비균질성을 고려한 두뇌모형 내부의 자속밀도 분포 해석 및 측정

이일호*, 우상효*, 원철호**, 김동훈*
경북대학교*, 경일대학교**

Analysis and measurement of magnetic flux density distribution inside a brain model taking into account conductivity heterogeneity

Il-Ho Lee*, Sang-Hyo Woo*, Chul-Ho Won**, Dong-Hun Kim*
Kyungpook National University*, Kyungil University*

Abstract - 경두개자기자극술(Transcranial Magnetic Sitmulation:이하 TMS)은 두뇌 외부에 설치된 코일을 이용하여 짧은 시간에 강한 펄스 형태의 자기장을 인가하여 두뇌 내부에 유도전기장을 발생시켜 특정 부위의 신경조직을 자극하는 비침습적(noninvasive)인 기술이다. 두뇌 내부에 정확한 자극 분포와 자극 세기를 알기 위해 Zubal Data에 근거한 정밀한 두뇌형상모델을 이용하여 비균질성을 고려해 수치해석을 하였다. 수치해석 결과 복잡한 머리 내부에 유기되는 정확한 유도전기장 분포를 예측하였고 실험을 통해 수치해석의 유효성을 증명하였다.

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, 페러데이 유도법칙(Faraday induction law)에 의해 유도된 전기장을 이용하여 특정 부위의 뇌 조직 및 신경 세포를 자극하는 방법이다[1]. 이 기술은 우울증이나 통증완화 등의 임상치료에 활용되면서 이에 대한 연구와 관심이 국내·외로 증대되고 있다[1-4].

두뇌 내부에 유기되는 전기 자극 신호를 직접 측정 할 수 있는 방법이 현재까지 없기 때문에 안전한 시술을 위해서 두뇌 내부에 유기되는 전기장의 분포를 정확히 예측 할 수 있는 기법개발이 필수적으로 요구된다. 이를 위해 국내·외 연구에서 원이나 타원 형태의 단순화된 두뇌 모형을 구성하여 유도전기장 분포를 해석하였고 두뇌 형상이 유도전기장의 분포와 관련이 있다는 결과를 제시하였다[1-4]. 또한 두뇌를 구성하는 내부 조직의 상이한 전기전도도도 유도전기장의 분포에 영향을 준다는 사실이 발표되었다[4, 5].

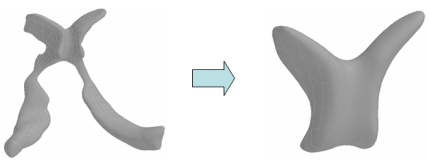
본 논문에서는 두뇌 내부의 유도전기장의 정밀예측을 위하여 3차원 두뇌 형상모델을 구축하였다. 구축된 정밀두뇌형상모델과 FOE (Figure-Of-Eight) 자극기코일로 구성된 TMS 모델을 OPERA를 사용하여 유도전기장 분포에 대한 정밀 수치해석을 수행하였다. 수치해석의 유효성을 증명하기 위해 두뇌 내부의 자속밀도를 수치해석의 예측값과 모의실험의 측정값을 비교하였다. 두뇌 내부에 자속밀도 측정방법을 이 논문에서 최초로 제시하였다. 그 결과 TMS 자극시 보다 안전하고 정확한 시술하기 위해 두뇌 내부에 유기되는 전기장 분포를 예측했다.

2. 본 론

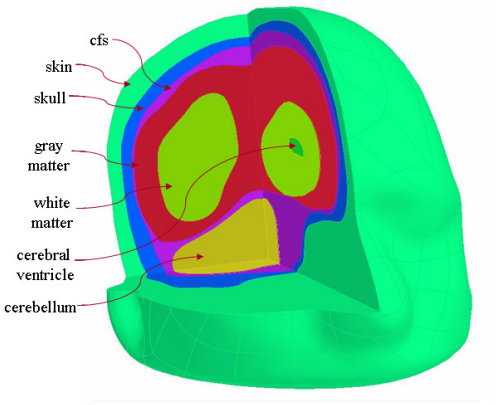
2.1 정밀 모형 구축 기법

본 논문에서는 7개의 머리 구성요소(두피, 두개골, 뇌척수핵, 회백질, 백색질, 소뇌, 뇌실)를 이용하여 정밀두뇌형상을 만들었다. 이 모형은 GE Signa 1.5 Tesla로 35세의 남자의 머리를 스캔하여 256 x 256 픽셀로 저장된 Zubal Data를 기반으로 하여 mimics와 Geomagic(Ver. 7.0), OPERA 3D(Ver.11) 을 통해 3D 형상으로 변환했다.

2D data를 3D로 자동 변환할 때 형상이 많이 변형되고 표면이 작고 복잡하여 OPERA에서 메쉬(mesh) 작업시 에러가 발생할 가능성이 많고 해석시간이 길어지므로 그림 1과 같이 두개골, 백색질, 뇌실을 단순화였다. 단순화된 머리 구성요소를 OPERA 3D에서 그림 2와 같이 병합하였다.



<그림 1> 형상 단순화



<그림 2> OPERA에서 결합된 모형

2.2 유한 요소 해석 기법

2.2.1 해석방법

본 논문은 OPERA 3D에서 제공하는 ELEKTRA/SS (Time varying electromagnetic fields / Steady-State)를 이용하여 와전류해석을 했다. ELEKTRA/SS는 비오샤바르법칙(Biot-Savalt law)에 의해 얻어지는 전체 벡터 포텐셜(total vector potential)과 코일로부터 발생하는 자기장으로 표현되는 감소 벡터 포텐셜(reduced vector potential : $\overrightarrow{A_R}$)의 합으로 나타낸다.

$$\overrightarrow{B}=\mu_0\overrightarrow{H_S}+\nabla\times\overrightarrow{A_R} \tag{1}$$

$\overrightarrow{B}$는 자속밀도(magnetic flux density), μ는 자기 투자율(magnetic permeability), $\overrightarrow{H_S}$는 자속(magnetic flux)이다.

전체 벡터 포텐셜에서 얻어진 장에서는 맥스웰 방정식과 구성방성식 $\overrightarrow{J}=\sigma(\overrightarrow{E}+\overrightarrow{u}\times\overrightarrow{B})$ 을 통해 다음과 같이 나타난다.

$$\nabla\times\frac{1}{\mu}\nabla\times\overrightarrow{A}=-\sigma\frac{\partial\overrightarrow{A}}{\partial t}-\sigma\nabla V \tag{2}$$

V는 전기 스칼라 포텐셜(electric scalar potential), $\overrightarrow{A}$는 자기 벡터 포텐셜(magnetic vector potential) 이다.

전기 스칼라 포텐셜은 맥스웰 방정식 중 페러데이 유도법칙(paraday induction law)에 의해 발생한다. (2)식 중 우측 항을 맥스웰 방정식 중 $\nabla\cdot\overrightarrow{J}=0$에 의해 다음과 같이 표현된다.

$$\nabla\cdot\sigma\frac{\partial\overrightarrow{A}}{\partial t}+\nabla\cdot\sigma\nabla V=0 \tag{3}$$

전기 스칼라 포텐셜과 벡터 포텐셜을 구할 수 있다.

맥스웰 방정식 중 $\nabla\times\overrightarrow{H}=\overrightarrow{J}$(Ampere's law)와 식 (1)에 의해서 감소 자기 벡터 포텐셜은 다음과 같이 표현된다.

$$\nabla\times\frac{1}{\mu}\nabla\times\overrightarrow{A_R}=0 \tag{5}$$

2.2.2 유한요소 모델링

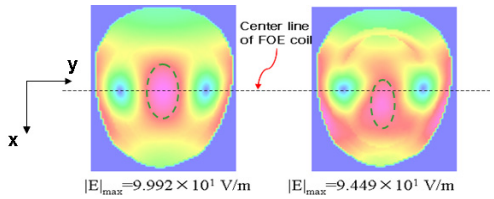
각 구성요소의 전기 전도율은 비균질성(heterogeneous)을 가진다. 두뇌형상모델 세부조직의 전기 전도율은 표 1과 같이 각 요소마다 다르다. 피부는 0.33 S/m, 경두개는 0.042 S/m, 뇌척수액은 1.79 S/m, 회백질은 0.4 S/m, 백색질은 0.2 S/m, 소뇌는 0.33 S/m, 뇌실은 1.79 S/m 이다 [4-6].

<표 1> 전도도 조건 (단위:S/m)

	피부	두개골	뇌척수액	소뇌	회백질	백색질	뇌실
Case Ⅰ	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33	0.33
Case Ⅱ	0.33	0.042	1.79	0.33	0.4	0.2	1.79

2.3 결과

정수리로부터 22 mm 아래 x-y평면의 유도전기장 분포는 그림 4와 같이 나타났다. 전기전도도 비균질성 고려한 TMS 시 유도전기장은 자극기 코일의 중심보다 앞쪽에 집중되었다. 이는 TMS 시술시 자극부위보다 뒤쪽에 자극기가 위치시켜야함을 의미한다.



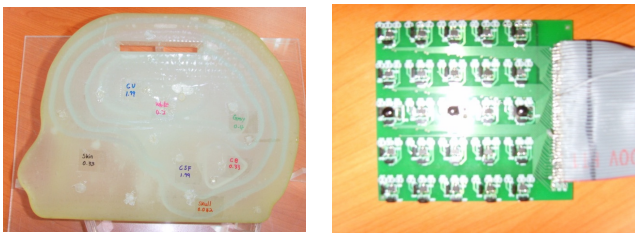
<그림 4> z=-35 인 위치에 유도전기장 분포

2.4 모의실험

실험은 그림 5와 같이 (주)CR테크놀러지사의 TAMAS 1.0 자기자극기를 사용하여 머리에 자극을 주면 Zubal Data를 이용하여 리딩솔루션사에서 Rapid Prototyping 기법으로 만든 정밀두뇌 형상 팬텀을 자극한다. 이 때, 팬텀에 삽입된 알레그로사의 A1302 홀센서를 이용하여 자속밀도를 측정하고 측정 데이터를 내셔널 인스트루먼트사(이하 : NI) 의 PCI 6255 DAQ 보드를 사용하여 취득한다. 이 취득 데이터를 NI사의 랩뷰 8.0을 사용하여 3D로 표현하여 모의실험의 측정값과 수치해석의 예측값을 비교하였다.

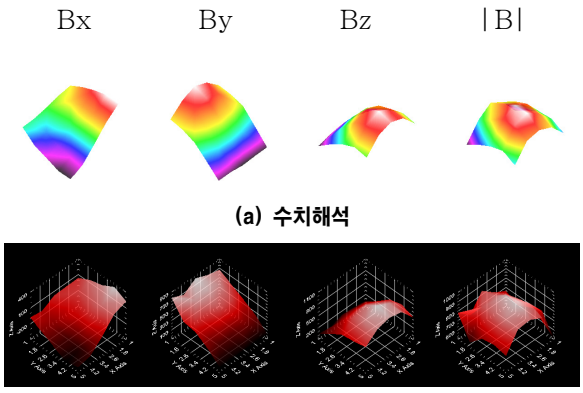
<그림 5> 실험개략도

팬텀은 그림 6과 같이 7개의 중요부분을 포함하고 좌측 단면에 홀센서 PCB를 삽입하기위한 구멍을 제작하였다. 홀센서 PCB는 분해능이 1.3 mV/G인 홀센서를 5 x 5 로 배열하였다.



(a) 팬텀의 단면 **(b) 홀센서 PCB**

<그림 6> 측정위치와 홀센서 PCB

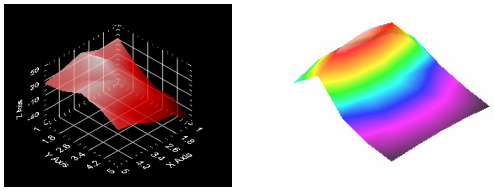


(a) 수치해석

(b) 모의실험

<그림 7> 시뮬레이션과 모의실험 결과비교

TMS 시 머리 내부에 자속밀도분포는 그림 7과 같이 매우 유사하게 나타났다. Case Ⅰ, Ⅱ의 자속밀도 차이를 수치해석과 모의실험을 통해 비교하였을 때 그림8과 같이 유사하게 분포하였다.



(a)모의실험의 Bz 차이 **(b) 수치해석의 Bz 차이**

<그림 8> 전도도조건에 따라 자속밀도 차이 비교

3. 결 론

본 논문에서 정밀한 두뇌형상모델을 이용하여 수치해석한 결과 머리 내부에 유기되는 정확한 유도전기장 분포를 확인했고 수치해석과 모의실험을 통하여 수치해석의 유용성을 증명하였다. 그 결과 비균질성의 전기전도도와 비대칭 두뇌형상은 유도전기장 분포를 뒤틀리게 하고 자극부위보다 앞쪽에 집중됨을 확인하였다. 이를 통해 비균질인 인체에 TMS 시술시 자극기를 자극부위보다 뒤쪽에 위치시켜야한다. 정확한 자극 정도와 범위를 예측함은 TMS를 이용한 의료시술의 정확성을 높일 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 산업자원부의 지원에 의하여 기초전력연구원 (R-2005-7-067)주관으로 수행된 과제임.

[참 고 문 헌]

[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, 2002.

[2] J. Yuan, Z. Tang, "Finite-Element simulation of Human Brain Electric Activity," *IEEE* Trans. Magn, vol. 39, pp.1539-1542, 2003.

[3] D-H Kim, G. E. Georghiou, 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.

[4] D. H, Kim, C, H. Won, 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.

[5] P. C. Miranda, M. Hallett, 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.1074-7085, 2003.

[6] G, Huiskamp, M. Vroeijenstijn, R. van Dijk,, G. Wieneke, A. C. van Huffelen, "The need for correct realistic geometry in the inverse EEG problem" IEEE Trans. Biomed Eng., vol 46, pp.1281-1287, 1999.