

EEG 신호를 이용한 뇌 신호원 국부화에 관한 연구

정 제 철, 송 민, *이 희 영
전남대학교 전자공학과, *전남대학교 전자컴퓨터정보통신공학부
전화 : 062-530-0132 / 핸드폰 : 011-616-8201

Brain Source Localization using EEG Signals

Jae Chul Jung, Song Min, Heyoung Lee
Dept. of Electronics Engineering, Chonnam National University
E-mail : jaechul@moiza.chonnam.ac.kr

Abstract

EEG(Electroencephalography) is generated by electrical activity between neurons in cortical. Waveform of EEG is changed according to body and mental states. Therefore EEG is used to diagnosis of encephalophyma and epilepsy, etc. Also EEG is used to HCI(Human-Computer Interface). This paper describes estimation of orientation and location of dipole sources. The forward model is three-layer spherical head model and current dipole model. Using analytical solution, EEG is generated. Using MNLS(Minimum-Norm Least-Square) method, orientation and location of dipole moment is estimated.

I. 서론

최근 뇌파를 이용한 지능적 인터페이스에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 뇌파는 뇌종양이나 간질, 뇌손상 등과 같은 질병의 진단에 이용되고 있다[1]. 뇌파는 인간의 신체적, 정신적 상태를 반영하므로, 휴먼-컴퓨터 인터페이스에 이용할 수 있다[2]. 특히, 전신마비 같은 중증 장애인이나 퇴행성 질환 등으로 인해 거동이 불편한 노약자들의 독립적인 생활을 위해 연구되고 있는 지능형 주거공간에서 각종 가전제품이나 휠체어

등을 조작하는 데 편리하게 이용할 수 있다[3]. 뇌파를 측정하기 위한 장치를 착용하고 측정된 뇌파의 패턴을 분류하거나 뇌 신호원의 위치를 추정함으로써 스위치의 온-오프와 같은 기능을 수행할 수 있다. 이러한 연구는 가상현실 분야에서 자동차 운전 연습에 적용할 수 있고, 마우스나 키보드를 대신할 수 있는 입력장치를 개발하는데 이용할 수도 있다[1].

휴먼-컴퓨터 인터페이스의 또 다른 분야인 바이오 피드백은 뇌파를 측정하여 사용자의 심리적, 인지적, 감정적 상태를 실시간으로 사용자에게 알려주고 스스로 자신의 두뇌를 개발하고 감정을 통제할 수 있도록 도와주는 것이다.

시각 자극이나 청각 자극 등에 따라 뇌의 특정 부분의 신경세포가 활성화되므로, 이 부분을 찾아냄으로써 뇌 기능 국부화에 적용할 수 있다. 또한 뇌의 각 부분이 담당하는 신체적, 정신적 기능이 다르므로, 활성화되는 신경세포의 위치를 찾아냄으로써 인간의 의도를 파악할 수 있다.

뇌 신호원의 국부화 문제는 신호원과 머리에 대한 적절한 모델(정모델)을 설정하여 뇌파 신호를 수식화(정문제)하고, 이를 기반으로 하여 생성된 신호로부터 신호원의 위치를 찾는(역문제) 것이다.

본 논문에서는 일반적으로 많이 사용되는 3층의 구형머리 모델과 쌍극자 모델을 정모델로 사용한다. 그리고 해석적 방법을 이용하여 뇌파를 생성하고, MNLS 방법을 이용하여 뇌 쌍극자의 위치와 모멘트를

추정하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 제 2장에서는 뇌파의 발생원리와 10-20 전극배치법에 대해 알아보고, 제 3장에서는 뇌파를 이용한 국부화에 대하여 알아본다. 제 4장에서는 실험결과, 그리고 제 5장에서 결론을 맺는다.

II. 뇌파의 발생원리와 전극배치

2.1. 뇌파의 발생 원리

뇌파는 대뇌피질 내 신경 세포의 전기적 활동에 의해 발생한다. 다른 신경 세포와 마찬가지로 뉴런의 세포 안과 밖 사이에는 안정막 전위가 있다. 안정막 전위는 시냅스로 연결되어 있는 다른 뉴런으로부터의 자극에 의해 변한다. 이러한 자극은 세포체나 수상돌기의 막을 따라 흐르면서 국소적 시냅스 후 전위를 유기시킨다. 두피에서 측정되는 뇌파는 주로 시냅스 후 전위에 의해 유발된다. 즉, 뇌파는 대뇌 피질의 뉴런들의 시냅스 전위로부터 발생되며, 각각의 개별전위는 매우 작으므로 두피에서 측정되는 뇌파는 동시에 활성화되는 수많은 뉴런에 의해 유발되는 전위들의 합이다. 그러나 두피에서 측정된 뇌파에는 근전도나 심전도, 눈의 움직임 등에 의한 전위 또는 기록 부위 근처의 강한 교류에 의한 전위가 포함될 수 있다[2].

2.2 10-20 System

뇌파를 측정하기 위해 두피의 임의의 위치에 전극을 부착할 수 있으나 일반적으로 그림 1과 같이 10-20 전극 배치법을 따른다. 머리의 가로와 세로의 둘레길이를 10%와 20%의 간격으로 정하고, 교차점에 전극을 배치한다. 그리고 좌뇌와 우뇌에 대칭으로 배치한다[4].

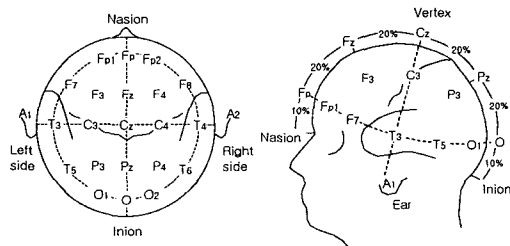


그림 1. 10-20 전극 배치법

III. 뇌파를 이용한 국부화

3.1 정모델

정문제를 수식적으로 표현하기 위해서는 실제의 신경세포와 머리의 모양에 적합한 정모델을 선택해야 한

다. 신경세포의 모델은 대뇌 피질의 수 mm에서 수 cm 영역을 하나의 전류원으로 나타내는 쌍극자 모델을 사용한다. 다수의 신경세포들이 동시에 활성화되어 형성하는 전기 활성도가 한 지점에서 국소화되어 나타나는 것을 쌍극자로 가정하는 것이다. 머리모델은 MR영상 등으로부터 실제 머리에 가까운 모델을 설정할 수도 있으나 계산이 복잡해지기 때문에 해석적인 해를 구할 수 있는 구형머리모델을 주로 사용한다[5].

그림 2는 3층 구형머리모델과 쌍극자의 위치(r_q), 모멘트(q), 전극의 위치(r)를 나타낸다. 표 1은 각 층의 반지름과 전도도를 나타낸다[5].

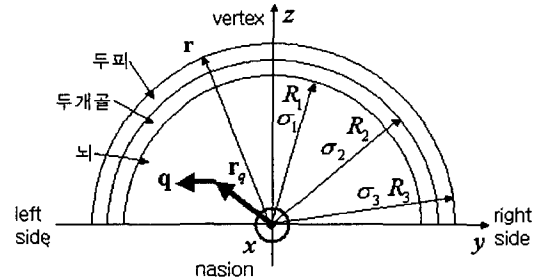


그림 2. 3층 구형머리 모델

표 1. 각 층의 반지름과 전도도

| 층 | 반지름(cm) | 전도도(mhos/m) |
|-----|-----------|-------------------|
| 뇌 | $R_1=7.9$ | $\sigma_1=0.33$ |
| 두개골 | $R_2=8.5$ | $\sigma_2=0.0042$ |
| 두피 | $R_3=8.8$ | $\sigma_3=0.33$ |

3.2 정문제

주어진 정모델을 이용하여 두피에서 측정되는 뇌파를 생성하는 것을 정문제라 한다. 정문제는 식 (1)과 같이 표현된다.

$$v(r_i) = k(r_i, r)q \quad (1)$$

여기서 $v(r_i)$ 는 i 번째 전극에서 생성된 뇌파신호이고, $k(r_i, r)$ 는 gain matrix, q 는 쌍극자 모멘트, $i=1, \dots, n$ 은 전극의 개수이다[5].

3.3 역문제 해법

역문제는 신호원의 개수에 따라 해가 달라지고, 신호원에 비해 데이터 수가 적으므로 유일한 해를 찾기가 어렵다[6]. 그러므로 본 논문에서는 MNLS 방법을 사용하였다. 사용한 알고리즘은 표 2와 같다.

IV. 실험 결과

실험은 뇌 속의 4부분(전두엽, 후두엽, 측두엽)에 쌍극자를 두고, 35dB의 백색잡음이 섞인 뇌파를 생성하여 쌍극자의 위치와 모멘트를 추정하였다. 쌍극자가 두개일 경우에는 두개의 쌍극자의 위치의 평균을 추정하였다. 표 3은 각 실험에 대한 결과를 보여준다. 그림 3은 전두엽부분에 한 개의 쌍극자를 주었을 때, 위치를 추정한 것이다. 그림 4는 추정한 모멘트이다.

표 2. MNLS 알고리즘

| | |
|----------|--|
| Step 1. | 임의의 초기위치 $r_d(x_0, y_0, z_0)$ 를 설정. |
| Step 2. | 초기위치의 각 좌표값에 대하여 $\pm d$ 간격을 설정. $r_d(x_0+d, y_0, z_0)$, $r_d(x_0-d, y_0, z_0)$, $r_d(x_0, y_0+d, z_0)$ $r_d(x_0, y_0-d, z_0)$, $r_d(x_0, y_0, z_0+d)$, $r_d(x_0, y_0, z_0-d)$ |
| Step 3. | $r_d(i=1, \dots, 6)$ 에 대한 gain matrix k_i 를 구함. |
| Step 4. | SVD(Singular Value Decomposition)을 이용하여 k_i^{-1} 를 구함. |
| Step 5. | 각 좌표에 대한 모멘트 \hat{q}_i 를 추정. |
| Step 6. | 추정한 모멘트의 위치와 각 좌표에 대한 뇌파 신호 \hat{v}_i 를 구함. |
| Step 7. | $\min_i \ v - \hat{v}_i\ $ 이 가장 작은 i 를 구함. |
| Step 8. | $i=0$ 일 경우, $d=d/10$. |
| Step 9. | $i \neq 0$ 일 경우, 초기위치를 r_{di} 로 하고, Step 2로 돌아감. |
| Step 10. | $\min_i \ v - \hat{v}_i\ $ 이 목표값 이하가 될 경우 끝. |

실제 뇌파는 수많은 신호원에 의한 전위의 합이므로 국소적인 부분에서 동시에 활성화되는 쌍극자에 의한 뇌파만을 추출하여 평균위치를 추정하였다. 시간-주파수 표현에서 에너지가 집중된 부분이 국소적인 영역 내의 다수의 쌍극자에 의한 뇌파신호라 가정하고, 식 (2)와 같은 평균 시간-주파수 분포로부터 에너지가 집중된 부분을 추출하였다.

$$F(t, \omega) = \sum_{i=1}^n \frac{P_i(t, \omega)}{\|P_i(t, \omega)\|} \quad (2)$$

여기서 $F(t, \omega)$ 와 $P_i(t, \omega)$ 는 각각 평균 시간-주파수 분포와 i 번째 채널의 시간-주파수 분포이다[4].

뇌파신호는 UCI KDD(University of California, Irvine Knowledge Discovery in Databases) Archive database를 사용하였다. 그림 5는 Fp1 채널의 시간영역 파형과 잡음이 제거된 신호를 나타낸다. 그림 6은 식 (2)를 이용하여 구한 평균 시간-주파수 표현이다. 그림 7은 추정한 쌍극자의 위치를 나타내며, 그림 8과 9는 각각 추정한 쌍극자의 위치와 모멘트를 $x-y$, $x-z$ 평면에 나타낸 것이다. '○'는 뇌 영역 내부에서 추정

된 값이고, 'x'는 뇌 영역 외부에서 추정된 값이다.

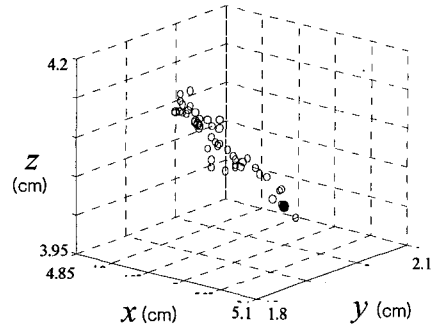


그림 3. 전두엽부분에서 추정된 쌍극자의 위치, ●: 추정하고자 하는 쌍극자의 위치, ○: 추정된 쌍극자의 위치

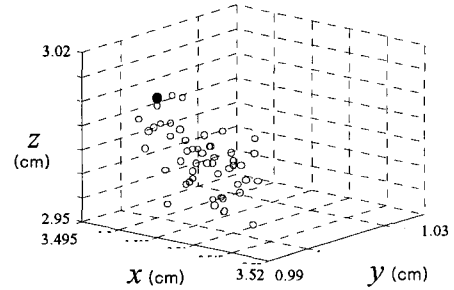


그림 4. 전두엽부분에서 추정된 쌍극자의 모멘트, ●: 추정하고자 하는 쌍극자 모멘트, ○: 추정된 쌍극자 모멘트

표 3. 뇌의 4부분에서 한 개의 쌍극자를 두고 추정된 결과와 임의의 위치에 있는 두 개의 쌍극자의 평균위치를 추정된 결과(50회 실험 평균값)

| 구분 | 실제값(cm) | 추정값(cm) |
|----------|-------------------------|----------------------------------|
| 전두엽 | $r_q=[5, 2, 4]$ | $\hat{r}_q=[4.93, 1.97, 4.08]$ |
| | $q=[3.5, 1, 3]$ | $\hat{q}=[3.50, 1.00, 2.98]$ |
| 후두엽 | $r_q=[-4.5, -1.2, 3.2]$ | $\hat{r}_q=[-4.62, -1.19, 3.29]$ |
| | $q=[-3, 1, 4.3]$ | $\hat{q}=[-2.99, 1.00, 4.37]$ |
| 측두엽(좌) | $r_q=[1.3, 5.9, 1]$ | $\hat{r}_q=[1.28, 5.87, 1.19]$ |
| | $q=[2.5, 4.9, 2]$ | $\hat{q}=[2.49, 4.88, 1.96]$ |
| 측두엽(우) | $r_q=[-1.3, -4.8, 1]$ | $\hat{r}_q=[-1.27, -4.86, 1.24]$ |
| | $q=[-2.5, -3.8, 2]$ | $\hat{q}=[-2.49, -3.88, 1.96]$ |
| 두 개의 신호원 | $r_d=[3.2, -2.5, 4]$ | $\hat{r}_q=[2.97, -2.41, 3.36]$ |
| | $r_d=[2.5, -2, 3]$ | |
| | $q_1=[3.5, -2, 3.5]$ | $\hat{q}=[6.50, -3.49, 6.12]$ |
| | $q_2=[3, -1.5, 2.5]$ | |

V. 결론

정모델을 이용하여 해석적 방법으로 뇌파를 생성하여 뇌 쌍극자 모멘트의 위치와 방향을 국부화하였다. 실제 뇌파에 적용할 경우 뇌 영역 외부에서 쌍극자 위치를 추정하는 것은 모델 오차와 잡음 등의 영향으로 분석된다.

향후 여러 개의 쌍극자를 동시에 추정하는 알고리즘 구현과 실제 머리에 가까운 정모델에 대한 연구가 필요할 것이다. 그리고 스위치 온-오프와 같은 휴먼-컴퓨터 인터페이스의 적용과 감정정보 추출 등에 대한 연구가 계속 되어야 할 것이다.

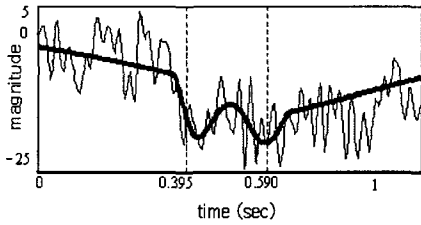


그림 5. Fp1 채널의 시간영역 파형, 가는실선 : 원신호, 굵은실선 : 잡음이 제거된 신호, 점선 : 쌍극자를 찾고자 하는 부분

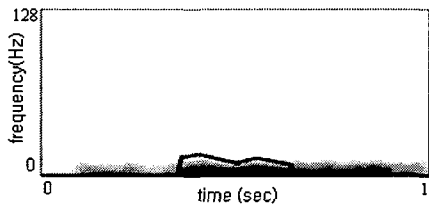


그림 6. 평균 시간-주파수 표현, 실선 : 추정하고자 하는 쌍극자에 의한 뇌파의 대역폭

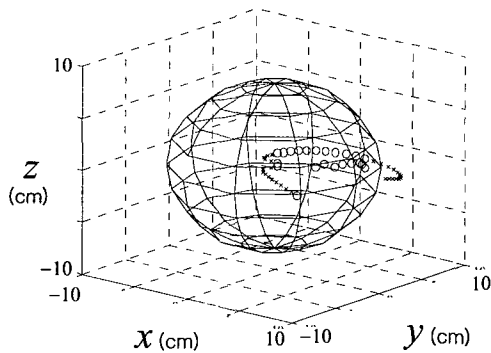


그림 7. 추정된 쌍극자의 위치

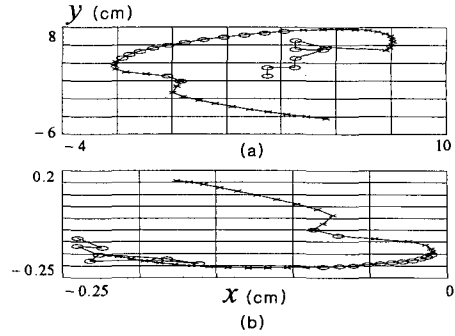


그림 8. x-y 평면, (a) 추정된 쌍극자의 위치, (b) 추정된 쌍극자의 모멘트

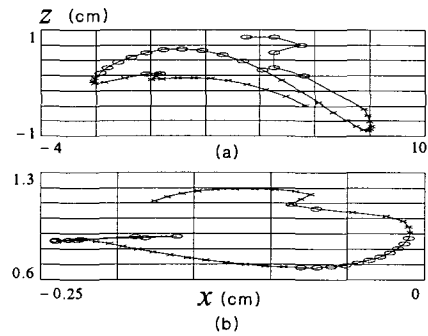


그림 9. x-z 평면, (a) 추정된 쌍극자의 위치, (b) 추정된 쌍극자의 모멘트

참고문헌

- [1] 신승철, "뇌파기반 휴먼-컴퓨터 인터페이스를 위한 인지적 정신상태의 분별," 대한전자공학회 하계학술대회 논문집, 제 24권, 제 1호, pp. 61-64, 2001
- [2] 뇌파를 이용한 뇌 신호원 국소화 및 뇌기능 분석에 관한 연구, 과학기술부, 2001
- [3] 인간친화 복지 로봇시스템 연구센터 3년차 보고서, HWRS-ERC, 2002
- [4] Patricia F. H., Theda Sannit, A Review of The International Ten-Twenty System of Electrode Placement, Grass Instrument Company, 1974
- [5] John C. Mosher, Richard M. Leahy, and Paul S. Lewis, "EEG and MEG: Forward Solutions for Inverse Methods," IEEE Trans. on Biomed. Eng., Vol. 46, No. 3, pp. 245-259, March 1999
- [6] Mingui Sun, Shie Qian, et al., "Localizing Functional Activity in the Brain Through Time-Frequency Analysis and Synthesis of the EEG," Proc. of the IEEE, Vol. 84, No. 9, pp. 1302-1311, September 1996