 유전율의 분산 영역 구분  
Fig. 1. Dispersion region of the permittivity.

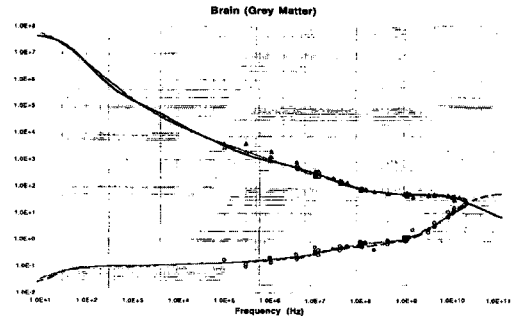


그림 2. 생체 조직의 분산 특성  
Fig. 2. The dispersion characteristics of biological tissue.

4차 Cole-Cole 모델( $N=4$ )로 잘 나타낼 수 있다<sup>[2],[3]</sup>. 식 (1)은  $N$ 차 Cole-Cole 관계식을 나타낸다.

$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{n=1}^N \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon_0} \quad (1)$$

(단,  $\epsilon_\infty$ 는 테라헤르쯔에서 유전상수,  $\tau_n$ 는 시상수,  $\alpha_n$ 는 0과 1 사이의 계수,  $\Delta\epsilon_n$ 는 주파수 대역내에서 유전율차,  $\sigma$ 는 전도율이다.)

식 (2)는 식 (1)의 Cole-Cole 모델 관계식에서  $\alpha_n$ 이 0인 특수한 경우의 관계식으로  $N$ 차 Debye 모델로 불린다.

$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_\infty + (\epsilon_s - \epsilon_\infty) \sum_{n=1}^N \frac{A_n}{1 + j\omega\tau_n} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon_0} \quad (2)$$

(단,  $\epsilon_s$ 는 DC에서 유전상수임.)

Debye 모델과 같이  $\alpha_n$ 의 값이 정수인 경우에는 FDTD 계산에 고차의 분산 모델을 쉽게 적용시킬 수 있다. 그러나  $\alpha_n$ 이 정수가 아닌 고차 Cole-Cole 모델을 FDTD 계산에 정확히 적용시킬 수 있는 알고리즘은 현재 없다. 반면, 1차 Cole-Cole 모델은 Recursive Convolution 알고리즘을 사용하면 FDTD 계산에 정확히 적용시킬 수 있다. 4차 Cole-Cole 모델은 z-transform에 의한 근사적인 접근 방법으로 구현할 수는 있으나  $\alpha$ 값에 따라 Taylor 근사에 의한 오차가 크게 발생할 수 있다<sup>[4]</sup>.

한편 생체 조직의 분산 특성과 관련하여 1차 Cole-Cole 모델은 고주파 대역에서 생체 조직의 분산 특성을 비교적 잘 나타낸다. 반면에 Debye 모델은 고차의 모델도 FDTD 계산에 비교적 쉽게 적용할 수

있다는 장점이 있으나 4차 Cole-Cole 모델과의 오차는 실제 10 %로 무시할 수 없는 정도로 크며, 특히 분산 pole 부근에서의 오차가 크다<sup>[5]</sup>.

### III. Cole-Cole 모델에 대한 FDTD 방법

본 절에서는 1차 Cole-Cole 모델을 Recursive Convolution 알고리즘을 사용하여 FDTD 계산에 적용시키는 과정을 기술하였다. 먼저 식 (3)은 맥스웰 컬 방정식을 분극 벡터를 이용해서 나타낸 식이다. 1차 Cole-Cole 모델의 경우 식 (4)에 주어진 분극  $P$ 는 식 (5)와 같이  $\alpha$ 차 편미분 방정식으로 나타낼 수 있다. 아래 식에서 위치 좌표는 편의상 생략하였다.

$$\nabla \times \vec{H} = \epsilon_0 \epsilon_\infty \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \frac{\partial \vec{P}}{\partial t} + \sigma \vec{E} \quad (3)$$

$$\vec{P}(\omega) = \epsilon_0 \chi(\omega) \vec{E}(\omega) \quad (4)$$

$$(\text{단, } \chi(\omega) = \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau)^\alpha} \text{임.})$$

식 (4)를 시간 영역에 대해 나타내면 아래 식과 같다.

$$\tau^\alpha \frac{\partial^\alpha \vec{P}(t)}{\partial t^\alpha} + \vec{P}(t) = \epsilon_0 \Delta \epsilon \vec{E}(t), (\Delta \epsilon = \epsilon_s - \epsilon_\infty) \quad (5)$$

분극  $\vec{P}$ 는 convolution 관계식으로 나타내면  $\alpha$ 차 미분을 감마함수( $\Gamma$ )를 이용하여

$$\frac{\partial^\alpha \vec{P}(t)}{\partial t^\alpha} = \frac{1}{\Gamma(1-\alpha)} \frac{d}{dt} \int_0^t u^{-\alpha} \vec{P}(t-u) du \quad (6)$$

와 같고, 식 (6)을 이산(異散)시키면 식 (8)의  $I_n$ 의 관계식으로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\frac{\partial^\alpha \vec{P}(t)}{\partial t^\alpha} \Big|_{n\Delta t} \approx \frac{1}{\Gamma(1-\alpha)} \frac{I^{n+1} - I^n}{\Delta t} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} I_n &= \sum_{m=0}^n \int_{m\Delta t}^{(m+1)\Delta t} u^{-\alpha} du \\ &= \sum_{m=0}^n \frac{\Delta t^{1-\alpha}}{1-\alpha} ((1+m)^{1-\alpha} - m^{1-\alpha}) \end{aligned} \quad (8)$$

$I_n$ 에 대한 표현식을 FDTD 계산에 적용시키기 위해서

$$(m+1)^{1-\alpha} - m^{1-\alpha} = \sum_{j=1}^{N_f} a_j e^{-b_j m},$$

$$(m=1, 2, \dots, n) \quad (9)$$

로 선형화하면 다음과 같은 순환 관계식을 구할 수 있다<sup>[6]</sup>.

$$\begin{aligned} \vec{P}^n &= \left(1 - \frac{1}{A}\right) \vec{P}^{n-1} - \frac{1}{A} \sum_{j=1}^{N_f} B_j \vec{\Psi}_j \\ &+ \epsilon_0 \Delta \epsilon \vec{E}^{n-1} \end{aligned} \quad (10)$$

$$\vec{\Psi}_j^n = a_j (\vec{P}^n - \vec{P}^{n-1}) + e^{-b_j} \vec{\Psi}_j^{n-1} \quad (11)$$

여기서  $a_j$ 와  $b_j$ 는 선형화 변수이며,  $A = \tau^{1-\alpha} \Delta t^{\alpha-1} \sum_{j=1}^{N_f} a_j / \Gamma(\alpha+1)$ ,  $B_j = e^{-b_j}$ 이다. 윗 식에 주어진 상수  $N_f$ 는 생체 조직의  $\alpha$ 값에 대해 보통 4~7 정도이며, 본 논문에서는 5로 근사화 하였다.

$$\begin{aligned} \epsilon_0 \epsilon_\infty \frac{\vec{E}^{n+1} - \vec{E}^n}{\Delta t} + \frac{\vec{P}^{n+1} - \vec{P}^n}{\Delta t} \\ = \nabla \times \vec{H}^{n+1/2} - \sigma \vec{E}^n \end{aligned} \quad (12)$$

식 (10)을 식 (12)의 맥스웰 컬 방정식에 넣어서 정리하면 전기장에 대한 최종 FDTD 분산 알고리즘을 아래와 같이 나타낼 수 있다<sup>[7],[8]</sup>.

$$\begin{aligned} \vec{E}^{n+1} &= \frac{1}{\epsilon_\infty} \left[ \left( \epsilon_\infty + \Delta \epsilon - \frac{\sigma \Delta t}{\epsilon_0} \right) \vec{E}^n \right] \\ &+ \frac{1}{\epsilon_0 A} \left( \vec{P}^n + \sum_{j=1}^{N_f} B_j \vec{\Psi}_j \right) \\ &+ \frac{\Delta t}{\epsilon_0} (\nabla \times \vec{H}^{n+1/2}) \end{aligned} \quad (13)$$

생체 조직은 자성체가 아니므로 자기장에 관한 관계식은 일반 FDTD 관계식과 같다. 따라서 1차 Cole-Cole 모델에 대한 Recursive Convolution 알고리즘에 의한 FDTD 계산은 자기장, 식 (11)~(13) 순으로 계산한다.

### IV. Debye 모델에 대한 FDTD 방법

먼저 1차 Debye 모델에 대한 시간 영역 분산 관계식은 다음과 같다.

$$\vec{D}(t) = \epsilon_0 \epsilon_\infty \vec{E}(t) + \vec{P}(t) \quad (14)$$

$$\vec{P}(t) = \epsilon_0 \int_0^t \vec{E}(t-t') \chi(t') dt' \quad (15)$$

$$(\text{단, } \chi(t) = \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{\tau} e^{-t/\tau} U(t) \text{임.})$$

식 (14)를 이산화하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\vec{D}^{n+1} = \epsilon_0 \epsilon_\infty \vec{E}^{n+1} + \epsilon_0 \sum_{m=0}^n \vec{E}^{n+1-m} \chi_m \quad (16)$$

$$\begin{aligned} \chi_m &= \int_{m\Delta t}^{(m+1)\Delta t} \chi(t') dt' \\ &= (\epsilon_s - \epsilon_\infty) e^{-m\Delta t/\tau} (1 - e^{-\Delta t/\tau}) \end{aligned} \quad (17)$$

식 (16)과 (17)을 맥스웰 컬 방정식에 이산화 식 (12)에 적용시키면 1차 Debye 모델에 관한 전기장 표현식은 아래와 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} \vec{E}^{n+1} &= \frac{1}{\epsilon_0(\epsilon_\infty + \chi_0)} [(\epsilon_0 \epsilon_\infty - \sigma \Delta t) \vec{E}^n \\ &\quad + \epsilon_0 \vec{\Psi}^n + \Delta t (\nabla \times \vec{H}^{n+1/2})] \end{aligned} \quad (18)$$

$$\begin{aligned} \Psi^n &= \sum_{m=0}^{n-1} \vec{E}^{n-m} \Delta \chi_m \\ &= \vec{E}^n \Delta \chi_0 + e^{-\Delta t/\tau} \vec{\Psi}^{n-1} \end{aligned}$$

(단,  $n \geq 1$ ,  $\Delta \chi_0 = (\epsilon_s - \epsilon_\infty)(1 - e^{-\Delta t/\tau})^2$ ) (19)

1차 Debye 모델을  $N$ 차 Debye 모델,

$$\begin{aligned} \chi(t) &= \sum_{k=1}^N \frac{\Delta \epsilon_k}{\tau_k} e^{-t/\tau_k} U(t), \\ (\Delta \epsilon_k &= (\epsilon_s - \epsilon_\infty) A_k) \end{aligned} \quad (20)$$

로 쉽게 확장시킬 수 있다. 이 경우  $\vec{\Psi}$ 와  $\chi_0$ 는 아래와 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} \vec{\Psi}^n &= \sum_k \vec{\Psi}^{k,n} \\ \vec{\Psi}^{k,n} &= \vec{E}^n \Delta \chi_0^k + e^{-\Delta t/\tau_k} \vec{\Psi}^{k,n-1} \end{aligned} \quad (21)$$

( $\chi_0 = \sum_k \chi_0^k$ ,  $\Delta \chi_0^k = A_k (\epsilon_s - \epsilon_\infty) (1 - e^{-\Delta t/\tau_k})^2$ )

3차 Debye 모델에 대한 FDTD 계산은 자기장, 식 (21), 식 (18) 순으로 계산한다.

### V. 분산 모델별 오차와 시뮬레이션

그림 3은 시뮬레이션에 이용된 ETRI에서 개발한 한국인 머리의 팬텀 구조를 나타낸다.

팬텀 모델은 걸질뼈, 피부, 지방 등 총 17개 조직으로 구성되어 있고, 전체 셀 사이즈는  $70 \times 90 \times 76$ 이며, 단위 셀 크기는 3 mm이다. 표 1은 그림 3의 팬텀 모델을 구성하는 17개의 각 조직의 종류와 전체 머리 모델에서 차지하고 있는 구성(체적) 비율을 나타

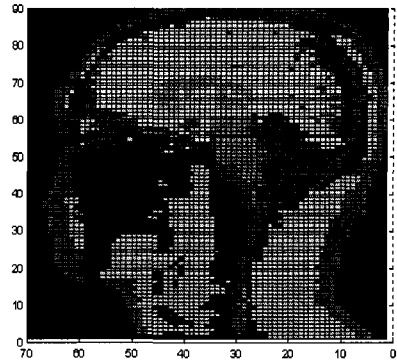


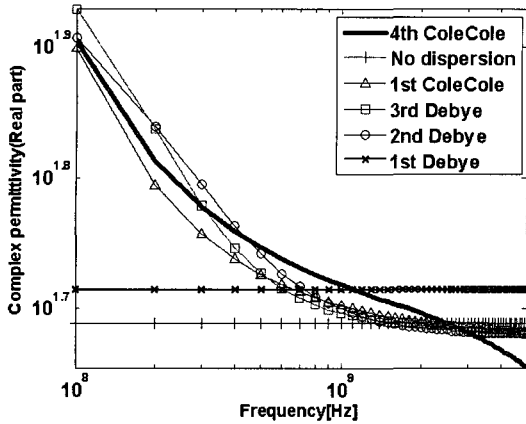
그림 3. 한국인 머리 팬텀 모델  
Fig. 3. Korean head-phantom model.

표 1. 머리 조직 종류와 구성 비율  
Table 1. Tissues of the head-phantom and the ratio of their volume.

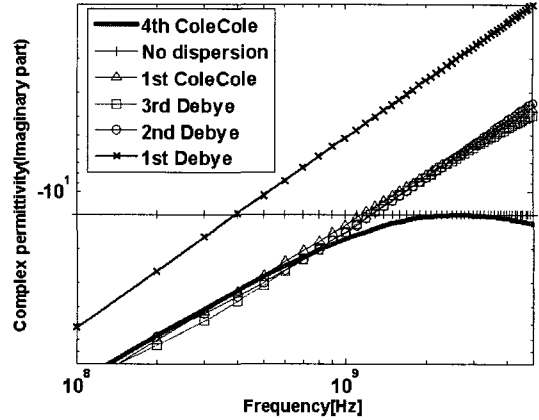
조직 번호	조직 종류		비율(%)
1	Blood	혈액	0.31
2	Bone cortical	걸질뼈 뼈세관	16.37
3	Cartilage	연골	0.14
4	Cerebellum	소뇌	3.67
5	Cerebro spinal fluid	대뇌척수액	4.52
6	Eye tissue	눈조직	0.27
7	Fat	지방	3.12
8	Gray matter	회색질	22.00
9	Lens nucleus	수정체 신경핵	0.01
10	Muscle(parallel fiber)	근육(평행섬유)	20.29
11	Muscle(transverse fiber)	근육(수직섬유)	3.75
12	Nerve(spinal chord)	중추신경	1.81
13	Skin(dry)	피부(건조)	8.01
14	Skin(wet)	피부(젖음)	14.17
15	Thyroid thymus	가슴샘	0.06
16	Tongue	혀	1.43
17	Trachea	기관	0.07
17개 조직			100

낸다.

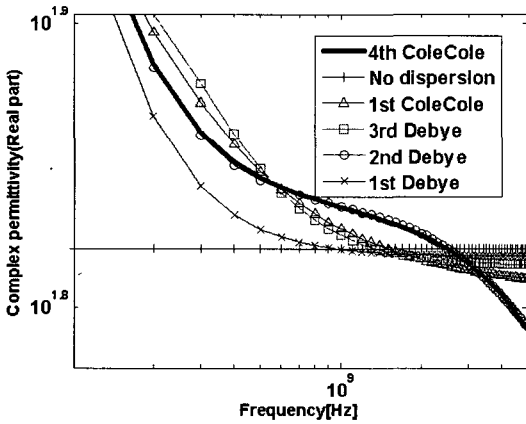
그림 4는 그림 3의 팬텀 구조 중에서 주요 조직인 회색질, 걸질뼈의 두 조직에 대한 주파수에 따른 복소 유전율의 실수부와 허수부의 분산 특성을 나타낸다. 분산을 고려하지 않았을 경우, 생체 조직(4차 Co-



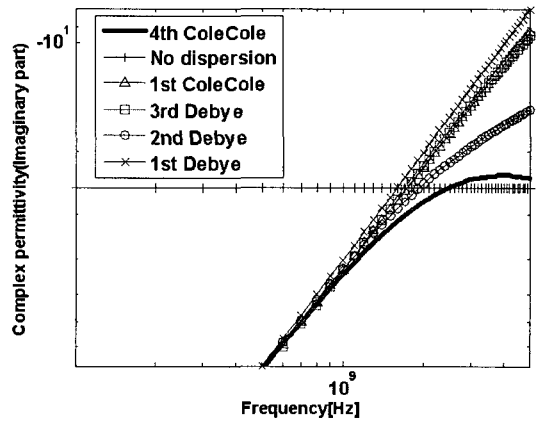
(a) 회색질의 복소 유전율 실수 부분  
(a) Real part of complex permittivity of grey matter



(b) 회색질의 복소 유전율 허수 부분  
(b) Imaginary part of complex permittivity of grey matter



(c) 걸질뼈의 복소 유전율 실수 부분  
(c) Real part of complex permittivity of bone cortical



(d) 걸질뼈의 복소 유전율 허수 부분  
(d) Imaginary part of complex permittivity of bone cortical

그림 4. 모델링 방법에 따른 조직별 분산 특성  
Fig. 4. Dispersion characteristics of the tissues depending on the modelling methods.

le-Cole 모델)을 1차 Cole-Cole 모델과 1~3차 Debye 모델로 10 kHz~5 GHz 주파수 대역에서 최소 자승에러(LMSE)법을 이용하여 최적화시켜 근사하였을 때의 복소 유전율을 비교하였다. 최적화 과정은 복소 유전율의 실수부를 먼저 최적화한 후, 허수부를 전도율 값으로 최적화시켰다. 분산 특성을 고려하지 않은 경우(No dispersion)는 2.5 GHz에서 생체 조직(4차 Cole-Cole 모델)의 복소 유전율 값을 이용했다.

표 2는 각 모델의 그림 3의 팬텀 구조에서 조직의 비율을 고려한 복소 유전율의 평균 제공근 오차(root mean square error)를 나타낸다. 표 2에 주어진 것과 같이 2차 Debye, 1차 Cole-Cole, 3차 Debye, 1차 De-

bye, No dispersion 순으로 평균 제공근 오차가 크게

표 2. 각 모델의 유전율의 평균 제공근 오차  
Table 2. Root-mean-square error of the permittivity for each model.

모델	복소 유전율(평균 오차)	
	실수부	허수부
No dispersion	4.13	21.64
1st Debye	3.88	10.76
2nd Debye	1.32	5.34
3rd Debye	2.51	8.22
1st Cole-Cole	1.79	6.58

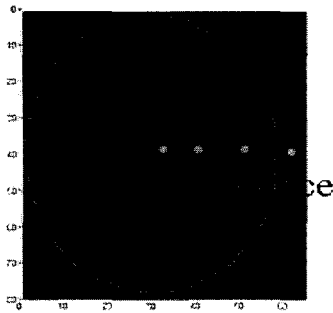


그림 5. 겉질뼈로 이루어진 타원체 모델  
Fig. 5. Elliptic model filled by the bone cortical.

나타났다. 주파수 대역을 일정 구간으로 한정해서 최적화를 수행하였기 때문에 주어진 주파수 대역에서는 관련되는 분산 pole이 2개 밖에 없으므로 2차 Debye 모델이 3차 Debye 모델보다 오차가 적은 결과가 나타났다.

그림 5는 시뮬레이션에 위한 겉질뼈로 채워진 인체 머리와 크기가 유사한 타원체 모형을 나타낸다. 전파 발생원은 이상적인 점원(點源) 포인트 소스로 가정하였다.

그림 6은 그림 5에 주어진 모델에 대한 시뮬레이션에 이용된 중심 주파수 3 GHz, 펄스폭 0.35 ns의 변조된 가우시안 펄스의 시간 영역 파형과 주파수 영역 스펙트럼을 보인 것이다. 분산 알고리즘에 따른 영향을 살펴보기 위하여 생체 조직의 분산 특성에 의한 유전을 특성 변화가 크지 않도록 2.5~3.5 GHz 주파수 대역으로 한정되었다. 셀 크기는 3 mm, 시간스텝은 5.78 ps, 반복 회수는 4,000회이고, 경계 조건은 PML 법을 이용하였다.

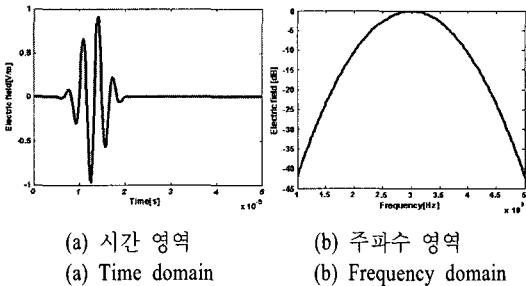
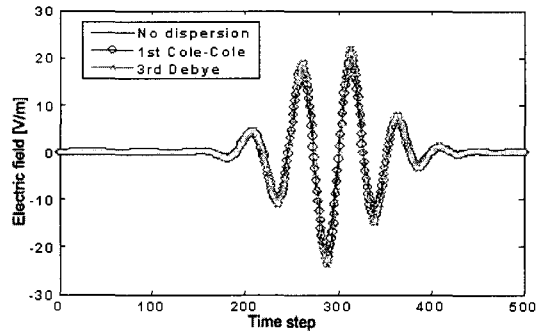
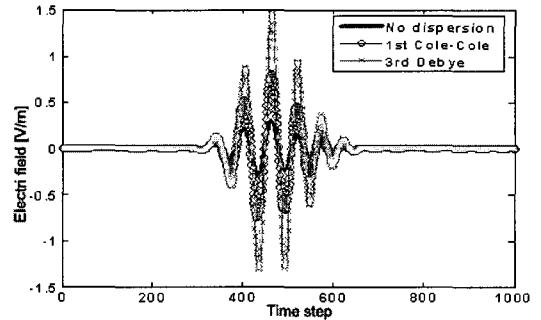


그림 6. 변조된 가우시안 입사 파형  
Fig. 6. Incident waveform of the modulated Gaussian pulse.

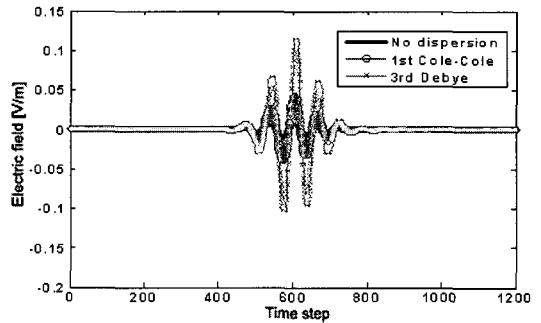
그림 7은 그림 5의 시뮬레이션 조건에서 소스 위치점에서부터 각각 10, 20, 30 셀만큼 떨어진 위치에서 시간 스텝당 전기장 세기를 나타낸다. P1에서는 소스 위치와 가깝고, 타원체 표면에 가깝기 때문에 세 모델이 거의 비슷한 결과가 나왔고, P2, P3와 같이 내부의 위치에서는 3차 Debye, 1차 Cole-Cole,



(a) P1에서 전기장 세기  
(a) Electric field strength at P1



(b) P2에서 전기장 세기  
(b) Electric field strength at P2



(c) P3에서 전기장 세기  
(c) Electric field strength at P3

그림 7. 타원체 내부에서 전기장 세기  
Fig. 7. Electric field strength in the elliptic model.

No dispersion 순으로 내부 전기장 세기가 크게 나타났다. 타원 내부로 들어갈수록 유전체의 전도율에 의한 에너지 손실 때문에 전기장의 세기가 작아지는 것을 알 수 있으며, 각 모델에 유전율과 전도율이 다르기 때문에 감소량이 다르게 나타난다.

광대역 펄스 신호에 노출된 전자과 영향은 아래 식과 같이 정의된 단위 조직질량 당 흡수된 에너지, 즉 SA(Specific Absorption)로 나타낸다.

$$SA = \Delta t \sum_n \left( \frac{\sigma_{i,j,k} |\vec{E}_{i,j,k}^n|^2}{\rho_{i,j,k}} \right) \quad [\text{J/kg}] \quad (22)$$

그림 8은 P1, P2, P3를 포함하는 타원체 단면에서 세 모델에 대한 SA 분포를 나타낸 것이다. 세 모델 모두 입사 포인트 주변에서 SA 값이 큰 결과가 나왔고, Debye 모델의 SA 값이 가장 높은 값과 넓게 크게 분포되어 있고, Cole-Cole 모델의 경우가 가장 작은 SA 값의 결과가 나왔다.

그림 9는 복소 비유전율 값의 변화에 따른 SA에 미치는 영향을 알아보기 위하여 No dispersion 모델에서 걸질빠로 구성된 타원체 구조의 전도율을 3 GHz 값으로 고정시킨 후 유전율의 값을 변화시켰을 때 타원체 내부의 평균 SA 값이 보인 것이다. 계산 결과 유전상수 값이 커질수록 평균 SA 결과 값은 작

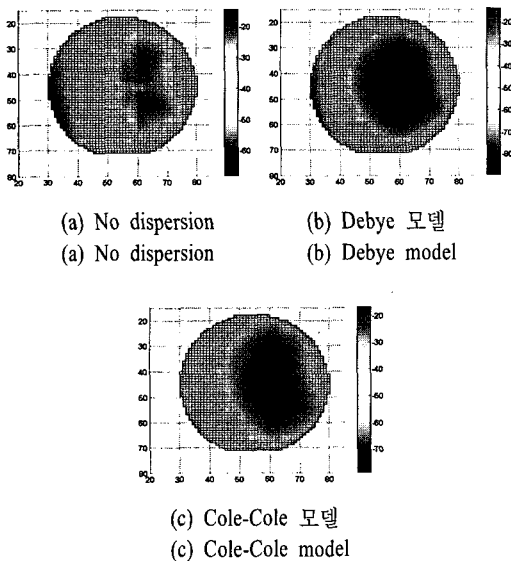
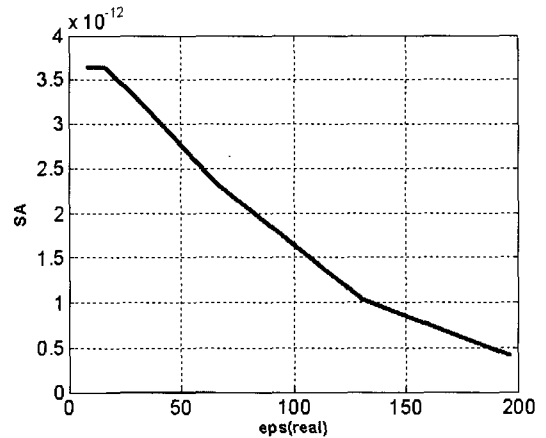
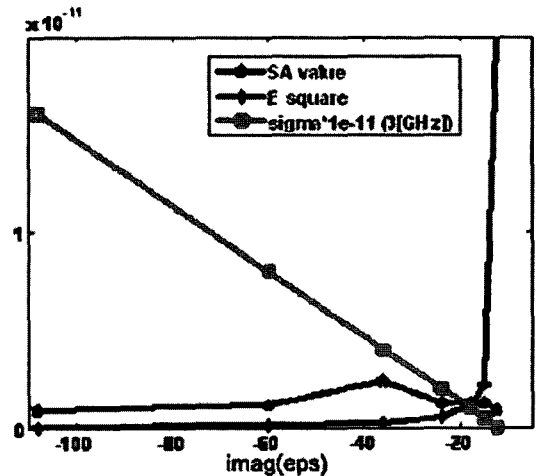


그림 8. 타원체 내부의 각 모델별 SA 분포 비교  
Fig. 8. Comparison of the SA distribution for each modeling method in the elliptic head.

아졌다. 이것은 상대 유전을 값이 커질수록 공기와 매질 사이의 반사 계수가 커지고, 타원체 내부로 들어가는 투과파가 작아져서 내부로 흡수되는 에너지도 작아졌기 때문이다. 그림 9(b)는 걸질빠의 복소 비유전율의 실수값을 고정시킨 후 허수값, 즉 전도율을 변화시켰을 때 결과이다. 허수부의 값이 음수에서 0으로 갈수록 전도율은 0으로 수렴하고, 내부 전기장의 세기는 손실이 0으로 되기 때문에 증가하



(a) 복소 비유전율의 실수부 변화에 따른 SA의 변화  
(a) SA dependence as real part variation of the complex permittivity



(b) 복소 비유전율의 허수부 변화에 따른 SA의 변화  
(b) SA dependence as imaginary part variation of the complex permittivity

그림 9. 복소 비유전율의 변화에 따른 SA의 변화  
Fig. 9. SA dependence as variation of the complex permittivity.

표 3. 각 조직과 분산 모델별 평균 SA 결과  
Table 3. Average SA results for tissues and dispersive models.  
단위: [pJ/kg]

Tissue \ Model	No dispersion	1st Cole-Cole	3rd Debye
Bone cortical	1.20	0.94	1.86
Fat	5.36	1.77	5.86
Gray matter	3.62	2.03	3.70
Muscle	3.47	2.54	3.08
Skin	3.86	2.34	3.48

는 것을 알 수 있다. SA 계산 값은 전도율과 내부전기장 세기의 제곱에 비례하고, 전도율과 내부 전기장은 역의 관계가 있다. 따라서 평균 SA 값에 대해서는 복소 비유전율의 실수부, 전도율이 복합적으로 작용하게 된다.

표 3은 결절뼈, 지방, 회색질, 근육, 피부의 5개 조직을 각각 No dispersion, 1차 Cole-Cole, 3차 Debye 모델을 적용해서 FDTD 알고리즘을 이용하여 계산한 평균 SA 값이다. 시뮬레이션 결과로써 3차 Debye 모델의 경우, 전기장의 세기가 가장 크면서 분산 특성 중 전도율은 Cole-Cole 모델보다 작기 때문에 가장 큰 평균 SA 값이 나왔고, Cole-Cole 모델의 경우 전도율 값이 가장 적고, 전기장의 세기도 다른 모델에 비해 작기 때문에 평균 SA 값이 가장 적게 나왔다.

지금까지는 대역폭이 1 GHz 정도로서 분산 특성이 크지 않은 경우에 대한 분산 알고리즘의 특성을 살펴보았다. 실제 인체 두부 모델에서의 분산 특성이 미치는 영향을 살펴보기 위해 그림 3의 한국인 팬텀 모델에 대해 이상적인 포인트 소스를 가정하고 시뮬레이션 하였다. 시뮬레이션에 사용된 펄스는 5 GHz 대역을 갖는 중심 주파수 2.5 GHz, 펄스 폭 0.075 ns인 변조된 가우시안 펄스로서 그림 10의 시간 영역 파형 및 주파수 영역 스펙트럼을 보인 것이다.

타원체 구조에서와 마찬가지로 세 분산 알고리즘을 사용하여 FDTD 시뮬레이션을 수행하였으며 셀 크기는 3 mm, 시간 스텝은 5.78 ps, 반복 회수는 4,000회이고, 경계 조건은 PML 법을 이용하였다.

그림 11은 소스 위치에서부터 머리 내부 방향에 대한 직선 경로에서 각 셀 위치에 따른 모델별 SA 값에 대한 시뮬레이션 결과를 보인 것이다. 그림 11

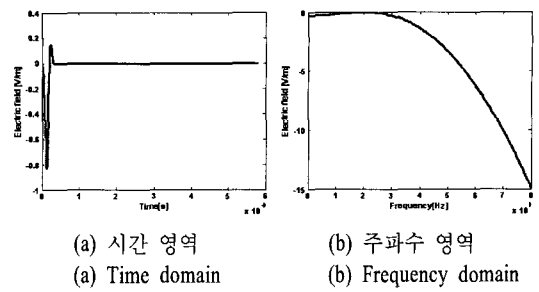


그림 10. 변조된 가우시안 입사 파형  
Fig. 10. Incident waveform of the modulated Gaussian pulse.

에서 소스 위치에 가까운 피부 조직에서 최대 피크치를 갖고 머리 내부 방향으로 지수 함수 형태로 감소하는 것을 알 수 있다. 피크치는 반사 계수와 관련된 실수의 유전상수 값과 관련되고, 지수 함수 형태의 감소 기울기는 전도율 값의 영향이 크다. No dispersion과 3차 Debye 모델이 피크치가 비슷하게 나왔고, Cole-Cole 모델의 경우 작게 나왔는데, 그 이유는 소스 위치에서 가까운 피부 지점이라 전기장의 세기는 세 모델 모두 비슷하지만 전도율이 3차 Debye와 No dispersion 경우가 더 크기 때문이다.

그림 12는 각 모델에 대한 중앙 단면의 SA 결과 분포를 나타낸 것이다. 그림 11의 결과와 마찬가지로 세 모델 모두 소스에 가까운 귀 부근에서 최대 SA 값을 갖고, 대부분 집중되어 있음을 알 수 있다.

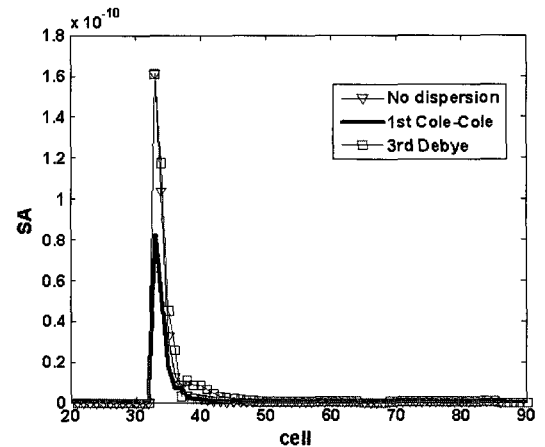


그림 11. 셀 깊이에 따른 SA 값 비교  
Fig. 11. Comparison of the SA values for the cell depth.



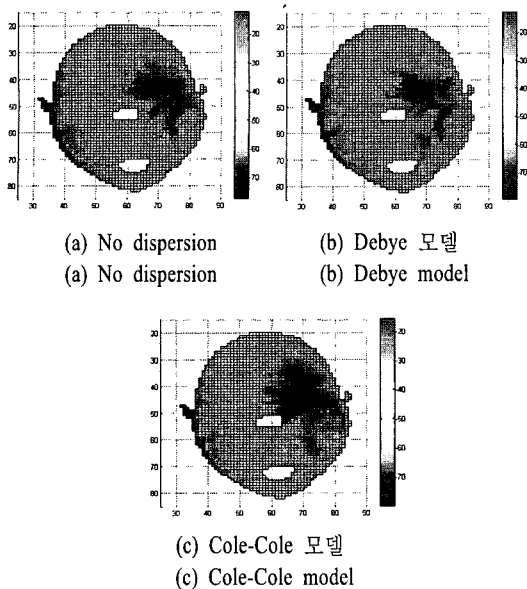


그림 12. 모델에 따른 두부 팬텀 내부의 SA 분포  
Fig. 12. SA distribution in the head-phantom for each dispersion model.

표 4. 분산 모델에 따른 평균 SA 값 비교  
Table 4. Comparison of average values for each dispersion model.

Model	Average SA [pJ/kg]
No dispersion	0.73
1st Cole-Cole	0.40
3rd Debye	1.08

표 4는 분산 모델에 따른 두부 팬텀 내부의 평균 SA 값을 보인 것이다. 표 4의 결과를 살펴보면 표 3의 단일 매질에서와 비슷하게 3차 Debye 모델로 근사한 경우가 가장 크게 나타나고, 1차 Cole-Cole 모델이 가장 작게 나타났다. 3차 Debye 모델은 No dispersion의 경우보다 흡수되는 평균 SA 값이 약 1.48배 정도 크게 나타났고, 1차 Cole-Cole 모델로 근사한 경우는 분산을 고려하지 않은 경우보다 약 0.55배 정도로 나타났다. 해석 결과를 살펴보면, 시뮬레이션에 사용된 대역의 펄스 신호에 대해 모델에 따라 차이가 2배 이상되므로 광대역 신호 노출량 해석을 위해서는 정확한 분산 알고리즘의 적용이 매우 중요한 것으로 판단된다.

## VI. 결 론

유비쿼터스 시대를 맞이하여 사용 주파수가 점점 광대역화 되면서 광대역 펄스에 의한 노출량 평가 시 생체 조직의 분산 영향을 정확히 하는 것이 중요한 문제로 대두되고 있다. 본 논문에서는 생체 조직의 분산 특성을 5 GHz 주파수 대역까지 1차 Cole-Cole 모델과 3차 Debye 모델로 근사화시켜 생체 조직의 분산 특성과의 오차를 분석하고, FDTD에 분산 알고리즘을 적용하여 각 모델의 특성과 생체 조직의 분산 특성이 SA 값에 미치는 영향을 살펴보았다. 분산 알고리즘의 특성을 알아보기 위해 단일 매질의 타원체 구조에 대하여 시뮬레이션한 후 실제 팬텀 모델에 대하여 수행하였다. 시뮬레이션 결과로써 3차 Debye 모델은 분산을 고려하지 않는 경우보다 약 1.48배, 1차 Cole-Cole 모델 근사한 경우는 분산을 고려하지 않은 경우보다 약 2.67배 정도로 평균 SA 값이 크게 나타났다. 이것은 분산 모델에 따라 노출량이 상당한 차이가 있을 수 있음을 보여주고 있다. 앞으로 광대역 시스템의 사용이 증가할 것으로 예상되므로 보다 정확하고, 계산 효율이 분산 알고리즘에 대한 연구가 필요할 것이다. 현재 고차 Cole-Cole 모델은 적용할 수 있는 알고리즘 개발과 고주파 대역에서 셀사이즈 감소에 따른 문제점을 해결할 수 있는 하이브리드 알고리즘 개발을 진행 중이다.

## 참 고 문 헌

- [1] Dennis M. Sullivan, "z-Transform theory and the FDTD method", *IEEE Trans., AP.*, vol. 44, pp. 28-34, 1996.
- [2] S. Gabriel, R. W. Law, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissue: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Phys. Med. Biol.*, vol. 14, pp. 2271-2293, 1996.
- [3] K. S. Cole, R. H. Cole, "Dispersion and absorption in dielectrics", *J. Chem. Phys.*, vol. 9, pp. 341-351, 1941.
- [4] S. Su, W. Dai, D. T. Haynie, R. Nassar, and N. Simicevic, "Numerical simulation of nanopulse penetration of biological matter using the z-transform", *J. Math. Mod. and Alg.*, pp. 99-110, 2005.
- [5] N. Simicevic, D. T Haynie, "FDTD simulation of

exposure of biological material to electromagnetic nanopulses", *Phys. Med. Biol.*, pp. 347-360, 2005.

[6] J. W. Schuster, R. J. Luebbers, "An FDTD algorithm for transient propagation in biological tissue with a Cole-Cole dispersion relation", *IEEE AP Int. Sym.*, vol. 4, pp. 21-26, 1998.

[7] F. Torres, P. Vaudon, and B. Jecko, "Application of fractional derivatives to the FDTD modeling of

pulse propagation in a Cole-Cole dispersive medium", *Microwave and Opt. Tech. Lett.*, vol. 13, pp. 300-304, 1996.

[8] 가원석, 고채욱, 박민영, 백정기, "생체 조직의 분산 특성을 고려한 광대역 펄스 전자파에 노출에 대한 인체 노출량 해석", *춘계 마이크로파 및 전자파 학술회의*, 27(1), pp. 317-320, 2004년.

### 가 원 석

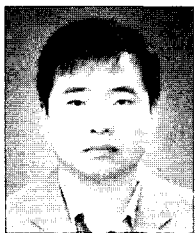
2003년 2월: 충남대학교 전파공학과 (공학사)  
 2005년 2월: 충남대학교 전파공학과 (공학석사)  
 2005년 3월~현재: 우리산업 (수원)  
 [주 관심분야] 전자파 산란, 전자파 인체영향

### 김 정 란



2006년 2월: 충남대학교 정보통신공학부 (공학사)  
 2006년 3월~현재: 충남대학교 전파공학과 석사과정  
 [주 관심분야] 전자파 산란, 전자파 인체영향

### 김 태 흥



1997년 2월: 전남대학교 전자공학과 (공학사)  
 1999년 2월: 전남대학교 전자공학과 (공학석사)  
 2005년 2월: 전남대학교 전자정보통신공학과 (공학박사)  
 2002년 5월~2006년 2월: 전남대학교

고품질전기전자부품 및 시스템 연구센터 전문연구요원  
 2006년 3월~현재: 충남대학교 전자파환경기술연구센터 연구교수  
 [주 관심분야] 전자파수치해석, 수동소자 설계

### 백 정 기



1978년: 서울대학교 전자공학과 (공학사)  
 1985년: Virginia Tech. (공학석사)  
 1988년: Virginia Tech. (공학박사)  
 1978년 3월~1983년 2월: 국방과학연구소  
 1988년 10월~1989년 2월: 한국전

자통신연구원  
 1989년 3월~1995년 2월: 동아대학교 전자공학과 부교수  
 1995년 2월~현재: 충남대학교 전파공학과 교수  
 2002년 8월~현재: 충남대학교 전자파환경기술연구센터 장  
 [주 관심분야] 전자파 전파 및 산란, 전자파 생체영향