

ICA에 기반한 뇌파 신호원 국소화 기법 개발

^{1,2}한주만, ²이인범, ²김유정, ³박광석¹서울대학교 의학연구원 의용생체공학 연구소²서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공, ³서울대학교 의과대학 의공학교실

전화: 02-740-8593, FAX: 02-3676-1175

EEG Source Localization Based on Independent Component Analysis

^{1,2}J. M. Han, ²I. B. Lee, ²Y. J. Kim and ³K. S. Park¹Institute of Medical and Biological Engineering²Interdisciplinary program in biomedical engineering³Department of Biomedical engineering, College of medicine, Seoul National University

Email: jmhan@snuvh.snu.ac.kr

Abstract

In this paper, we proposed a new method for localizing the independent sources generating the observed EEG based on independent component analysis (ICA). The performance of the algorithm was tested through computer simulations.

I. 서론

뇌에서의 정보전달은 전기적 신호를 수단으로 이루어진다. 특정 정보 처리가 활발히 이루어지고 있는 뇌 세포 주변에서는 전기적 활동 정도가 높아지게 된다. 이러한 전기적 활동에 대한 정보를 비침습적으로 얻을 수 있는 것 중의 하나가 뇌파다. 근래에는 뇌파를 통해 뇌의 활동 부위를 추정하고 뇌의 활동을 모델로 설명하려는 시도가 많이 이루어지고 있다. 이러한 연구는 주로 뇌파를 발생시키는 신호원을 등가적인 쌍극자로 모델링하는 방법을 사용해왔다. 80년대에는 뇌파 신호 크기의 공간적 분포만을 고려한 뇌파 발생 모형에 대한 연구가 주로 이루어졌으나 80년대 중반 Scherg와 von Cramon[1]에 의해 시-공간적 쌍극자 모형이 제안된 이후에는 뇌파의 시간적, 공간적 분포를 모두 고려한 모형의 연구가 최근까지 활발하게 전개되고 있다[2]. 1개의 등가적인 쌍극자를 사용하는 모형은 단일 쌍극자 모형, 2개 이상의 것은 다중 쌍극자 모형이라고 한다. 그런데 다중 쌍극자 모형은 파라미터의 수

가 많기 때문에 최적 파라미터를 구하고자 할 때 초기 조건에 따라 지역해(local minima)에 빠질 가능성이 많다. 이러한 지역해를 피하고 전역해(global minimum)를 구하기 위해서 클러스터링(clustering) 방법, 유전자 알고리즘, simulated annealing 등의 방법을 사용하기도 한다[3]. 그러나 이러한 최적화 알고리즘은 계산시간이 많이 걸린다는 단점이 있다.

본 연구에서는 파라미터 최적화 단계 중 지역해를 피하기 위한 단계를 없앨 수 있는 새로운 시-공간적 쌍극자 추정 알고리즘을 제시하였다. II.에서는 본 연구에서 정문제를 풀기 위해 사용한 머리 모형과 신호원 모델을 제시하고 독립신호원을 분리하는 방법과 역문제를 풀기 위해 필요한 방법을 기술하였다. III.에서는 본 연구에서 제시한 신호원 국소화 기법의 성능을 시험하기 위해 필요한 컴퓨터 모의실험 방법을 기술하였다.

II. 이론 및 방법

1) 정문제(forward problem)

본 연구에서는 사람의 머리 구조를 간단히 하여 전기 전도도가 다른 4층의 구형으로 근사화 한 머리 구조내에서의 신호원 국소화를 다룬다[4]. 이러한 구형 모델에서는 머리 내부의 뇌 영역에 위치한 쌍극자에 의해 발생하는 머리 표면의 전위를 해석적으로 계산할 수 있다.

$$\mathbf{V} = \mathbf{L}(\mathbf{r}, \mathbf{r}_q)\mathbf{Q} \quad (1)$$

여기서 V 는 M 개의 전극에서 측정된 뇌 전위 K 샘플을 $M \times K$ 행렬로 나타낸 것이고 Q 는 N 개의 쌍극자 모멘트의 시간적 변화를 나타낸다. L 은 전극의 위치(r)와 쌍극자의 위치(r_q)에 관한 함수로서 [4]를 참고하여 계산하였다.

2) 독립 신호원 분리

N 개의 전류 쌍극자의 위치와 모멘트의 방향이 시간에 따라 변하지 않는다는 가정을 하면 식(1)을 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} V &= LQ = [L_1, L_2, \dots, L_N][Q_1^T, Q_2^T, \dots, Q_N^T]^T \\ &= [a_1, a_2, \dots, a_N][s_1^T, s_2^T, \dots, s_N^T]^T \\ &= \sum a_i s_i \end{aligned} \quad (2)$$

여기서 $a_i = L_i q_i$, $Q_i = q_i s_i$, $\|q_i\| = 1$ 이다.

식(2)에서 a_i 는 신호 공간을 이루는 기저벡터(basis vectors)가 된다. 각각의 쌍극자 모멘트의 크기 변화가 통계적으로 독립적(independent)이라고 가정하면 ICA[5]로 N 개의 쌍극자 모멘트 크기 s_i 와 기저벡터 a_i 를 구할 수 있다.

3) 역문제(inverse problem)

ICA로 추정된 각각의 기저벡터 \hat{a}_i 에 대하여 식(3)을 최소로 하는 전류쌍극자의 모멘트와 위치를 추정한다.

$$C = \|\hat{a}_i - L_i q_i\|^2 \quad (3)$$

선형성분인 쌍극자 모멘트 q_i 는 식(4)와 같이 쉽게 구할 수 있으므로 식(4)를 식(3)에 대입하여 비선형성분인 쌍극자의 위치를 먼저 구한다. 이 때 심플렉스 방법(simplex method)으로 해를 구한다.

$$q_i = (L_i^T L_i)^{-1} L_i^T \hat{a}_i \quad (4)$$

이와 같이 선형 성분과 비선형 성분을 분리함으로써 식(3)의 목적함수를 최소화하는 해를 구하기 위해 필요한 변수의 수가 줄어든다는 장점이 있다.

III. 모의실험

컴퓨터 모의 실험으로 쌍극자 위치 추정 오차를 계산하여 위에서 제시한 쌍극자 추정 알고리즘의 성능을 검증하였다. 서로 다른 센서에서 측정된 뇌파 신호 사이의 상관 관계가 없는 백색가우시안잡음(white Gaussian noise)을 첨가하여 실험하였다. 전극의 수는 48개, 쌍극자의 수를 3개로 하여 식(2)를 사용하여 1000개의 데이터 샘플을 발생시키고 이 데이터에 백색가우시안잡음을 첨가하여 잡음에 의한 신호원 위치 추정 오차를 살펴보았다.

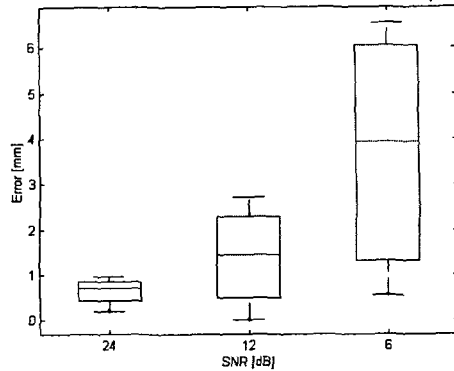


그림 1 SNR에 따른 쌍극자 위치 추정 오차

VI. 결과 및 토의

컴퓨터 모의 실험을 통해 얻은 쌍극자 위치의 추정 오차는 그림1과 같다. SNR이 24dB, 12dB, 6dB일 때 각각의 평균 추정 오차는 0.6mm, 1.3mm, 3.8mm였다. 이러한 결과는 [6]의 결과와 비교하여 향상된 성능을 나타내는 것이다.

본 논문에서 제시한 알고리즘의 위치 추정 오차의 발생 원인은 잡음이 있을 경우 ICA를 통해 추정된 기저벡터의 정확도가 떨어진다는 것이 가장 큰 것이다. 잡음에 강인한 ICA알고리즘이 개발된다면 위치 추정 오차가 줄어들 수 있으리라 판단된다.

ICA를 신호원 국소화에 활용한 것은 다중 쌍극자 모델을 여러 개의 단일 쌍극자 모델로 분리함으로써 다중 쌍극자 모델의 역문제 해를 구할 때 생기는 지역해 문제를 피할 수 있게 한다. 따라서 추정 정확도가 높아지고 전역해를 구하기 위해 필요한 과정이 필요없으므로 계산 시간을 단축할 수 있다는 장점이 있다.

본 연구를 통해 신호원의 위치가 고정되어 있을 경우 ICA를 신호원 국소화에 활용할 수 있는 가능성을 확인하였다. 그러나 신호원의 위치가 시간에 따라 변하는 경우에는 새로운 접근방법이 필요하다.

참고문헌(또는 Reference)

[1] M. Scherg and D. von Cramon, "Two bilateral sources of the late AEP as identified by a spatio-temporal dipole model," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 62, pp. 32-44, 1985

- [2] J.C. Mosher and R.M. Leahy, "Recursive MUSIC: A framework for EEG and MEG source localization," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, pp.1342-1354, 1998
- [3] K. Uutela, M. Hamalainen, and R. Salmelin, "Global optimization in the localization of neuromagnetic sources," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, pp.716-723, 1998
- [4] Z. Zhang, "A fast method to compute surface potentials generated by dipoles within multilayer anisotropic spheres," *Phys. Med. Biol.*, vol. 40, pp.335-349, 1995
- [5] T-W. Lee, M. Girolami and T.J. Sejnowski, "Independent component analysis using an extended infomax algorithm for mixed sub-Gaussian and super-Gaussian sources," *Neural Computation*, vol. 11, pp. 417-441, 1999
- [6] D. Khosla, M. Singh, and M. Don, "Spatio-temporal EEG source localization using simulated annealing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp.1075-1091, 1997