

# MRI 영상을 이용한 한국인 인체 두부의 FDTD 모델링

## FDTD Modeling of the Korean Human Head using MRI Images

이재용\* · 명노훈\*\* · 최명선\*\*\* · 오학태\*\*\* · 홍수원\*\*\* · 김기희\*\*\*

Jae-Yong Lee\* · Noh-Hoon Myung\*\* · Myung-Sun Choi\*\*\* · Hak-Tae Oh\*\*\* ·  
Soo-Won Hong\*\*\* · Ki-Hwea Kim\*\*\*

### 요 약

본 논문에서는 휴대전화기에 의한 인체 영향에 FDTD (시간영역 유한차분법) 해석할 수 있도록 한국인 표준에 알맞는 인체 두부의 FDTD 모델 제작 방법을 소개하였다. 한국인 표준에 알맞은 사람의 두부를 MRI 촬영한 다음, 2차원 MRI 영상 데이터를 이용하여 2차원 segmentation을 하였다. segmentation은 반자동법을 적용하였으며 제작된 2차원 segmentation 데이터를 토대로 1 mm × 1 mm × 1 mm 크기의 3차원 고해상도 segmentation 데이터를 제작하였다. 3차원 고해상도 segmentation 데이터를 이용하여 휴대전화기의 사용 상황에 어울리도록 다양한 각도로 기울인 인체 두부의 FDTD 모델을 제작하였다.

### Abstract

In this paper, the Finite-Difference Time-Domain(FDTD) modeling method of the Korean human head is introduced to calculate electromagnetic energy absorption for the human head by mobile phones. After MRI scanning data is obtained, 2 dimensional(2D) segmentation is done from the 2D MRI image data by the semi-automatic method. Then, 3D dense segmentation data with 1 mm × 1 mm × 1 mm is constructed from the 2D segmentation data. Using the 3D segmentation data, coarse FDTD models of human head that is tilted arbitrarily to model the condition of tilted usage of mobile phone.

### I. 서 론

초고주파 기술 및 정보화의 눈부신 발달로 인하여 휴대전화기는 유선망 가입자 수 보다도 더 많은 가입자들을 확보할 정도로 널리 사용되고 있다. 그러나, 휴대전화기에서 복사되는 전자파가 인체에 좋지 않은 영향을 미치고 있는 것은 아닌가 하는 불안과 의문이 제기되고 있다. 특히, 1~2 GHz의 높은

주파수를 사용하는 휴대전화기에 의한 인체 두부의 영향에 대하여 많은 관심과 연구가 진행 중인데, 복사되는 전력은 작지만 두부에 밀착시킨 근거리 영역에서 사용할 뿐만 아니라 사용 시간도 길고 유·노년층과 병약자를 포함하는 광범위한 계층이 사용하므로 뇌세포에 암 유발 가능성과 같은 많은 의문이 제시되고 있다.

이러한 근거리 전자장의 위해로부터 인체를 보호

「본 연구는 1998년 전파연구소와의 공동연구 지원금에 의하여 수행되었습니다.」

\* (주)벨웨이브(Bellwave Co., Ltd)

\*\* 한국과학기술연구원 전자전산학과 전기 및 전자공학 전공(Div. of Electrical Engineering, Dept. of Electrical Engineering & Computer Science, KAIST)

\*\*\* 전파연구소(Radio Research Lab.)

· 논문 번호 : 991227-122

· 수정완료일자 : 2000년 3월 3일

하기 위하여, 각국은 전계와 자계 혹은 전력밀도의 최대 허용 노출량(Maximum Permissible Exposure, MPE)을 규정해 놓고 있다. 휴대전화기의 경우 전자파비흡수율(SAR: Specific Absorption Rate [W/kg])이라는 물리량을 적용하여 인체 위해 정도를 평가하고 있다. 미국 FCC(Federal Communication Commission)에서는 임의 인체 조직 1g 평균 SAR 값이 1.6 W/kg 이하일 것으로 규제하는 ANSI/IEEE C95.1-1992 R.F 안전기준의 개정판을 채택하여 이동통신 장비의 인체에 대한 최대 허용 노출량을 규제하고 있다<sup>[1]</sup>. 국내에서 제작된 휴대전화기가 세계 시장에서 판매되기 위해서는 이 FCC 기준에 적합한 휴대전화기를 생산해야 되는데, 처음부터 인체 안전 기준이 고려된 설계를 하지 못하고 있어 적절한 제품 생산에 문제가 되고 있다. 따라서, 휴대전화기에 의한 인체 두부의 전자파 결합 현상을 해석하고 측정하는 활발한 연구가 필요하다.

인체의 SAR값을 도출하는데 있어서 가장 문제가 되는 것은 직접적인 임상 실험이 불가능하다는 것이다. 실험을 목적으로 위해 전자파를 사람에게 직접 노출시킬 수 없고, 인체 각 부위의 SAR 값도 직접 측정하기가 어렵다. 따라서, 가장 큰 관심사인 인체 두부의 경우 인체 두부 조직과 같은 전기적 특성을 가지는 매질을 이용한 모형을 제작하여 전계나 온도 분포를 프로브를 이용해서 측정하는 모형 실험 방법과 MRI 데이터를 이용한 해부학적 모델을 이용하여 인체 두부의 전계 및 자계를 계산해서 SAR 값을 계산하는 모의 계산 방법이 널리 사용되고 있다. 측정 장비를 구성하기에는 많은 비용이 들고, 제품의 설계 단계에 SAR 개념을 포함시켜 신속한 제품 개발을 위해서는 모의 계산 방법이 가장 적절하다.

모의 계산 방법은 일반적으로 매질의 복잡성에 별 영향을 받지 않으면서도 전파해석이 가능한 FDTD(finite-difference time-domain) 방법을 사용한다<sup>[2]</sup>. 이 때 중요한 것은 휴대전화기의 FDTD 모델링과 인체 두부의 FDTD 모델링이다. 휴대전화기는 휴대전화기의 설계시에 사용되는 파일을 이용하여 FDTD 모델링을 간단하게 할 수 있다. 한편 인체 두부의 모델링은 해부학적 모델로서 MRI 영상을 이용한 인체 모델의 사용이 선호된다. 주로 사용되고 있는 인체 두부 모델은 미국 흑인의 모델로서 동양

인의 인체 두부 구조와 다르다.

본 논문에서는 MRI 영상을 바탕으로 고해상도를 갖는 인체 두부의 FDTD 모델링 방법에 대하여 소개하였다. 약 2 GHz 대역의 PCS에 의한 인체 영향을 계산하기 위해서는 고해상도 모델링이 필요한데, 1 mm × 1 mm × 1 mm 해상도의 모델을 제작하였다.

## II. 2차원 MRI 영상

휴대전화기에 의한 인체 두부의 전자파 결합 분포를 해석하려면, 우선 인체 두부의 정확한 모델이 필요하다. 인체 두부를 단순 구조나 단순 매질로 모델링하는 방법은 간단하지만 실제 복잡한 인체 두부와 많은 차이가 있기 때문에 인체 두부의 전계 분포나 SAR 값을 정확하게 예측하기 어렵다. 휴대전화기에 의한 인체 두부의 전자파 위해성 여부는 민감한 부분이기 때문에 되도록 정확한 모델링과 계산을 할 수 있어야 한다. MRI 데이터를 이용하여 인체 두부의 내부 구조까지 정확한 모델링하는 방법은 다른 방법에 비해 많은 시간과 노력을 필요로 하지만, 정확한 계산 결과를 얻을 수 있다.

외국의 경우 인체 두부에 대한 몇가지 상용 FDTD 모델이 있다. 대표적인 예로 XFDTD라는 FDTD 시뮬레이터를 제작 판매하는 Remcomm사의 모델링이 유명하다. 이 모델링은 미국의 NLM(U. S. National Library of Medicine)에서 수행되고 있는 The Visible Human Project에서 촬영된 MRI 데이터를 기반으로 제작되었으며 한 셀의 크기는 3 mm × 3 mm × 3 mm 이다<sup>[3]</sup>. 그러나 이 모델링에 사용된 인체 두부는 외국인이고 두부 구조도 한국인의 경우와 차이가 많기 때문에, 이 모델링 데이터를 직접 국내 환경에 적용하기는 어렵다.

본 논문에서는 한국적 상황에서 적용할 수 있는 모델을 개발하기 위하여 한국 표준과 일치하는 인체 두부를 선택하여 MRI 촬영을 하였다. 한국표준과학 연구원의 '1997년 국민표준체위 조사 보고서'라는 자료에 따르면 연령 25~29세의 머리 둘레 평균은 56.9 cm, 표준편차는 1.4 cm이고, 연령 19세의 머리 둘레 평균은 56.3 cm, 표준편차는 1.5 cm이고, 연령 50~59세의 머리 둘레 평균은 56.4 cm, 표준편차는 1.4 cm이다. 본 논문에서 MRI 촬영을 위해 선정된

사람의 머리 둘레는 56.5 cm로서 한국 표준이라고 볼 수 있다<sup>[4]</sup>.

선정된 모델을 이용하여 1 mm × 1 mm × 3mm의 해상도를 갖는 MRI 촬영을 수행하였다. 그림 1과 그림 2는 선정된 모델의 sagittal plane과 transverse plane에서의 영상이다. 여기서 1 mm × 1 mm는 그

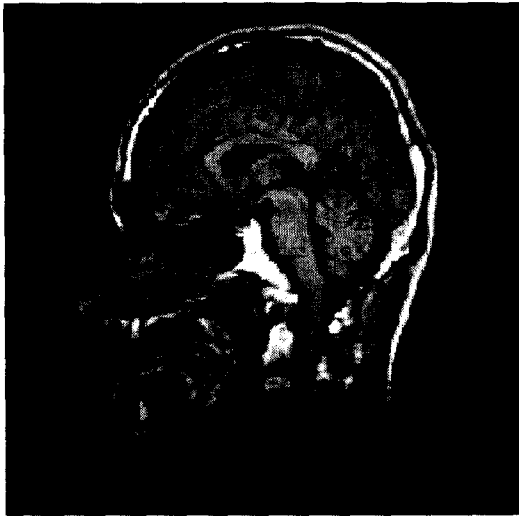


그림 1. 선정된 모델의 MRI 영상(sagittal plane)  
Fig. 1. MRI image of the selected model(sagittal plane).

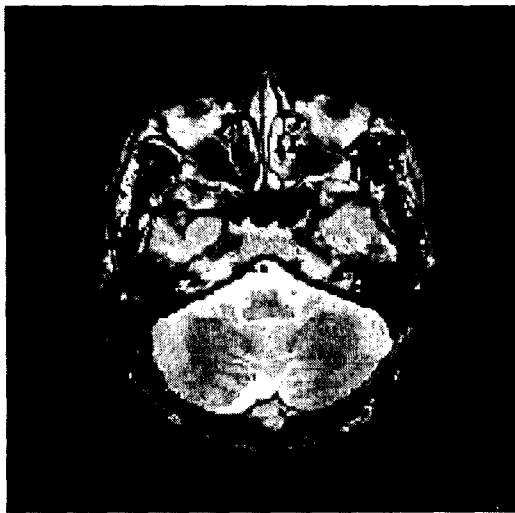


그림 2. 선정된 모델의 MRI 영상 (transverse plane)  
Fig. 2. MRI image of the selected model (sagittal plane).

림 2와 같은 2차원 MRI 영상의 해상도이고, 3 mm 촬영된 2차원 transverse plane 영상간의 간격이다.

### Ⅲ. 3차원 Segmentation

3차원 인체 모델링을 위해서 우선 2차원 MRI 영상에서 어느 부분이 어떤 인체 조직인지를 구별해야 한다. 이와 같이 인체 영상 데이터에서 인체 매질을 종류별로 구분하여 그 영역을 구분하는 것을 segmentation이라고 한다. 2차원 MRI 영상은 1 mm×1 mm 해상도를 갖는 raw형식 파일로 256 × 256인 2차원 배열로 저장된다. 자체 개발된 2차원 segmentation 툴을 이용하여 이러한 raw 형식 2차원 MRI 영상 데이터를 배열과 크기가 같은 2차원 segmentation 데이터로 만든다.

만약, MRI 영상이 매질 a, b의 2 종류 매질로 구성되었다고 할 경우 2차원 segmentation 과정을 살펴보면 그림 3과 같다. 먼저 각각의 매질 a, b를 둘러싸는 외곽선을 찾아야 해야 하는데 일반적으로 여러 가지 영상 필터링 기법을 이용하여 영상의 외곽선을 찾는다. 그러나 MRI 영상의 경우 피부와 뼈의 외곽선을 찾기가 굉장히 까다롭다. 이는 피부와 뼈의 MRI 영상 값이 일정한 값을 갖지 않고 흰색에서 검은색까지 모든 음영색을 다 갖기 때문에 숙련된 사람이 아니면 MRI 영상에서 어느 부분이 빠인지를 쉽게 구분하기 힘들기 때문이다. 따라서 본 연구에서는 숙련자가 마우스를 이용해 MRI 영상 위에 외곽선을 간단한 폐곡선 형태로 그리면, 자동으로 전체 segmentation과 FDTD 모델링을 수행하는 반자동 방법을 제안하였다. 이때 마우스와 키보드의 사용은 최소한으로 하면서 외곽선의 편집이 간단하게 프로그램 되어있다. 인체 두부에 대한 FDTD 모델링은 실시간 처리해야 하거나 수 분 이내에 처리해야 할 문제가 아니기 때문에 이와 같은 경험적인 반자동 방법을 적용할 수 있다.

외곽선을 마우스를 이용하여 그려준 다음 각각의 매질을 둘러싸는 외곽선에 그 내부 매질의 종류와 우선 순위를 부여한다. 이와 같이 매질 종류와 우선 순위의 정보를 포함하는 외곽선이 모든 매질에 대하여 전부 그려지면 우선 순위가 낮은 외곽선부터 해당 매질에 할당된 색깔로 외곽선의 내부를 채워나간

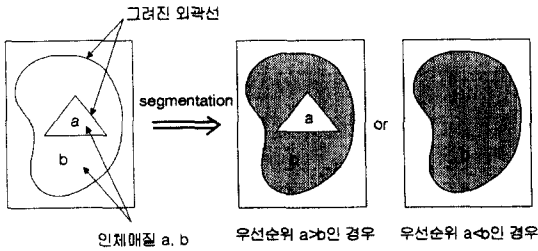


그림 3. 외곽선과 우선 순위를 이용한 2차원 segmentation 방법

Fig. 3. 2D segmentation method using outline and priority.

다. 즉, 우선순위가 낮은 매질이 먼저 그려지고 그 위에 우선 순위가 높은 매질이 그려진다. 그림 3과 같이 2종류의 매질이 모두 보이기 위해서는 매질 b가 매질 a를 포함하고 있기 때문에 매질 a의 우선 순위가 매질 b의 우선 순위보다 높아야 한다. 매질 b를 둘러싸는 외곽선의 내부를 먼저 채운 다음 매질 a의 외곽선 내부를 채워야 매질 b에 포함된 매질 a 영역이 표시된다.

Segmentation하는 매질의 종류가 많을수록 좀 더 인체 두부에 가까운 모델링이 되겠지만 너무 많은

매질 종류는 데이터 가공에 많은 속련도와 시간이 필요하고, 첨부 SAR 값의 계산 결과에 큰 영향을 미칠 것으로 기대되기도 못한다. 따라서 본 논문에서는 공기를 포함하여 9개의 매질로 인체 두부를 간략화 하였다. 이 9종류의 매질은 뇌, 척수액, 눈, 근육, 뼈, 피부, 연골, 혈액, 공기이다. 이 9종류의 인체 매질을 구분하기 위하여 그림 4와 같이 MRI 영상 위에 각각의 인체 매질의 경계면을 따라서 마우스로 페루프를 그린다. 그림 4는 뇌를 포함하도록 그려진 외곽선과 이에 부여된 매질 종류와 우선 순위를 보여 주고 있다. 이후에 각각의 우선 순위에 따라 낮은 우선 순위부터 2차원 MRI 영상위에 각 매질에 해당하는 색을 덧칠해 주면 그림 5의 좌측 그림과 같은 2차원 segmentation 모델링을 얻는다.

2차원 MRI 영상의 segmentation이 완성되면 각각의 segmentation 데이터를 조합하여 3차원 배열을 만든다. 이렇게 얻어진 데이터는 1 mm × 1 mm × 3 mm의 해상도를 갖는 3차원 배열을 이룬다. FDTD 모델링을 위해서는 1 mm × 1 mm × 1 mm의 고해상도 3차원 배열이 필요하므로 3 mm 간격의 데이터를 1 mm 간격의 3차원 segmentation 데이터로 변형하기 위한 내삽(interpolation) 과정이 필요하다. 3 mm

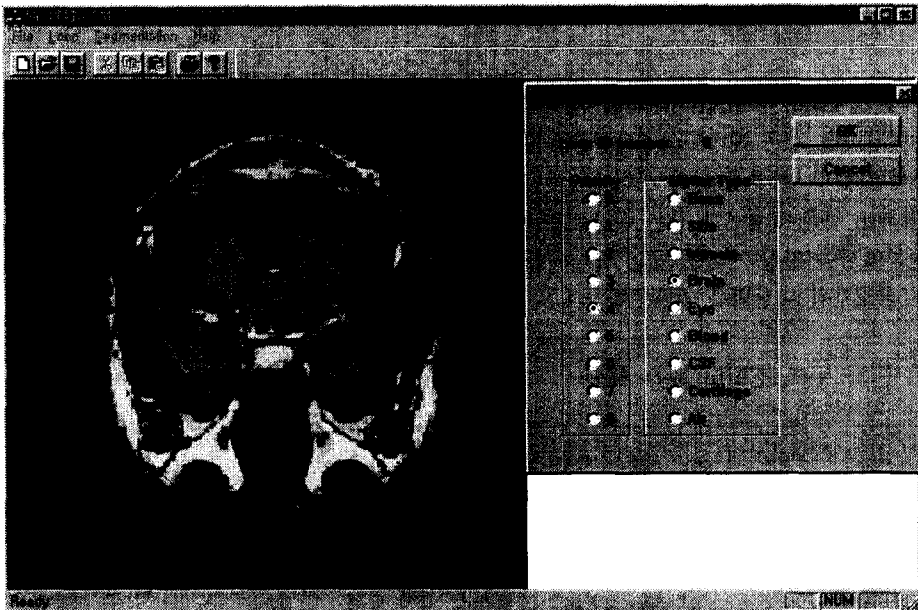


그림 4. 외곽선에 대한 매질 종류와 우선 순위 부여

Fig. 4. Endowing the outline with the material type and the priority.

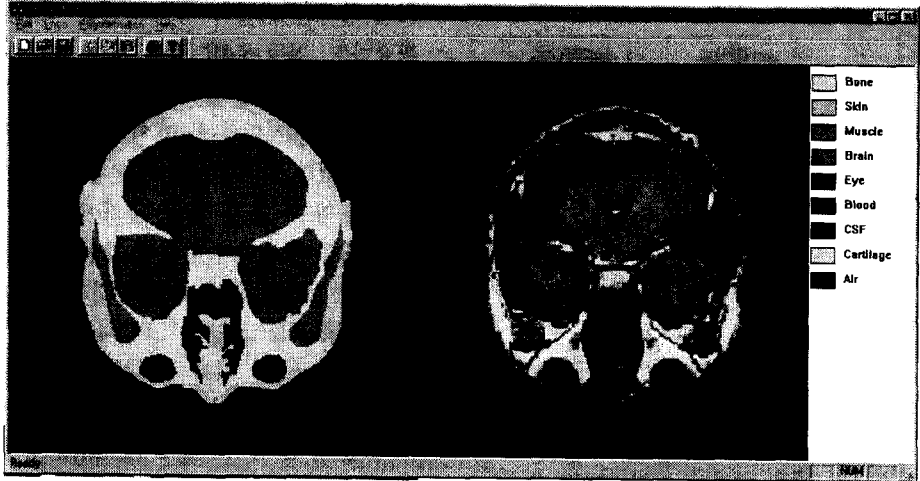


그림 5. 2차원 segmentation 결과  
Fig. 5. Result of 2D segmentation.

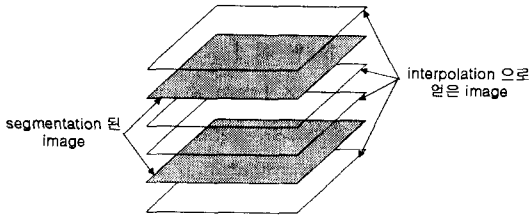


그림 6. 2차원 내삽법  
Fig. 6. 2D interpolation method.

간격으로 배열된 1 mm × 1 mm의 2차원 데이터 사이 사이에 적당하게 같은 해상도의 2차원 데이터 2 개 더 구성하면 된다. 이렇게 사이 사이에 2차원 데이터를 삽입하는 것은 그림 6과 같은 내삽법을 이용한다. 본 논문에서는 가장 가까운 곳의 데이터를 복사하는 방식의 2차원 내삽법을 적용했다.

#### IV. 인체 두부 조직의 매질 특성

FDTD 모델을 제작하려면 segmentation된 인체 매질의 전기적 특성과 밀도를 알아야 한다. 전기적 특성이란 인체 매질의 전도도, 유전율, 투자율을 의미한다. 전기적 특성은 주파수에 따라 다르기 때문에 휴대전화기의 사용 주파수에 따라 정확한 매질 특성을 파악해야 한다. 본 연구에서 고려된 휴대전화기의 주파수는 850 MHz, 1.8 GHz, 2 GHz이다. 이 주파수

대역에 대한 인체 매질의 특성에 대하여 다양한 연구가 진행되었지만 최근에 Camelia Gabriel의 Brooks Air Force 기술 보고서에 소개된 방법이 널리 사용되고 있다<sup>[5]</sup>. 이 방법은 FCC에서 채택하여 인터넷 (<http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh>)에 소개되고 있으며, 인체 매질 특성을 4-Cole-Cole Analysis로부터 유도하고 있다. 주파수 850 MHz, 1.8 GHz, 2 GHz에서의 8가지 인체 매질 특성을 보면 표 1과 같다.

#### V. 인체 두부의 3차원 FDTD 모델링

최종적으로 제작된 3차원 segmentation 데이터는 인체 두부에 대하여 1 mm × 1 mm × 1 mm의 고해상도를 갖는 데이터 구조이다. FDTD 셀의 크기를 작게 할수록 좀 더 정확한 계산이 가능하지만, 셀의 크기가 작을수록 계산 시간이 많이 필요하게 되어 대개 관심 주파수의 최단 파장에 비해 1/20 정도의 해상도를 갖도록 셀의 크기를 조정하면 거의 정확한 해를 보장받을 수 있다. 그러므로 계산에 사용되는 주파수가 낮은 경우 고해상도의 3차원 segmentation 데이터를 사용하여 저해상도의 3차원 FDTD 모델을 만들어 사용하는 것이 훨씬 경제적이다.

FDTD 계산은  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $E_z$ 를 각각 계산하며 이에 필요한 매질 정보도 각각 입력된다. 그림 7(a)의 Yee 셀은  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $E_z$ 의 위치가 서로 셀 크기의 반 크

표 1. 850 MHz, 1.8 GHz, 2 GHz에서의 인체 매질 특성

	850 MHz			1.8 GHz		2.0 GHz	
	유전율 ( $\epsilon_r$ )	전도도 ( $\sigma$ )	밀도 ( $\rho$ )	유전율 ( $\epsilon_r$ )	전도도 ( $\sigma$ )	유전율 ( $\epsilon_r$ )	전도도 ( $\sigma$ )
뼈	16.699751	0.232872	*1850.0	15.561986	0.431708	15.370287	0.481097
피부	41.676575	0.850248	1020.0	38.871857	1.184768	38.567902	1.265463
근육	56.076035	0.951541	*1040.0	54.442284	1.389380	54.169289	1.508856
뇌	46.018150	0.748383	*1030.0	43.544899	1.153080	43.211815	1.256217
눈	55.410198	1.148215	1000.0	53.567787	1.601727	53.270287	1.724382
혈액	61.523945	1.516587	1000.0	59.372261	2.043690	59.022324	2.186298
척수액	68.749504	2.392633	**1020.0	67.200493	2.923589	66.910255	3.074140
연골	42.834557	0.760054	1130.0	40.215481	1.286782	39.759468	1.422889

참고 : 밀도 자료중 \* 표시는 FCC 홈페이지 자료임, \*\* 표시는 1996년 EMC 에 발표된 "Evaluation of the SAR Distribution in the Human Head for Cellular Phones Used in a Partially Closed Environment"를 참조, 나머지 밀도는 Remcom 자료 참조.

기로 서로 어긋나 있다. 따라서  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $E_z$  각 위치에 따른 매질 정보를 구해야 하는데 이렇게 각 위치와 그에 따른 매질 정보를 FDTD 모델이라고 한다. 그림 7(b)는 3차원 segmentation 데이터 내부의  $E_x$ 가 차지하는 영역이다.  $E_x$ 를 중심으로 FDTD 셀 크기 만

큼의 영역이  $E_x$  계산에 영향을 주고 받는다. 그림 7(b)에서 점선은 segmentation 셀이고 실선은 FDTD 셀로 1개의 FDTD 셀에 8개의 segmentation 셀이 포함된 상황이다. FDTD 셀은  $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$  이하의 해상도를 가지므로  $E_x$ 를 중심으로 다수

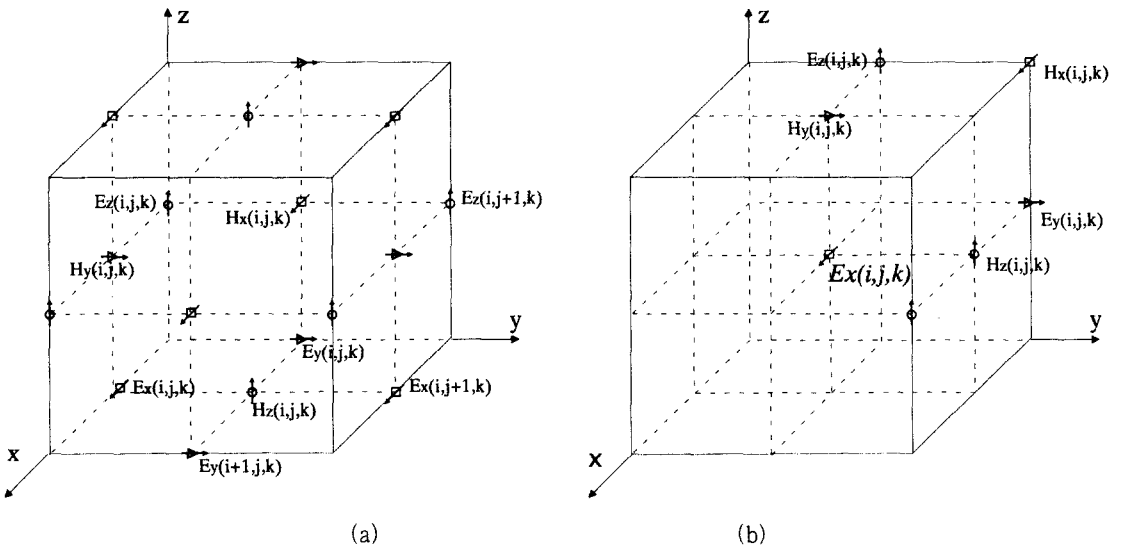


그림 7. Yee 셀의 구조와  $E_x$ 가 차지하는 영역. (a) Yee 셀, (b) 3차원 segmentation 에서  $E_x$ 가 차지하는 영역  
Fig. 7. Structure of Yee cell and the region occupied by  $E_x$ . (a) Yee cell, (b) the Region occupied by  $E_x$  in 3D segmentation.

의 segmentation 데이터들이 포함되며, 어떤 매질이 다수를 차지하는지를 판단하여 그 매질을  $E_x$ 를 위한 매질로 근사한다. 마찬가지로  $E_y$ ,  $E_z$  영역의 매질을 근사한 다음,  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $E_z$ 의 위치와 매질 번호를 저장한다. 여기에 각 매질의 밀도와 전기적 특성을 따로 저장하면 3차원 FDTD 모델링이 끝난다. 3차원 segmentation된 인체 두부로 위의 FDTD 모델링 과정을 수행하면 그림 8과 같다. 그림 8은 FDTD 모델을 상용프로그램인 XFDTD에서 입력받은 상황이다.

CENELEC 등의 규제 기관에서 권고하고 있는 휴대폰의 일반적인 사용 자세는 휴대폰을 인체 두부에 수직으로 세워서 사용하는 것이 아니라 그림 9와 같이 비스듬히 기울여 사용하는 것이다. 이 때 휴대폰의 안테나 부분은 큰 전류가 분포하는 부분이며, 전류의 크기 변화가 심하게 일어나는 부분으로서 정확한 계산이 요구되는 부분이다. 만약, 휴대폰을 임의의 각도로 기울인다면 휴대폰이 전체 FDTD 격자 구조와 어울리지 않게 되며, 특히 안테나 부분의 왜곡이 심하게 된다. 또한, 이렇게 FDTD 격자 구조에 비스듬하게 존재하는 구조의 경계면 계산은 일반적으로 계단 근사를 이용하여 계산한다. 그러나

이 계단 근사 방법은 모델링 자체가 부정확할 뿐만 아니라, 표면파의 생성으로 인하여 가상 해를 만들 수 있음이 알려졌다. 따라서 정확도와 계산의 효율성 면에서 휴대폰을 기울이는 것이 아니라 인체 두부를 기울여서 계산하는 것이 바람직하다. 이렇게 인체 두부를 기울일 경우 저해상도의 FDTD 모델링

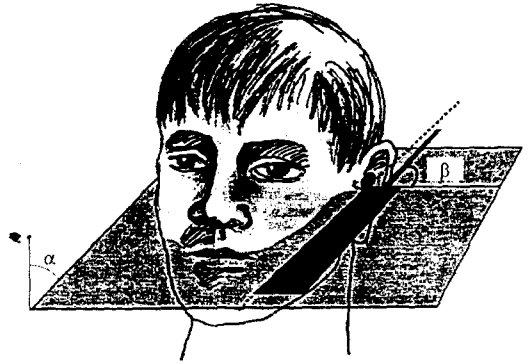
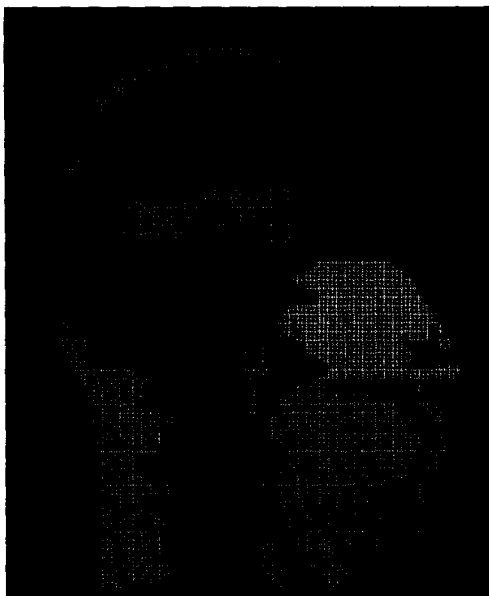
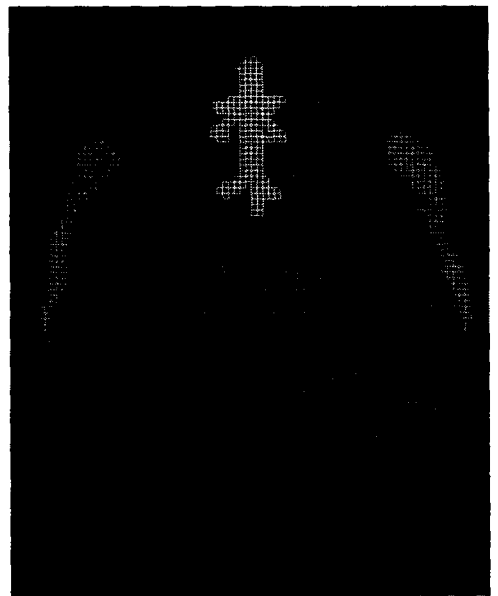


그림 9. CENELEC에서 제시된 일반적인 휴대폰의 사용 자세

Fig. 9. General attitude for a mobile telephone call presented by CENELEC.



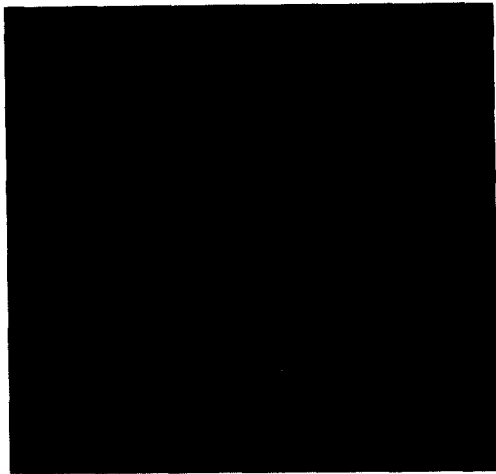
(a) sagittal plane



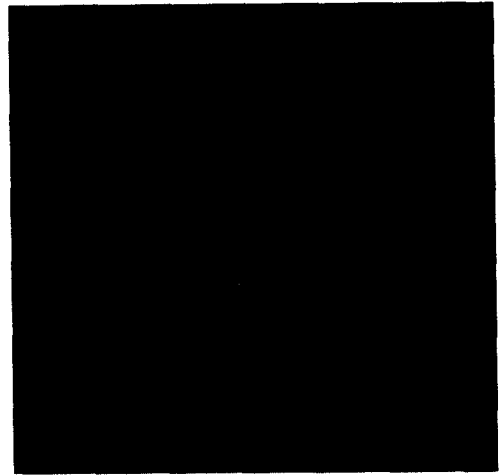
(b) transverse plane

그림 8. 한국인 인체 두부의 FDTD 모델링

Fig. 8. FDTD modeling of Korean human head.



(a)



(b)

그림 10. 일반적인 휴대폰의 사용 자세에서의 인체 두부 FDTD 모델

(a)  $\alpha = 70^\circ$ ,  $\beta = 90^\circ$ 로 기울인 경우, (b)  $\alpha = 70^\circ$ ,  $\beta = 80^\circ$ 로 기울인 경우

Fig. 10. FDTD model for a human head with the General attitude

(a) Slanted by  $\alpha = 70^\circ$ ,  $\beta = 90^\circ$ , (b) Slanted by  $\alpha = 70^\circ$ ,  $\beta = 80^\circ$ 

을 기울이는 것보다 그림 10과 같이 고해상도의 3차원 segmentation 데이터를 기울인 후 FDTD 모델링을 재구성하는 것이 바람직하다.

## VI. FDTD 계산 결과

휴대폰에 의한 인체 두부의 전자파 결합 현상을 해석하기 위하여 자유공간에서 600 mW의 전력으로 전자파를 복사하고 있는 휴대폰을 파지한 다음 그림 11과 같이 오른쪽 귀에 대고 통화하고 있는 모습으로 인체와 휴대폰을 모델링했다. 본 논문에서 사용된 FDTD 셀의 크기는  $2.0 \text{ mm} \times 2.0 \text{ mm} \times 2.0 \text{ mm}$  이고,  $\Delta t = 3.33 \text{ ps}$ 가 되게 하여 Courant 안정조건을 만족시켰다. 또한, 그림 11의 흡수경계조건으로 -60 dB 이하의 반사계수를 갖는 4층 짜리 PML을 이용하였고, FDTD 계산의 전체 크기는  $148 \times 140 \times 158$  이다.

현재 TRS 용으로 사용되는 휴대폰은 주파수영역이 824 MHz ~ 845 MHz, 869 MHz ~ 890 MHz이고, 최고 출력은 600 mW이다. 본 논문에서는 이 주파수영역을 대표하여, 복사 전력이 600 mW인 850 MHz 휴대폰을 모델링하여 계산하였다. 본 논문에서는 휴

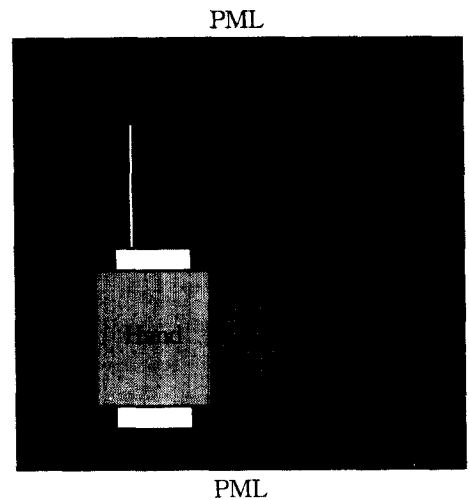
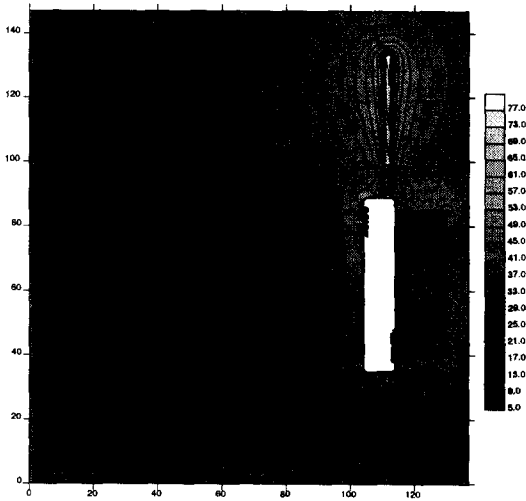


그림 11. 휴대폰과 인체 두부의 전자파 결합 해석을 위한 FDTD 계산 구조

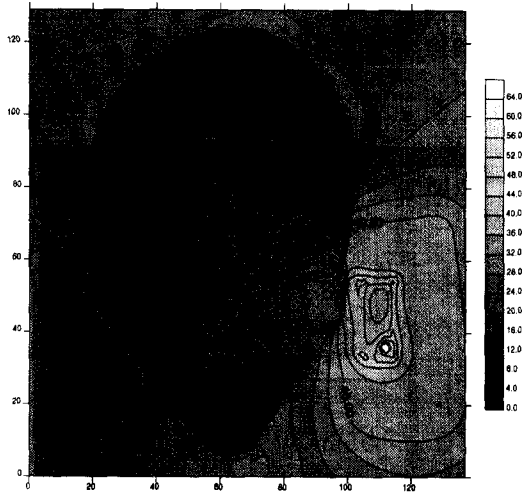
Fig. 11. FDTD computation structure for the electromagnetic coupling between mobile phone and human head.

대폰 몸체를 2mm 두께의 유전율이 2.0인 플라스틱 케이스에 둘러 싸인 도체 box로 모델링하고 휴대폰에 사용되는 안테나를 일반적으로 사용하는 모노폴





(a)



(b)

그림 12. 850 MHz 휴대폰을 사용할 경우의 근거리 전계 분포 ( $\alpha = 70^\circ, \beta = 80^\circ$ )

- (a) 안테나의 피딩점을 포함하는 frontal plane
- (b) 안테나의 피딩점을 포함하는 transverse plane

Fig. 12. Near-field distribution for the use of 850 MHz mobile phone ( $\alpha = 70^\circ, \beta = 80^\circ$ ).

- (a) Frontal plane containing antenna feeding point.
- (b) Transverse plane containing antenna feeding point.

안테나로 모델링하여 FDTD 해석을 하였다. 그리고 좀 더 실제적으로 모델링하기 위하여 휴대폰을 손으로 감싼 구조로 휴대폰을 모델링하였으며, Faraday 법칙을 이용하여 안테나의 중심도체를 해석하였다. 안테나 피딩은 입사 전력이 600 mW가 되도록 휴대폰 몸체와 안테나 중심도체의 FDTD 셀 크기 만큼의 gap에 hard source 형태로 피딩하였다.

이상의 연구결과를 이용하여 850 MHz 휴대폰을 비스듬히 ( $\alpha = 70^\circ, \beta = 80^\circ$ ) 기울여 사용할 경우의 근거리 전계 분포를 계산하면 그림 12와 같다. 그림 12의 전계 값은 dB 단위를 사용하였다. 휴대폰 안테나 주변의 근거리 전계 분포 형태는 안테나 피딩점 및 안테나 끝 단에서 최대값을 가지며 인체 두부 내부에서 뼈와 뇌 조직에 의해 굉장히 복잡한 분포를 가짐을 알 수 있다. 특히 인체 조직의 전도도와 유전율로 인하여 인체 두부 내부로 갈수록 전자파의 감쇄가 심하게 발생하며 안테나 피딩점의 반대편 부근에서 가장 작은 전자파 분포를 가진다. 전체적인 근거리 전계 분포를 통하여 모델링된 인체 두부가 FDTD 모델로 적절함을 알 수 있다.

## VII. 결 론

휴대전화기에 의한 인체 영향을 FDTD 해석할 수 있는 한국인 표준에 알맞는 인체 두부의 FDTD 모델을 제작하였다. 총 89장의 MRI 영상을 촬영하고, 2차원 MRI 영상 데이터를 이용하여 2차원 segmentation을 하였다. segmentation은 반자동 방법을 적용하여 segmentation의 정확성을 높였으며 간단하게 제작할 수 있었다. 제작된 2차원 segmentation 데이터를 서로 엮어서  $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$  크기의 3차원 고해상도 segmentation 데이터를 제작하였다. 3차원 고해상도 segmentation 데이터를 이용하여 휴대전화기의 사용 상황에 어울리도록 다양한 각도로 기울인 인체 두부의 FDTD 모델을 제작하였다.

## 참 고 문 헌

[1] A. D. Tinniswood, C. M. Furse, and O. P. Gahdhi, "Computations of SAR distributions for two anatomically based models of the

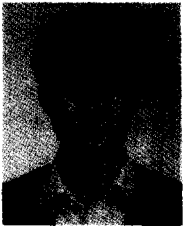
human head using CAD files of commercial telephones and the parallelized FDTD code”, *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 46, pp. 829-833, Jun., 1998.

- [2] K. S. Yee, “Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell’s equations in isotropic media,” *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 14, pp. 302-307,

May, 1966.

- [3] User’s manual for XFDTD, <http://www.remcomm.com>
- [4] 국립기술품질원, “산업제품의 표준치 설정을 위한 국민표준체위 조사 보고서”, 연구기관 한국표준과학연구원, 1997.
- [5] Camelia Gabriel, Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037.

### 이 재 용



1992년 2월: 한양대학교 전자통신 공학과(공학사)  
 1994년 2월: 한국과학기술원 전자 전산학과(공학석사)  
 2000년 2월: 한국과학기술원 전자 전산학과(공학박사)  
 2000년 3월~현재: (주)벨웨이브

[주 관심분야] 전파 전파 및 산란 해석, 이동 통신, EMI/EMC 등

### 오 학 태



1986년 2월: 부산대학교 물리학과 (이학사)  
 1989년 2월: 부산대학교 물리학과 (이학석사)  
 1993년 2월: 부산대학교 물리학과 (이학박사)  
 1994년 1월~1996년 1월: 일본 오

사카대학 물리학과 객원연구원  
 1995년 6월~1996년 11월: 공업기술원 전자정보과  
 1996년 11월~현재: 정보통신부 전파연구소 공업연구원  
 [주 관심분야] 전자파 인체영향, EMI/EMC

### 명 노 훈



1976년 2월: 서울대학교 전기공학과(공학사)  
 1982년 12월: Ohio state Univ. 전기공학과(공학석사)  
 1986년 8월: Ohio State Univ. 전기공학과(공학박사)  
 1986년~현재: 한국과학기술원 전

기 및 전자공학과 교수  
 [주 관심분야] 전파전파 산란해석, 마이크로파공학, 이동 및 이동통신, EMI/EMC/EMS 등

### 홍 수 원



1995년 2월: 성균관대학교 물리학과(이학사)  
 1997년 2월: 성균관대학교 물리학과(이학석사)  
 1999년 3월~현재: 성균관대학교 전자공학과(박사과정)  
 1997년 6월~현재: 정보통신부 전

파연구소 공업연구사  
 [주 관심분야] 전자파 인체영향, 전자장 수치해석

### 최 명 선

1990년 3월~1991년 4월: 전파연구소 겸정과장  
 1993년 10월~1994년 7월: 정보통신부 전파방송관리국 주 파수과장  
 1996년 7월~1998년 3월: 정보통신부 정보화기획실 초고속 기획 과장  
 1998년 3월~현재: 전파연구소장

### 김 기 희



1995년 2월: 성균관대학교 물리학과(이학사)  
 1997년 2월: 성균관대학교 물리학과(이학석사)  
 1997년~현재: 정보통신부 전파연구소 공업연구사  
 [주 관심분야] 전자파 인체영향,

SAR 측정 및 계산, 안테나 공학과, 무선이동통신