

전기전도도의 비균질성을 고려한 정밀 두뇌 모형 내부에서 유기되는 유도 전기장 분포해석

論 文
57-2-25

Numerical Analysis of Electric Field Distribution Induced Inside a Realistic Brain Model Considering Conductivity Heterogeneity

金 東 勳[†] · 李 一 鎬^{*} · 元 哲 昊^{**}
(Dong-Hun Kim · Il-Ho Lee · Chul-Ho Won)

Abstract -In this paper, the electric field distribution induced inside the brain during Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) has been thoroughly investigated in terms of tissue heterogeneity and anisotropy as well as different head models. To achieve this, first, an elaborate head model consisting of seven major parts of the head has been built based on the Magnetic Resonance (MR) image data. Then the Finite Element Method (FEM) has been used to evaluate the electric field distribution under different head models or three different conductivity conditions when the head model has been exposed to a time varying magnetic field achieved by utilizing the Figure-Of-Eight (FOE) stimulation coil. The results show that the magnitude as well as the distribution of the induced field is significantly affected by the degree of geometrical asymmetry of head models and conductivity conditions with respect to the center of the FOE coil.

Key Words : Brain Model, Finite Element Analysis, Induced Electric Field, Transcranial Magnetic Stimulation.

1. 서 론

경두개자기자극술(Transcranial Magnetic Stimulation: 이하 TMS)은 두뇌 외부에 위치한 자극기 코일에 펄스형태의 큰 전류를 순간적으로 인가하여 발생된 자기장을 뇌에 투사함으로써, 뇌 내부에 페러데이 유도법칙(Faraday's law of induction)에 의해 유도된 전기장을 이용하여 특정 부위의 뇌 조직 및 신경 세포를 자극하는 방법이다. 이 기술은 종래 전극을 뇌에 직접 삽입하는 전기충격요법(electroconvulsive therapy)에 비해 안전하고 비침습적(non-invasive)인 방법으로 우울증이나 통증완화 등의 임상치료에 적용되어 그 효과가 입증되면서 이에 대한 연구와 관심이 국내·외적으로 증대되고 있다[1-10].

이러한 TMS는 기술의 특성상 뇌 내부의 유기되는 전기 자극신호를 직접 측정할 수 있는 방법이 현재까지 없기 때문에 안전한 시술을 위해서는 뇌 내부에 유기되는 전기장의 분포를 정확히 예측할 수 있는 기법 개발이 필수적으로 요구된다. 기존 국외 연구에서는 원이나 타원형태의 단순화된 뇌 모형을 구성하여 두뇌 내부에서 유기되는 전기장의 분포를 예측하였다[1-7]. 특히 뇌 형상 및 뇌를 구성하는 내부 조직의 전기전도도의 비균질성(heterogeneity) 및 이방성(anisotropy) 등의 특성이 뇌 내부에 유도되는 전기장의 분포에 영향을 준다는 사실이 발표되었다[7-10]. 따라서 TMS

시술 시 뇌 내부에 유기되는 전기장의 정확한 분포특성을 예측하기 위해서는 실제 두뇌를 사실적으로 묘사한 정밀 두뇌 모형의 개발과 이에 따른 뇌 내부 조직의 전기전도도의 특성을 고려한 정밀 전자기장 수치해석 기법 개발이 요구된다.

본 논문에서는 뇌 내부에서 유도되는 전기장 분포의 정밀 예측을 위하여 우선 Zubal data라고 명명된 MRI 단층영상으로부터 Mimics, Geomagics 및 Opera 3D Modeler 등의 다양한 영상처리 도구를 동원하여 사실적인 3차원 뇌 형상 모델을 구축하였다[11]. 뇌 모델은 피부(skin), 두개골(skull), 뇌척수액(cerebrospinal fluid:이하 csf), 회백질(gray matter:이하 gm), 백색질(white matter:이하 wm), 소뇌(cerebellum), 뇌실(cerebral ventricle:이하 cv) 등의 7개의 세부조직으로 구성되었다. 정밀 두뇌 모델과 별도로 우선 단순한 구 모델을 도입하여 상용전자장 해석도구인 Opera를 이용하여 우선 자극기와 뇌 구조의 상대적인 위치 및 전기전도도의 비균질성 등이 뇌 내부에 유기되는 전기장의 분포에 미치는 영향을 고찰하였다. 이를 바탕으로 구축된 정밀 두뇌 모델의 뇌 내부조직에 전기전도도의 비균질성 및 이방성을 고려한 세 가지 다른 전기전도도 조건을 부여하여 뇌 내부에서 발생하는 유도 전기장 분포의 변화를 분석하였다. 비교결과 자극기와 뇌 구조물의 기하학적인 비대칭성이 유도 전기장의 분포의 왜곡현상 및 유도 전기장 집약부위의 이동 등에 주요한 영향을 주며 이에 더불어 뇌 조직에 부여된 전기전도도의 비균질성 및 이방성 등의 조건은 이러한 현상을 더욱 증대시키는 역할을 한다는 사실을 확인하였다.

* 學生會員 : 慶北大學校 電氣工學科 碩士課程

** 正 會 員 : 慶一大學校 副教授 · 工博

† 교신저자, 正會員 : 慶北大學校 電氣工學科 助教授 · 工博

E-mail : dh29kim@ee.knu.ac.kr

接受日字 : 2007年 11月 19日

最終完了 : 2007年 12月 31日

2. 모델 변수

2.1 정밀 두뇌 모델

Zubal Data는 MRI 장비를 사용하여 35세의 건강한 남성의 머리를 스캔하여 256 x 256 바이트로 저장된 2차원 단층영상들의 집합이다[11]. 그러나 이러한 단층영상은 전자장 수치해석 도구인 OPERA에서 직접 사용할 수 없는 데이터 형식이므로 이를 전자장 수치해석 가능한 3차원 솔리드 데이터 형식으로 변환하는 작업이 요구된다[7]. 정밀 뇌 모형을 구축하기 위하여 필요한 여러 가지 영상처리 절차는 그림 1과 같다. 우선 상용 영상처리도구인 Mimics를 사용하여 2차원 단층영상으로부터 폴리곤 형태의 3차원 영상을 얻는다. 이를 Geomagics라 불리는 영상변환도구를 사용하여 전자장 해석도구인 OPERA에서 인식 가능한 솔리드 형태의 3차원 데이터로 변환하게 된다. 마지막으로 전자장 해석도구에서는 솔리드 모델을 바탕으로 유한요소해석에 필요한 3차원 유한요소를 생성하게 된다.

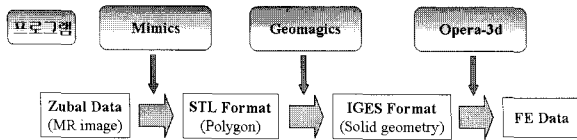


그림 1 MRI 단층영상으로부터 유한요소 데이터 추출과정
Fig. 1 Procedure for extracting FE data from MRI image data

실제 유한요소법을 이용한 전자장 해석에서는 그림 1에서 추출된 솔리드 모델에 추가적인 형상 단순화 작업이 요구된다. 이는 두개골, 백색질, 뇌실 등이 복잡한 형상을 가지고 있어 3차원 사면체 요소 발생 시 많은 시간이 소요되고 또한 상용전자장 해석도구에서 지원하는 해석 가능한 시스템 용량이 4 Gb로 제한되어 있기 때문이다. 따라서 Geomagics를 사용하여 이들의 형상을 그림 2와 같이 단순화하였다.

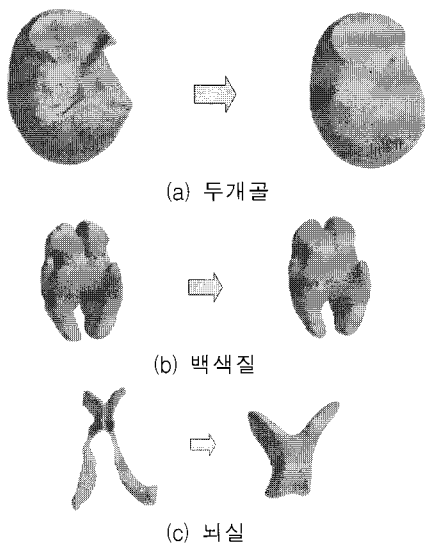


그림 2 형상단순화 작업
Fig. 2 Simplifying solid components

이상의 작업을 통하여 그림 3과 같이 뇌실, 백색질, 소뇌, 회백질, 뇌척수액, 두개골, 피부 등의 7가지 세부영역을 갖는 정밀 두뇌모형이 TMS 시술 시 뇌 내부에서 유기되는 전기장 분포예측을 위하여 사용되었다.

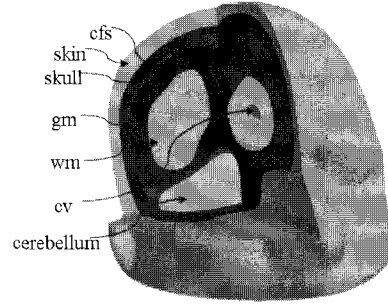


그림 3 정밀 두뇌모형 단면도
Fig. 3 Cutaway views of a realistic brain model

2.2 유한요소해석

본 논문에서는 뇌 내부에 유기되는 전기장의 분포를 예측하기 위하여 전자장 상용해석도구인 Opera가 사용되었다. 3차원 해석시간을 단축하기 위하여 공기영역에서는 reduced scalar potential formulation법과 뇌 영역에서는 vector potential formulation법을 사용하는 hybrid 형태의 유한요소 정식화 기법을 이용하였다[12]. 모델은 1,100,000개 정도의 2차 형상함수를 사용하는 사면체요소로 분할되었다. 모델의 각 내부 영역의 전기전도도는 전도도의 비균질성 및 이방성 등의 특성이 유도 전기장 분포에 미치는 영향을 조사하기 위하여 표 1과 같이 세 가지 다른 조건을 부여하였다[8-10].

표 1 뇌 구성요소 별 전기전도도 (S/m)

Table 1 Electric conductivity of each brain component (S/m)

	Case I (균질성과 등방성)	Case II (비균질성과 등방성)	Case III (비균질성과 이방성)		
			x	y	z
피부	0.33	0.33	0.33		
두개골	0.33	0.042	0.03	0.03	0.0042
뇌척수액	0.33	1.79	1.79		
소뇌	0.33	0.33	0.33		
회백질	0.33	0.4	0.4		
백색질	0.33	0.2	0.49	0.49	0.1
뇌실	0.33	1.79	1.79		

위 표에서 Case III의 경우에는 전도도의 이방성이 강하게 나타나는 두개골과 백색질의 영역에 부여하였다. 실제 전도도의 이방성 특징은 두 영역의 경계면의 법선방향과 접선방향으로 나타나지만, 이를 상용해석도구를 이용하여 구현하기가 현실적으로 불가능하여 여기에서는 직교좌표계의 x축과 y축 방향과 평행하게 상대적으로 큰 전도도 값을 부여하였

고 반면 z축 방향으로 적은 전도도 값을 인가하였다(그림 4 참조). 실제 뇌 조직의 전기전도도의 이방성과는 많은 차이를 보이는 이러한 단순화된 이방성 부여를 통하여 본 논문에서는 전자기학적인 관점에서 뇌 내부에서 유기되는 전기장의 분포 및 집약도 등이 전도도의 비균질성 이외에 이방성 특성에도 관련이 있음을 보이고자 한다.

2.3 자극기

유효 직경이 70 mm인 원형 코일 두개를 사용하는 팔자 형태의 종래의 FOE 코일이 자극기로 사용되었다. 15턴의 각 도체로 구성된 원형 코일은 그림 4(a)에서와 같이 뇌 모델의 정수리로부터 10 mm 위에 위치하고 있고 뇌 모델의 정수리는 사용한 직교좌표계에서 (0,0,-10)에 해당한다. 원형 코일의 전체 단면적은 15.5 mm × 10 mm이고 2.5 kHz의 전원 주파수에 400 A/mm²의 전류밀도를 인가하였다. 이때 표 1의 Case III에 해당하는 전기전도도 조건하에 뇌 모델의 표면에서 유기되는 전기장 분포를 그림 4(a)에서 보여주고 있다. 뇌 내부에 유도 전기장 분포와 전기전도도의 조건과의 영향도를 살펴보기 위하여 그림 4(b)와 같이 z축으로 -35 mm인 단면상에 test line A와 test line B에 해당하는 두 개의 관측선을 정의하였다.

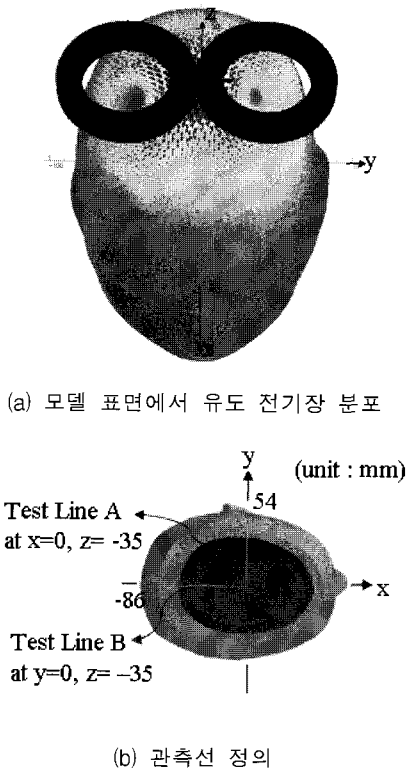


그림 4 해석모델 및 관측점
Fig. 4 Analysis model and field measuring lines

3. 유도 전기장 분포특성

대부분의 기존 연구에서는 TMS 시 단순화된 뇌 모형 내부에 유기되는 전기장의 분포의 영향 조사가 전기전도도의

조건 즉, 비균질성 및 이방성 특성에만 국한되었고 뇌의 자체형상에 대한 관련성 연구는 미진하였다 [7-10]. 그러나 유도 전기장의 발생에 대한 근본적인 인과관계를 전자기학적인 관점에서 고찰해 보면, 다음 식에서와 같이 시변 자기장에 노출되어 도체 내부에 유기되는 전기장은 두 가지 요인에 의해 결정된다.

$$E = - \frac{\partial A}{\partial t} - \nabla \phi = E_s + E_I \quad (1)$$

여기서 우변 첫 번째 항 E_s 는 솔레노이달 벡터장(solenoidal vector field)에 해당하며 도체 내부의 각 위치에서 경험하는 자기장의 시간에 대한 변화에 의해 기인된다. 반면 두 번째 항 E_I 는 비회전성 벡터장(irrotational vector field)에 해당하며 유도 전기장의 발산(divergence)량이 항상 0을 만족시키기 위해 도입된 양이다. 이러한 비회전성 벡터장은 자속에 투사되는 도체의 기하학적 비대칭성에 의해 주로 기인되며 도체의 대칭성이 확보 되더라도 공간상에 전기전도도의 비대칭적 분포가 존재하면 나타난다. 이는 전기전도도의 비균질성 및 이방성이 존재하더라도 투사되는 자속의 중심에 대칭적인 분포를 갖고 또한 도체의 형상이 대칭이 되면, 도체 내부에 유도 전기장 분포 왜곡이나 집약부위의 이동 현상이 발생하지 않는다는 것을 의미한다.

따라서 뇌 내부에 유기되는 전기장 분포의 왜곡 및 집약부위의 이동현상은 근본적으로 TMS 인가 시 자극기 중심에 대한 뇌 내부조직의 기하학적 대칭성의 유무가 주요한 요인이 된다는 사실을 유추할 수 있다. 이러한 사실을 단순화된 구 형태의 뇌 모델을 도입하여 먼저 증명한다. 나아가 구축된 정밀 두뇌 모형에 대한 유도 전기장 해석결과를 통하여 유도 전기장 분포의 왜곡 및 집약도 부위의 이동현상이 전기전도도의 비균질성 및 이방성 조건을 부여하였을 경우 더욱 심화된다는 사실을 확인한다.

3.1 구 모델에서의 유도 전기장 분포

유도 전기장의 뇌 모형의 기하학적 형상에 대한 영향을 조사하기 위하여 피부, 두개골, 뇌척수액 및 뇌 내부조직 등으로 네 개로 분할된 90 mm의 반경을 갖는 단순화된 구 모델은 그림 5(a)와 같다. 그림 5(b)에 사용된 자극기는 2.3절에서 기술한 동일 조건의 FOE 코일이고 전기전도도 조건은 피부로부터 내부조직에 거쳐 각각 0.33 S/m, 0.042 S/m, 1.79 S/m, 0.4 S/m에 해당하는 비균질성 특성을 부여하였다. 다만 자극기 중심의 위치를 두 가지로 변경하여 구 내부에서 유도 전기장 분포를 고찰하였다.

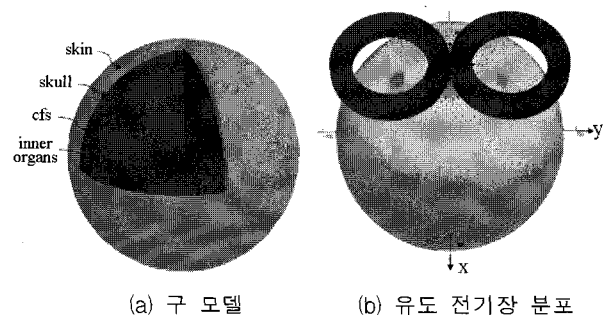
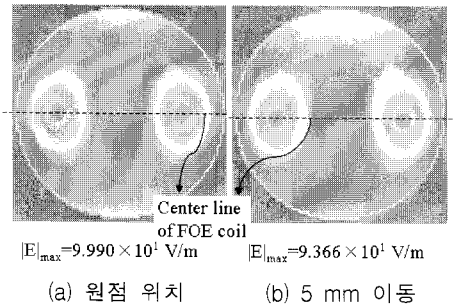


그림 5 단순화된 구 형태의 뇌 모델
Fig. 5 Simplified sphere-type brain model

첫 번째 조건은 전체 시스템의 원점인 (0,0,0)에 자극기를 위치시켜 구 모델의 중심과 일치시켰다. 두 번째 조건으로는 자극기 중심을 그림 5(b)에서 x축을 따라 5 mm 변위를 주어 구 모델의 중심과 어긋나게 하였다. 이러한 조건은 자극기에 의해 투사되는 자기장의 중심에 대하여 뇌 모형의 기하학적 비대칭성을 초래하게 된다.

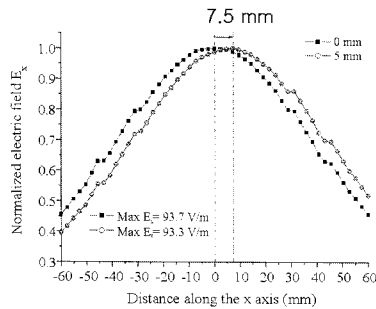
그림 6은 두 가지 자극기 위치에 대한 z=-35 mm에 위치한 x-y평면에 평행한 단면상에서 분포하는 유도 전기장의 크기를 비교하였다. 자극기 중심이 구 모델 중심과 일치하는 그림 6(a)에서는 유도 전기장 분포도 대칭적으로 나타나지만 자극기 중심이 x축으로 5 mm 이동한 그림 6 (b)에서는 유도 전기장의 비대칭 분포가 관찰되었으며 특히 x축 상으로 전기장의 왜곡이 심하게 나타난다.



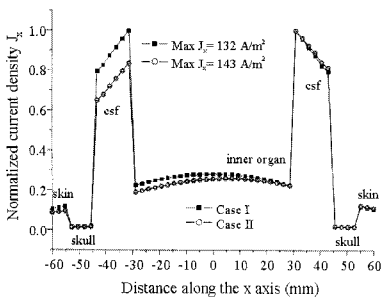
(a) 원점 위치 (b) 5 mm 이동

그림 6 두 가지 자극기 중심 위치에 따른 z=-35 mm에 위치한 단면상에서 유도 전기장 분포 비교

Fig. 6 Contours of the induced electric field distribution on the cross section at z=35 mm for two different locations of FOE coil



(a) 전계세기



(b) 전류밀도

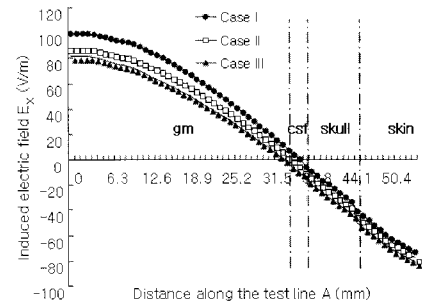
그림 7 두가지 자극기 중심 위치에 대한 z=-35 mm에서 x축 상의 유도 전기장 분포 비교

Fig. 7 Comparison of induced electric field distribution between two different locations of FOE coil along the x axis at z=-35 mm

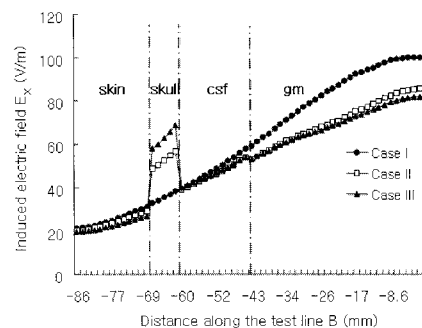
그림 7에서는 이러한 현상을 보다 자세히 관찰하기 위하여 그림 6의 단면에서 x축 방향으로 유도 전기장 분포 특성을 비교하였다. 자극기 중심 위치를 5 mm 이동하였을 때 x축 상의 유도 전기장의 최대치는 7.5 mm 이동하는 것을 그림 7(a)에서 보여주고 있다. 또한 그림 7(b)에서는 자극기 중심 이동에 기인한 x축 상의 유도전류밀도의 비대칭적 분포를 나타내고 있다. 이상의 결과로부터 뇌 내부에 유도되는 전기장 분포의 왜곡 및 집약부의 이동현상은 전기 전도도의 비균질성 특성보다는 자극기 중심 즉 투사되는 자기장의 중심과 이와 상대적인 뇌 모형의 기하학적 구조로부터 기인된다는 사실을 확인할 수 있다.

3.2 정밀 두뇌 모델에서 유도 전기장 분포

표 1에서 제시한 세 가지 다른 전기전도도 조건하에 구축된 정밀 두뇌 모델에 FOE 코일을 이용한 자기자극을 인가하였을 경우 내부의 유도 전기장 및 유도 전류밀도를 비교하였다. 사용한 정밀 뇌 모형은 기하학적인 대칭구조를 만족하지 못하고 있으며 이는 실제 인간의 뇌 구조에도 적용된다. 그림 8에서 볼 수 있듯이 뇌 조직의 전도도 비균질성이 이방성에 비해 상대적으로 자극기 중심부에서 발생하는 유도 전기장의 크기에 미치는 영향도가 큰 것으로 나타났다. 또한 그림 8(b)는 유도 전기장의 불연속이 두개골 영역에서 가장 크게 발생하였다.



(a) test line A



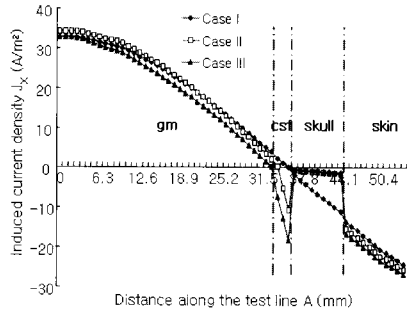
(b) test line B

그림 8 두 관측선에서 세 가지 다른 전도도에 따른 유도 전기장 분포 비교

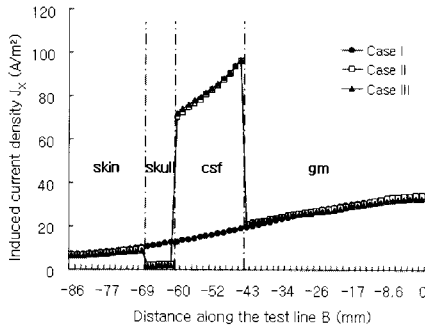
Fig. 8 Comparison of induced electric field distribution between three different conductivity conditions along two test lines

그림 9는 그림 8과 동일한 조건 하에서 유도 전류밀도 분포의 변화를 보여주고 있다. 실제 뇌 조직 및 신경세포 자

극에 이용되는 유도 전류밀도의 크기는 전도도의 비균질성 및 이방성이 고려되었을 경우 두개골과 뇌척수액 영역에서 불연속이 심하게 나타난다. 특히 그림 9(a)에서 표 1의 Case II와 Case III의 뇌척수액 영역에서 전도도 크기를 동일하게 1.79 S/m로 부여하였지만 두개골의 이방성에 기인한 효과에 의해 유도 전류밀도의 크기가 최대 2배 이상 차이를 갖는 것을 확인할 수 있었다.



(a) test line A

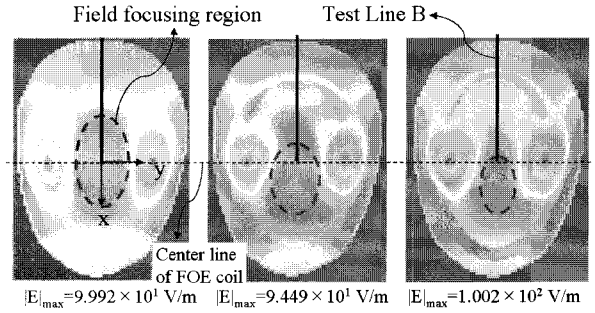


(b) test line B

그림 9 두 관측선에서 세 가지 다른 전도도에 따른 유도전류밀도 분포 비교

Fig. 9 Comparison of induced current density distribution between three different conductivity conditions along two test lines

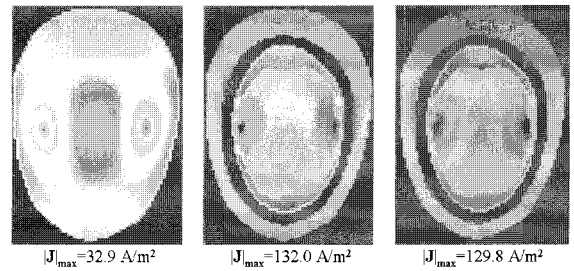
그림 10과 그림 11은 $z=-35$ mm에 위치한 x - y 평면에 평행한 단면상에서 분포하는 유도 전기장 및 유도 전류밀도의 크기 윤곽을 나타낸다. 그림 10에서 점선부로 표시된 영역은 자극기에 의해 단면상에 나타난 유도 전기장이 집약된 부위를 의미하며 그림 10(a)와 (b)의 비교를 통하여 전도도의 비균질성이 뇌 내부의 유도 전기장의 집약부위를 자극기 중심선으로부터 벗어나게 함을 관찰할 수 있다. 이러한 현상이 전도도의 이방성이 고려된 그림 10(c)에서 더욱 심화되는 것을 볼 수 있다. 그림 10로부터 전도도의 비균질성 및 이방성이 뇌 내부에 유도되는 전기장의 집약 부위의 위치 및 크기에 큰 영향을 미치고 있음을 확인할 수 있다. 또한 그림 5의 관측선에서 전도도의 조건에 따른 유도 전기장의 최대 크기의 변화가 최대 14%정도가 발생하는 것으로 보이지만 이는 실제 관측선이 포함된 그림 10의 단면상의 유도 전기장의 최대 크기를 살펴보면 서로 큰 변화가 없다. 따라서 그림 8에서 발생하는 유도 전기장의 크기 변화는 그림 10에 보는 바와 같이 전도도 조건에 따라 유도 전기장의 집약 부위의 이동에 의해 기인된 것으로 판단된다.



(a) Case I (b) Case II (c) Case III

그림 10 세 가지 다른 전도도에 따른 $z=-35$ mm에 위치한 단면상에서 유도 전기장 분포 비교

Fig. 10 Contours of the induced electric field distribution on the cross section at $z=35$ mm under three different conductivity conditions

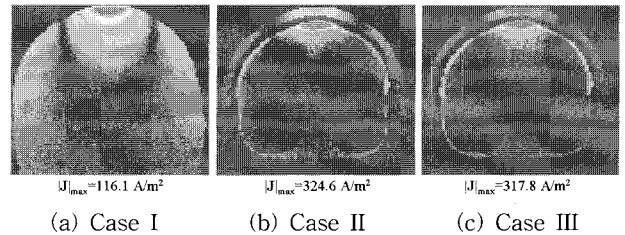


(a) Case I (b) Case II (c) Case III

그림 11 세 가지 다른 전도도에 따른 $z=-35$ mm에 위치한 단면상에서 유도 전류밀도 분포 비교

Fig. 11 Contours of the induced current density distribution on the cross section at $z=35$ mm under three different conductivity conditions

반면 비균질성 및 이방성이 고려된 Case II와 Case III에서 유도 전류밀도 분포가 균질성 및 등방성 전도도가 고려된 Case I의 것에 비해 상당히 다른 형태를 가짐을 그림 11에서 보여주고 있다. 특히 유도 전류밀도의 최대치가 Case I의 경우에 비해 다른 두 경우의 전도도 조건하에서 4배 이상 크며 또한 최대 전류밀도가 나타나는 부위도 자극기 중심 부위에서 뇌척수액이 있는 영역으로 변경됨을 볼 수 있다. 이러한 현상은 $x=0$ mm에 위치한 y - z 평면상에 표시된 유도 전류밀도 분포 윤곽을 나타내는 그림 12에서 더욱 선명히 관찰 된다.



(a) Case I (b) Case II (c) Case III

그림 12 세 가지 다른 전도도에 따른 $x=0$ mm에 위치한 y - z 평면상에서 유도 전류밀도 분포 비교

Fig. 12 Contours of the induced current density distribution on the y - z plane at $x=0$ mm under three different conductivity conditions

4. 결 론

본 논문에서는 단순화된 구모형과 정밀 두뇌모형을 이용하여 TMS 시술 시 뇌 내부에서 유기되는 전기장 및 전류밀도 분포 특성을 뇌 모형의 기하학적 구조 및 뇌조직의 전기전도도의 조건을 고려하여 예측하였다. 해석결과 자극기 중심과 뇌 모형의 기하학적 대칭성, 전도도의 비균질성 및 이방성 특성이 뇌 내부에서 발생하는 유도 전기장의 왜곡 및 집약 부위의 위치 이동에 큰 변화를 야기한다는 사실을 확인하였다. 이는 실제 TMS 시술 시 자기자극이 인가되어야 할 목표지점이 자극기 중심에서 벗어나게 된다는 것을 의미한다. 따라서 TMS를 이용한 특정 부위의 뇌 조직 및 세포의 정밀 자극을 위해서는 보다 정밀한 유도 자기장 및 전류밀도 분포의 예측에 관련한 연구가 지속되어야 한다고 사료된다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(R01-2005-000-10140-0)지원으로 수행되었음.

참 고 문 헌

- [1] K. R. Davey, D. H. Cheng and C. M. Epstein, "Prediction of magnetically induced electric fields in biological tissue", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, pp. 418-422, 1991.
- [2] W. Wang and S. R. Eisenberg, "A three-dimensional finite element method for computing magnetically induced currents in tissues," IEEE Trans. Magn., vol. 30, pp. 5015-5023, Nov. 1994.
- [3] M. Hallett, "Transcranial magnetic stimulation and the human brain," Nature, vol. 406, pp. 147-150, 2000.
- [4] J. Starzynski, B. Sawicki, S. Wincenciak, A. Krawczyk and T. Zyss, "Simulation of Magnetic Stimulation of the Brain," IEEE Trans. Magn., vol. 38, pp.1237-1240, March 2002.
- [5] G. Huiskamp, M. Vroeijsstijn, R. van Dijk, G. Wieneke, and A. Huffelen, "The need for correct realistic geometry in the inverse EEG problem" IEEE Trans. Biomed. Eng., vol 46, pp.1281-1287, Nov 1999.
- [6] D-H Kim and G. E. Georghiou and C. Won, "Improved Field Localization in Transcranial Magnetic Stimulation of the Brain With the Utilization of a Conductive Shield Plate in the Stimulator," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 53, pp.720-725, 2006.
- [7] Dong-Hun Kim and Chulho Won and G. E. Georghiou, "Assessment of the Sensitivity to Field Localization of Various Parameters during Transcranial Magnetic Stimulation," IEEE Trans. Magn., vol. 43, pp.4016-4022, 2007.
- [8] R. Liu and S. Ueno, "Calculating the activation function of nerve excitation in inhomogeneous volume conductor during magnetic stimulation using the finite element method," IEEE Trans. Magn., vol. 36, pp.1796 - 1799, July 2000.
- [9] J. S. Yuan and Z. H. Tang, "Finite-Element simulation of Human Brain Electric Activity," IEEE Trans. Magn., vol. 39, pp.1539-1542, 2003.
- [10] P. C. Miranda, M. Hallett and P. J. Basser, "The Electric Field Induced in the Brain by Magnetic Stimulation : A 3-D Finite Element Analysis of the Effect of Tissue Heterogeneity and Anisotropy," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 50, pp.1074-1085, Sept 2003.
- [11] I. G. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi and P. B. Hoffer, "Computerized 3-Dimensional Segmented Human Anatomy," Medical Physics, vol. 21, pp. 299-302, 1994.
- [12] Vector Fields Limited, OPERA User's Guide (2005).

저 자 소 개



김 동 훈 (金東勳)

1968년 2월 26일생. 1992년 서울대학교 전기공학과 졸업, 1994년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학석사), 1998년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사), 1998.3~2001.2 LG전자 디지털어플라이언스 연구소 선임연구원, 2001.3~2002.2 성균관대학교 전기전자컴퓨터공학부 연구교수, 2002.3~2002.8 기초전력원 특별연구원, 2002.9~2004.2 영국 Southampton대학 ECS Research Fellow, 2004.3~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터공학부 조교수

Tel : 053-950-5603

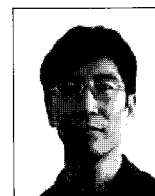
Fax : 053-940-8503

E-mail : dh29kim@ee.knu.ac.kr



이 일 호 (李一鎬)

1980년 7월 14일생. 2006년 경일대 제어계측공학과 졸업. 2006년~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 석사과정



원 철 호 (元哲昊)

1992년 경북대학교 전자공학과 졸업, 1995년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학석사), 1998년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학박사), 1999~2002 미국Iowa대학 Post. Doc., 2002년~현재 경일대학교 제어계측공학과 부교수

Tel : 055-540-6191

Fax : 055-542-3737

E-mail : csyang@add.re.kr