

**정밀두뇌형상모델을 이용한 두뇌 내부에서 유도전기장 분포 해석**

\*이일호, \*\*원철호, \*김동훈

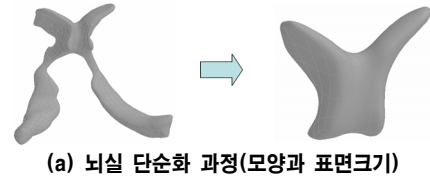
\*경북대학교 전자전기컴퓨터학부, \*\*경일대학교 컴퓨터제어전기공학부

**A analysis of distribution induced electric field in brain used accurate brain shape model**

\*Il-ho Lee, \*\*Chul-ho Won, \*Dong-Hun Kim

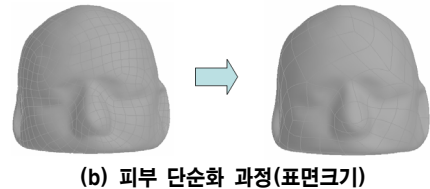
\*Kyungpook National University, \*\*Kyungil University

**Abstract** - 경두개자기자극술(Transcranial Magnetic Stimulation:이하 TMS)은 두뇌 외부에 설치된 코일을 이용하여 짧은 시간에 강한 임펄스 형태의 자기장을 인가하여 두뇌 내부에 유도전기장을 발생시켜 특정 부위의 신경조직을 자극하는 비침습적(noninvasive)인 기술이다. 두뇌 내부에 정확한 자극 분포와 자극 세기를 알기 위해 Zupal Data에 근거한 정밀한 두뇌형상모델을 이용하여 수치해석 하였다. 수치해석 결과 복잡한 머리 내부에 유기되는 정확한 유도전기장 분포를 예측하였다.



**1. 서 론**

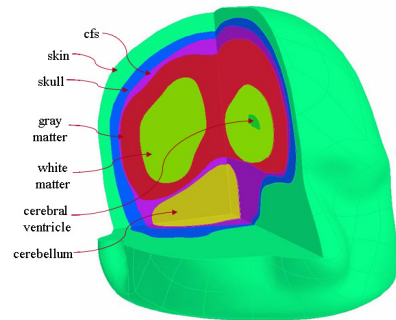
TMS는 1985년 Barker가 최초로 시도한 방법으로 두뇌 외부에 위치한 자극기 코일에 수십 ms의 펄스형태의 큰 전류를 인가하여 발생된 자기장을 두뇌 내부에 투사함으로써, 패러데이 유도법칙(Faraday induction law)에 의해 유도된 전기장을 이용하여 특정 부위의 뇌 조직 및 신경 세포를 자극하는 방법이다[1]. 이 기술은 전극을 뇌에 직접 삽입하는 종래의 전기충격요법(electro convulsive therapy)에 비해 안전하고 비침습적인 방법으로 우울증이나 통증완화 등의 임상치료에 활용되면서 이에 대한 연구와 관심이 국내·외적으로 증대되고 있다[1].



**<그림 1> 형상 단순화.**

각 단순화된 머리 구성요소를 OPERA에서 그림 2과 같이 병합한다. 병합하는 순서는 피부, 두개골, 뇌척수액, 회백질, 백색질, 소뇌, 뇌실 순으로 안쪽에 위치한다.

TMS는 기술의 특성상 직접 시술부위에 유도되는 두뇌 내부의 유도된 전기 자극신호를 측정할 수 있는 장치가 현재까지 없기 때문에 안전한 시술을 위해서는 두뇌 내부에 유기되는 전기장의 분포를 정확히 예측할 수 있는 기법개발이 필수적이다. 이를 위하여 기존 국외 연구에서는 원이나 타원형태의 단순화된 두뇌모형을 구성하여 두뇌 내부에서 유기되는 전기장의 분포를 해석하였고 두뇌의 형상이 유도전기장의 분포와 관련이 있다는 결과를 제시하였다. 따라서 두뇌 내부에 유기되는 전기장의 정확한 분포특성을 예측하기 위해서는 실제 두뇌를 사실적으로 묘사한 정밀두뇌모형의 개발과 각 내부 조직의 전기전도도의 비균질성을 고려한 전자기장 수치해석이 수행되어야 한다.



**<그림 2> OPERA에서 결합된 모형**

본 논문에서는 두뇌 내부의 유도전기장의 정밀예측을 위하여 우선 zupal brain data라고 명명된 MRI 단층영상으로부터 다양한 영상처리 기법을 동원하여 사실적인 3차원 두뇌 형상모델을 구축하였다. 두뇌 형상모델은 피부(skin), 두개골(skull), 뇌척수액(cerebrospinal fluid:이하 csf), 회백질(gray matter:이하 GM), 백색질(white matter:이하 WM), 소뇌(cerebellum), 뇌실(cerebral ventricle) 등의 7개의 세부조직으로 구성되었다. 구축된 정밀 두뇌 형상모델과 FOE(Figure-Of-Eight) 자극기 코일로 구성된 TMS 모델을 신뢰성 및 정확도가 검증된 상용 전자기장 해석도구인 OPERA를 사용하여 유도전기장 분포에 대한 정밀 수치해석을 수행하였다.

**2.2 유한 요소 해석 기법**

**2.2.1 해석방법**

이 논문에서 OPERA 3D에서 제공하는 ELEKTRA/SS (Time varying electromagnetic fields / Steady-State)를 이용하여 수치해석 했다. ELEKTRA/SS는 유한요소 해석을 할 때 변위 전류가 없는 정전계의 맥스웰 방정식과 다음과 같은 구성방정식(constitutive equations)을 따른다.

$$\vec{J} = \sigma(\vec{E} + \vec{u} \times \vec{B}) \tag{1}$$

$\sigma$ 는 전기 전도율(electrical conductivity),  $\vec{u}$ 는 입자운동속도(drift velocity),  $\vec{J}$ 는 전류밀도(current density),  $\vec{E}$ 는 전기세기(electric field intensity),  $\vec{B}$ 는 자속밀도(magnetic flux density)를 의미한다.  $\sigma$ 는 선형적(linear)이고 등방성(isotropy)이고 균질성(homogeneous)의 특성을 가질 때 상수로 취급할 수 있다.

전체 자기벡터 포텐셜 때문에 발생하는 필드에서는 자기 벡터 포텐셜은 맥스웰 방정식 중  $\nabla \cdot \vec{H} = \vec{J}$ (Ampere's law)에 의해서 다음과 같이 주어진다.

**2. 본 론**

**2.1 정밀 모형 구축 기법**

본 논문에서는 기존 논문과는 다르게 7개의 머리 구성요소 모형(피부, 두개골, 뇌척수액, 회백질, 백색질, 소뇌, 뇌실)을 이용하여 정밀한 두뇌 형상모델을 만들었다. 이 모형은 병원에서 GE Signa 1.5Tesla로 35세의 건강한 남자의 머리를 스캔하여 256 x 256 바이트로 저장된 Zupal Data를 기반으로 하여 mimics를 통해 2D 데이터를 3D 범용 다각형 데이터(\*.stl)로 변환하여 역설계 프로그램인 Geomagic(Ver7.0)을 3D 범용 퍼면 데이터(\*.igs)파일로 변환했다.

2D data를 3D로 자동 변환할 때 형상이 많이 변형되고 표면이 작고 복잡하여 OPERA에서 메쉬(mesh) 작업시 에러가 발생할 가능성이 많고 또한 에러가 발생하지 않아도 해석시간이 길어지는 단점 때문에 그림 1과 같이 단순화하고 수치해석에 이용되는 메쉬를 쉽게 나누기 위해 표면 크기를 늘였다. 두개골, 뇌실은 모양이 너무 복잡하여 모양을 단순화시키고 표면 크기를 늘였다. 그리고 나머지 부분(피부, 뇌척수액, 회백질, 백색질, 소뇌)은 모양은 변화없이 표면 크기를 늘였다.

$$\nabla \cdot \frac{1}{\mu} \nabla \times \vec{A} = -\sigma \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} - \sigma \nabla V \quad (2)$$

$\vec{A}$ 는 자기 벡터 포텐셜(magnetic vector potential)이고,  $V$ 는 전기 스칼라 포텐셜(electric scalar potential),  $\mu$ 는 자기 투자율(magnetic permeability)을 의미한다. (2)식 중 우측 항을 맥스웰 방정식 중  $\nabla \cdot \vec{J}=0$ 에 의해 다음과 같이 표현된다.

$$\nabla \cdot \sigma \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} + \nabla \cdot \sigma \nabla V = 0 \quad (3)$$

전자기장에서 자기 벡터 포텐셜은 비오사바르 법칙(Biot-Savart law)에 의해 얻어지는 전체 자기 벡터 포텐셜과 소스 도체로부터 발생하는 자기장으로 표현되는 감소 자기 벡터 포텐셜( $\vec{A}_R$ )의 합으로 나타낸다.

$$\vec{B} = \mu_0 \vec{H}_S + \nabla \times \vec{A}_R \quad (4)$$

맥스웰 방정식(3)에 의해서 감소 자기 벡터 포텐셜은 다음과 같이 표현된다.

$$\nabla \times \frac{1}{\mu} \nabla \times \vec{A}_R = 0 \quad (5)$$

그리고 유한요소법의 일반적인 지배방정식을 사용하여 유한요소해석을 시작하였다.

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \vec{D} &= \rho \\ (\vec{D} = \epsilon \vec{E} = \epsilon - \nabla V) \\ \nabla \cdot (\epsilon - \nabla V) &= \rho \\ -\epsilon \nabla^2 V &= \rho \end{aligned} \quad (6)$$

$\vec{D}$ 는 전속밀도(electric flux density)고,  $\rho$ 는 전하밀도 (electric density)를 의미한다.

### 2.2.2 유한요소 모델링

각 구성요소의 전기 전도율은 비균질성(heterogeneous)을 가진다. 균질성(homogeneous)이란 머리 구성요소의 전기 전도율을 동일하게 두는 것을 말하고 비균질성은 두뇌형상모델 세부조직의 전기 전도율을 각각 다르게 주는 것을 의미한다. 두뇌형상모델 세부조직의 전기 전도율은 각 요소마다 다르다. 피부는  $0.33 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ [1], 경두개는  $0.042 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ [2], 뇌척수액은  $1.79 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ [3], 회백질은  $0.4 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ [3], 백색질은  $0.2 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ [3] 소뇌는  $0.33 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ [4], 뇌실은  $1.79 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ [3] 이다.

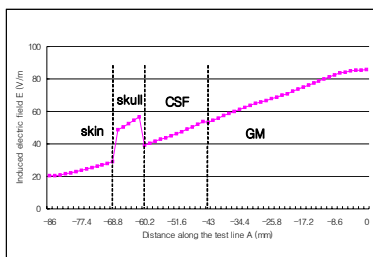
유도전기장은 다음과 같이 3개의 측정선을 두고 그 선을 따라 측정한다. 측정선은 표 1을 참조하여 측정선 A는 X축 방향, B는 Y축 방향, C는 Z축 방향으로 다음과 같이 3선을 긋는다.

〈표 1〉 측정선

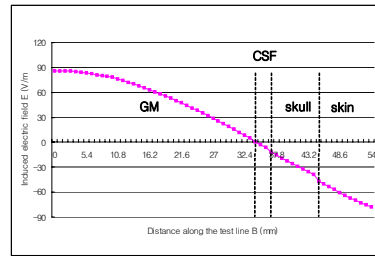
	X축	Y축	Z축
측정선 A	-86 ~ 0	0	-35
측정선 B	0	0 ~ 54	-35
측정선 C	0	20	-72 ~ -13

### 2.3 결과

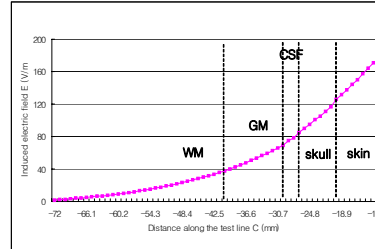
측정선 A, B, C를 따라 x축성분의 유도전기장 분포를 측정된 결과이다. x축 성분의 유도전기장 분포가 y축 성분이나 z축 성분보다 전체 유도전기장 분포에 더 많은 영향을 미치기 때문에 x축 성분만 측정하였다. 유도전기장은 그림 3와 같이 나타났다.



(a) 측정선 A를 따라 측정



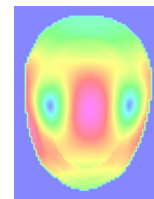
(b) 측정선 B를 따라 측정



(c) 측정선 C를 따라 측정

〈그림 3〉 측정선 A, B, C를 따라 유도전기장 분포 측정

전체적으로 x축 성분의 유도전기장 분포는 거리의 제곱에 반비례하게 나타났으며 x축 방향에서는 두개골 부분에서 다소 높게 나타났다.



〈그림 4〉 z=-35 인 위치에 유도전기장 분포

정밀두뇌형상모델의 z=-35인 위치에 유도전기장 분포는 그림 4와 같이 나타났으며 자극기 코일의 각 중심은 유도전기장이 약하게 측정되었고 코일이 맞닿는 부분이 가장 강하게 나타났다.

### 3. 결 론

최근 TMS에 관한 관심이 증가했으나 부정확한 모델을 이용함으로써 TMS의 정확한 자극 부위와 자극 세기를 예측할 수 없었다. 본 논문에서 정밀한 두뇌형상모델을 이용하여 수치해석한 결과 머리 내부에 유기되는 정확한 유도전기장 분포를 확인했다. 이러한 정확한 자극 분포와 세기를 예측함을 통해 TMS를 이용한 의료기술에 정확성을 높일 수 있을 것이다.

### 감사의 글

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

### [참고 문헌]

- [1] J. Starzyski, 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
- [2] Jiansheng Yuan; Zhanghong Tang: "Finite-Element simulation of Human Brain Electric Activity," *IEEE Trans. Magn.*, vol. 39, pp.1539-1542, 2003
- [3] Miranda, P. C.; Hallett, M.; Basser, P. J.: "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.1074-7085, Sept 2003
- [4] Huiskamp, G.; Vroeijsenstijn, M.; van Dijk, R.; Wieneke, G; van Huffelen, A.C.: "The need for correct realistic geometry in the inverse EEG problem" *IEEE Trans. Biomed Eng.*, vol 46, pp.1281-1287, Nov 1999