

전두엽 뇌전도 전극 배치의 제안 및 JADE를 이용한 잡음제거

박정제¹, 이윤정¹, 김필운¹, 구성모², 조진호³, 김명남⁴

¹경북대학교 대학원 의용생체공학과, ²두원공과대학교 정보통신·미디어계열
³경북대학교 전자전기컴퓨터학부, ⁴경북대학교 의과대학 의공학교실
(2004년 2월 13일 접수, 2004년 6월 10일 채택)

Proposition of the EEG Electrode Arrangement at a Frontal Lobe and Rejection of Noise Using a JADE

J. J. Park¹, Y. J. Lee¹, P. U. Kim¹, S. M. Koo², J. H. Cho³, M. N. Kim⁴

¹Dept. of Medical and Biological Eng., Kyungpook National University

²Dept. of Information & Communication, Doowon Technical College

³School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University

⁴Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University

(Received February 13, 2004. Accepted June 10, 2004)

요약 : 본 논문에서는 뇌전도 바이오피드백 시스템을 위한 4채널 전두엽 전극 배치 및 JADE를 사용한 잡음 제거 방법을 제안하였다. 망막-각막 쌍극자 모델을 기반으로 4채널 전두엽 전극 배치를 제안하였으며, 이 배치에 의해서 얻은 신호에 대해서 JADE를 적용하여 4개의 독립 성분을 획득하였다. 각 독립 성분들 중에서 순수 뇌전도 성분을 추정하기 위해서 전체 신호에 대한 알파파비를 측정하여 그 값이 가장 큰 독립 성분을 잡음이 제거된 순수한 뇌전도로 추정하였다. 그 실험 결과 제안한 방법이 뇌전도 획득 과정에서 효과적으로 잡음을 제거함을 확인하였다.

Abstract : In this paper, it is proposed that the four channel electrode arrangement at a frontal lobe and the noise reduction method using a JADE for the EEG biofeedback system. The proposed electrode arrangement is based on the retina-cornea dipole model. Using JADE and signals which are acquired by the proposed arrangement, four independent components are separated. To estimate a pure EEG component among four components, it is measured that a ratio of alpha wave to the whole signal and then the component that has a maximum value is considered as a pure EEG which the noise is eliminated. As a result of experiments, the proposed methods are effective in reduction of noises during acquisition of the EEG.

Key words : EEG biofeedback system, EEG, EOG, JADE, Electrode arrangement

서론

바이오피드백에 의한 치료는 피험자로 하여금 인체 내부에서 일어나는 생리 현상들의 변화를 시청각 및 촉각으로 인지할 수 있게 하고 이를 이용한 자율적인 훈련을 통하여 생리 현상들을 조절할 수 있도록 도와주는 것이다. 생체 시스템에는 많은 피드백 루프(feedback loop)가 있기 때문에 부조화를 유발하는 위험 요소를 자율적으로 교정시킴으로써 항상성을 유지할 수 있다. 그러나 과도한 스트레스, 심인성 장애, 약물중독 및 과로 등에 의하여 발생한 생체 시스템의 부조화가 매우 클 경우에는 내부적인 교정 작용에 의해 정상적인 상태로 기능의 복구가 곤란한 경우가 발생한다. 이러한 경우 피험자에게 자신이 가진 부조화의 정도에 관한 데이터를 측정하여 실시간으로 생체에게 되먹

여 주는 별도의 피드백 루트를 첨가함으로써 피험자는 수의적 혹은 자발적으로 자신의 생리 기능을 제어하는 훈련을 가능하게 할 수 있다. 특히, 정신적인 불안정을 갖고 있는 환자들에게 안정을 유도하는 데에는 뇌전도 바이오피드백 시스템(EEG biofeedback system)이 널리 사용되고 있으나 고가의 복잡한 장비이기 때문에 중대형 급의 병원에서만 운용되어지고 있다.

최근 IT 산업의 발전과 장비의 소형화 추세 및 삶의 질의 향상 그리고 재택 의료화 장비로의 전환 추세에 따라 병원에서도 사용되는 부피가 크고 조작성이 복잡한 뇌전도 바이오피드백 시스템보다 개인적으로 사용이 가능한 휴대용 뇌전도 바이오피드백 시스템[1-3]의 개발이 요구되고 있다. 휴대용 뇌전도 바이오피드백 시스템은 사용자가 쉽고 간편하게 뇌전도를 측정할 수 있는 것이 중요하기 때문에 최소의 전극으로 사용자가 쉽고 간편한 곳에 전극을 부착하는 것이 필요하다. 시스템의 간편한 사용을 위해 10-20 전극법보다 모발이 없는 전두엽 영역에 전극을 부착하는 것이 좋지만, 전두엽 영역에서 획득한 신호에는 뇌전도뿐만 아니라

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R01-2001-00489) 지원으로 수행되었음.
통신저자 : 김명남, (702-701) 대구시 중구 동인 2가 101번지
경북대학교 의과대학 의공학교실
Tel. 053)420-5266, Fax. 053)420-5264
E-mail : kimmn@knu.ac.kr

라 안전도(EOG), 근전도(EMG), 심전도(ECG)와 같은 생체 신호들과 외부의 잡음이 포함되어 있기 때문에 순수한 뇌전도 성분으로 볼 수 없다. 이렇게 획득한 뇌전도에 각종 신호처리용 필터들을 적용하면 뇌전도와 다른 주파수 영역의 잡음은 제거할 수 있지만, 뇌전도와 주파수가 같은 영역의 신호는 제거할 수 없게 된다. 특히, 이런 생체 신호들 중에서 안구의 운동에 의하여 발생하는 안전도는 뇌전도와 주파수 영역이 겹칠 뿐만 아니라 전두엽에서의 뇌전도 측정에 가장 큰 영향을 미쳐 뇌전도를 심하게 왜곡시킨다. 따라서, 획득한 뇌전도에서 안전도에 의한 왜곡 성분들을 제거할 필요가 있다.

뇌전도에서의 안전도 제거에 관한 연구는 다수의 연구자들에 의하여 많이 진행되어 왔다. 시간 영역에서의 회귀법[4,5]이나, 주파수 영역에서의 회귀법[6,7], 안전도 제거[8], 그리고 안전도 추출 방법 등이 연구되어 왔으나 이러한 방법에서는 안전도 내에 포함되어 있는 순수 뇌전도가 손실되는 단점이 있었다. 이를 보완하기 위하여 Berg 등은 MSEC(multiple source eye correction)[9]를 제안하였으나 이 경우에는 안전도가 다른 신호보다 커야 한다는 제약을 가지고 있다. 최근에 많이 응용되고 있는 PCA[10,11] 기법은 기존의 방법들보다는 좋은 결과를 보여주지만, 3차 이상의 통계적인 정보를 다루지 않기 때문에 정규 분포를 따르지 않는 신호를 처리하기에는 적당하지 않다.

본 논문에서는 네 개의 전극을 이용하여 안전도가 제거된 순수 뇌전도 획득 방법을 제안하였다. 먼저 전두엽에서 얻은 신호에 대하여 ICA(independent component analysis)나 JADE(joint approximate diagonalization of eigenmatrices)만을 사용하여 독립 성분으로 분리[12]했을 때보다 안구의 쌍극자 모델을 기초로 하여 안전도를 분석한 후 JADE를 사용했을 때 좀 더 좋은 결과를 얻는 것을 확인하고, 안구의 쌍극자 모델에 기초한 전두엽 전극 배치 방법을 제안하였다. 이 전극 배치에 의해서 획득한 신호에 대해 순수 뇌전도의 분리 추출을 위해 뇌전도와 안전도가 해부학적으로나 생물학적으로 분리된 과정에 의해서 발생한다는 가정 하에서 고차 통계학을 이용한 ICA[13,14]와 JADE[15] 중에서 JADE를 사용하여 안전도를 획득하였다. ICA 대신에 JADE를 사용한 이유는 채널 수가 적은 경우에 JADE가 ICA에 비해서 신호 분리 속도가 빠르기 때문이다. 이렇게 분리된 각 독립 성분 중에서 순수 뇌전도 성분을 추정하기 위해서 전체 신호에 대한 알파파비(ratio of alpha wave)를 측정하여 그 값이 가장 큰 독립 성분을 안전도가 제거된 순수한 뇌전도로 추정하였다. 그 결과 제안한 방법들이 안전도가 제거된 순수한 뇌전도 획득에 효과적임을 확인하였다.

순수 뇌전도 획득 과정

본 논문에서 제안한 안전도가 제거된 순수 뇌전도를 획득하는 전체적인 흐름도를 그림 1에 나타내었다. 먼저, 안구의 쌍극자 모델을 이용하여 제안한 전극 배치에 의해 전두엽 4채널 전극을 통하여 뇌전도를 포함하고 있는 생체전위 신호를 획득하였다. 이렇게 획득된 신호에서 뇌전도 성분의 신호를 추출하고 동적 변화의 범위를 크게 하기 위하여 획득한 신호를 전치증폭단에 입력하여 뇌전도와 주파수 대역이 유사한 성분만을 갖는 신호를 출력시킨다. 이 전치

증폭단에는 뇌전도의 주파수 대역과 유사한 대역통과필터와 신호의 크기를 증폭시켜주는 증폭기가 포함되어 있다. 이 신호를 디지털 필터링을 취한 후에 JADE를 사용하여 4개의 독립 성분들로 분리하였다. 마지막으로 순수한 뇌전도를 찾기 위해서 각 독립 성분들에 대하여 알파파 비가 최대인 신호를 뇌전도로 선정함으로써 안전도가 제거된 뇌전도를 추정하였다.

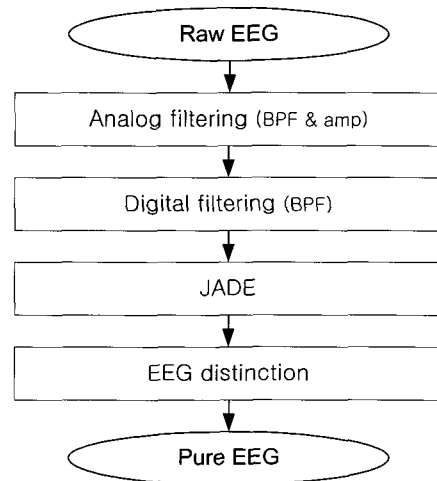


그림 1. 순수 뇌전도 획득도
Fig. 1. Diagram of a pure EEG estimation method.

안구의 쌍극자 모델을 이용한 전극 배치

1. 안구의 쌍극자 모델

안구의 움직임에 의해서 생기는 안전도의 생성 원인으로 일반적으로 3가지 정도의 모델이 지금까지 연구되어 제시되었다.

1) 각막-망막의 쌍극자 움직임에 의한 모델

각막이 양으로 충전된 전하를, 망막이 음으로 충전된 전하를 가지기 때문에 전기 쌍극자 형태로 나타낼 수 있다. 그래서 이 쌍극자가 움직일 경우에 안구 주위의 전장이 바뀌어 이것이 전극에서 안전도로 나타난다.

2) 망막의 쌍극자 움직임에 의한 모델

이 모델은 위의 각막-망막의 쌍극자 움직임에 의한 모델과 비슷하다. 하지만, 이 모델은 쌍극자가 각막보다는 망막 주위의 전압차에 의해서 생긴다고 보고 있다.

3) 눈꺼풀의 움직임에 의한 모델

안구 주위의 전압이 안구를 덮고 있는 눈꺼풀의 움직임에 의해서 영향을 받게 된다. 이 모델의 안전도는 위의 두 모델로 인해서 생성되는 전압과는 다른 형태의 전압을 가지게 된다. 이렇게 안구의 깜빡임에 의해서 생성되는 전압원은 다른 형태의 안전도의 전압원보다 앞쪽에서 생성된다.

본 논문에서는 안전도의 생성 원인을 각막-망막 쌍극자 움직임에 의한 모델로 설정하였다. 그 이유는 망막의 쌍극자 움직임에 의한 모델의 경우는 정확하게 쌍극자의 위치를 잡을 수가 없기 때문이며, 피험자가 눈을 감고 측정을 하였기 때문에 눈꺼풀의 움직임에 의한 모델도 제외하였다.

2. 각막-망막 쌍극자 모델을 이용한 전극 배치

각막-망막 쌍극자 모델을 이용한 전극을 배치하기 위해서 좀 더 간단한 계산을 위하여 다음과 같이 가정한다.

- (i) 안구에서부터 전두엽 부분까지 전체적으로 똑같은 유전체로 구성되어 있다.
- (ii) 두 안구가 움직이는 방향과 각도는 같다.
- (iii) 두 안구는 같은 크기의 전하를 가지며, 각막과 망막은 크기는 같고 부호는 반대인 전하(+q, -q)를 가진다. 그리고 각 전하는 점 전하이다.
- (iv) 각막과 망막은 x-y 평면에 있다.
- (v) 전극의 개수는 총 4개로 한다.
- (vi) 기준 전위는 양쪽 귓볼로 한다. 좌전두엽에 부착하는 전극은 왼쪽 귓볼을 기준으로, 우전두엽에 부착하는 전극은 오른쪽 귓볼을 기준으로 한다.
- (vii) 눈은 좌우로 최대 90°까지 움직인다.

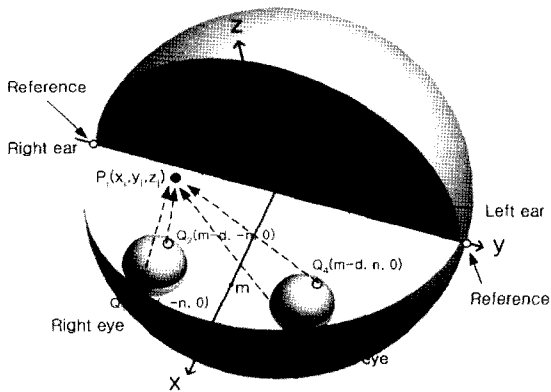


그림 2. 각막-망막 쌍극자 모델에 의한 안전도의 생성
Fig. 2. Generation of a EOG signal by a retina-cornea dipole model.

각막-망막 쌍극자 모델에 의해서 생성되는 안전도를 그림 2에서 나타내었다. 두 안구의 각막과 망막에서의 전하를 각각 +q와 -q라고 가정하고, 왼쪽 안구는 (m, n, 0)만큼, 오른쪽 안구는 (m, -n, 0)만큼 머리의 중심에서 떨어져 있다고 가정한다. 그리고 안구의 반지름은 d이며, 안구를 전방을 향해서 움직이지 않을 경우에 Q₁, Q₂, Q₃, 그리고 Q₄의 좌표는 (m+d, -n, 0), (m-d, -n, 0), (m+d, n, 0), 그리고 (m-d, n, 0)가 된다.

일반적으로 일정한 유전체 안에서 n개의 전하 q₁, q₂, ..., q_n에서 거리 R만큼 떨어진 곳에서의 전장은 각각의 전하에 의한 전장의 합으로 나타난다. 즉,

$$V = \frac{1}{4\pi\epsilon} \sum_{k=1}^n \frac{q_k}{|R - R_k|} \quad (1)$$

으로 나타낼 수 있다.

각각의 전극의 위치를 P_i(x_i, y_i, z_i)라고 하면, 각 전극은 4개의 전하에 의해서 전압이 측정된다. 이 4개의 전극에서 피험자가 안구를 전방으로 향할 때, 좌측과 우측으로 향할 때의 전압을 각각 V₁, V₂, V₃로 나타내면,

$$V_1(P_i) = \frac{q}{4\pi\epsilon} \left\{ \frac{1}{\sqrt{(x_i - m - d)^2 + (y_i + n)^2 + z_i^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_i - m + d)^2 + (y_i + n)^2 + z_i^2}} \right. \\ \left. + \frac{1}{\sqrt{(x_i - m - d)^2 + (y_i - n)^2 + z_i^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_i - m + d)^2 + (y_i - n)^2 + z_i^2}} - M_1 \right\} \quad (2)$$

$$V_2(P_i) = \frac{q}{4\pi\epsilon} \left\{ \frac{1}{\sqrt{(x_i - m)^2 + (y_i + n - d)^2 + z_i^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_i - m)^2 + (y_i + n + d)^2 + z_i^2}} \right. \\ \left. + \frac{1}{\sqrt{(x_i - m)^2 + (y_i - n - d)^2 + z_i^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_i - m)^2 + (y_i - n + d)^2 + z_i^2}} - M_2 \right\} \quad (3)$$

$$V_3(P_i) = \frac{q}{4\pi\epsilon} \left\{ \frac{1}{\sqrt{(x_i - m)^2 + (y_i + n + d)^2 + z_i^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_i - m)^2 + (y_i + n - d)^2 + z_i^2}} \right. \\ \left. + \frac{1}{\sqrt{(x_i - m)^2 + (y_i - n + d)^2 + z_i^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_i - m)^2 + (y_i - n - d)^2 + z_i^2}} - M_3 \right\} \quad (4)$$

M_i : 각 안구에서 양쪽 귓볼까지의 전압차

가 된다.

양쪽 안구를 기준으로 각각 2개씩의 전극을 대칭적으로 배치한다고 가정하고, 먼저 두 개의 전극을 10-20전극법의 Fp₁과 Fp₂ 위치에 부착하면, 각각의 위치에서 안전도의 영향을 가장 적게 받고, JADE를 이용하여 신호를 분리할 때 안전도와 뇌전도가 잘 분리가 될 수 있는 곳에 나머지 2개의 전극을 부착하여야 한다. JADE는 원신호가 선형적으로 섞여 있다고 가정하기 때문에 안전도를 전극에서 측정한 파형의 모양이 비슷할수록 JADE에 의한 신호 분리 효과는 좋아지게 된다. 즉, 전극끼리 전압차가 가장 적은 위치에 전극을 배치하여야 하며, 좌전두엽의 두 전극만 고려할 경우에, 눈이 전방을 향하는 경우, 좌측으로 향하는 경우, 그리고 우측으로 향하는 경우의 P₁과 P₂ 전압차는

$$V_1(P_1) - V_1(P_2) = \frac{q}{4\pi\epsilon} \left\{ \frac{1}{\sqrt{(x_1 - m - d)^2 + 4n^2 + z_1^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_2 - m - d)^2 + (y_2 + n)^2 + z_2^2}} \right. \\ \left. - \frac{1}{\sqrt{(x_1 - m + d)^2 + 4n^2 + z_1^2}} + \frac{1}{\sqrt{(x_2 - m + d)^2 + (y_2 + n)^2 + z_2^2}} \right. \\ \left. + \frac{1}{\sqrt{(x_1 - m - d)^2 + z_1^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_2 - m - d)^2 + (y_2 - n)^2 + z_2^2}} \right. \\ \left. - \frac{1}{\sqrt{(x_1 - m + d)^2 + z_1^2}} + \frac{1}{\sqrt{(x_2 - m + d)^2 + (y_2 - n)^2 + z_2^2}} \right\} \quad (5)$$

$$V_2(P_1) - V_2(P_2) = \frac{q}{4\pi\epsilon} \left\{ \frac{1}{\sqrt{(x_1 - m)^2 + (2n - d)^2 + z_1^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_2 - m)^2 + (y_2 + n - d)^2 + z_2^2}} \right. \\ \left. - \frac{1}{\sqrt{(x_1 - m)^2 + (2n + d)^2 + z_1^2}} + \frac{1}{\sqrt{(x_2 - m)^2 + (y_2 + n + d)^2 + z_2^2}} \right. \\ \left. - \frac{1}{\sqrt{(x_2 - m)^2 + (y_2 - n - d)^2 + z_2^2}} + \frac{1}{\sqrt{(x_2 - m)^2 + (y_2 - n + d)^2 + z_2^2}} \right\} \quad (6)$$

$$V_3(P_1) - V_3(P_2) = \frac{a}{4\pi c} \left\{ \frac{1}{\sqrt{(x_1-m)^2 + (2n+d)^2 + z_1^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_2-m)^2 + (y_2+n+d)^2 + z_2^2}} \right. \\ \left. - \frac{1}{\sqrt{(x_1-m)^2 + (2n-d)^2 + z_1^2}} + \frac{1}{\sqrt{(x_2-m)^2 + (y_2+n-d)^2 + z_2^2}} \right. \\ \left. - \frac{1}{\sqrt{(x_2-m)^2 + (y_2-n+d)^2 + z_2^2}} + \frac{1}{\sqrt{(x_2-m)^2 + (y_2-n-d)^2 + z_2^2}} \right\} \quad (7)$$

이 된다.

식 (5), 식 (6), 식 (7)에서 각 수식의 값들이 최소가 되기 위해서는 $y_2=n$ 이 되어야 한다. 즉, 양쪽 안구의 중심에서 바로 위쪽으로 올라가는 위치에 전극이 있는 경우에 각 전극에서의 안전도가 가장 비슷한 모양을 가지게 된다. 그리고 안구의 좌우 대칭을 생각하면 나머지 2개의 전극도 같은 형태의 전극을 부착하면 된다. 제안한 전극 배치의 유용성을 알아보기 위해 기존의 전극 배치[12]와 비교 실험하였으며 각각의 전극배치는 그림 3에서 보였다. 제안한 전극배치인 그림 3(b)의 A와 C는 10-20전극법의 Fp1과 Fp2 위치와 대응된다.

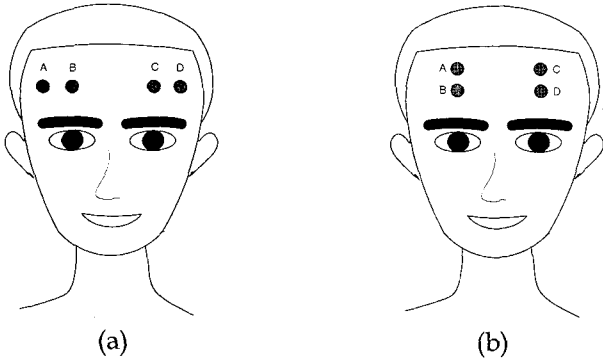


그림 3. (a) 기존의 전극 배치와 (b) 제안한 전극 배치
Fig. 3. (a) Conventional electrode arrangement. (b) Proposed electrode arrangement.

3. JADE

사람의 신체에서 발생되는 신호는 뇌전도, 심전도, 안전도 또는 사람들이 말하는 음성 등이 될 수가 있을 것이다. 그리고 이 신호는 중간에서의 전파 과정을 거쳐서, 전극이나 마이크와 같은 여러 측정 도구에 의해서 변화된 신호를 측정할 수 있을 것이다. 이와 같은 형태를

$$X = AS \quad (8)$$

여기서, X는 측정된 신호,
A는 혼합 행렬,
S는 신호원(독립적인 신호)

로 나타낼 수 있다. 이 때 측정된 신호는 독립적인 신호들의 선형적인 조합이며, 측정된 신호의 개수는 신호원의 개수보다 크다고 가정한다. 그러나 식(8)에서 혼합 행렬 A와 신호원 S 둘 다 알 수가 없다. 즉, 단지 측정된 신호로부터 혼합 행렬 A와 신호원 S를 찾아야 한다. 이런 암묵신호 분리법(blind source separation)에서 가장 많이 쓰이는 방법 중의 하나가 통계학적으로 신호를 추정하는 방법이다. 그

중의 하나가 $U = WX$ 가 되는 분리 행렬(W)을 구하여 신호원 S를 추정하는 JADE 알고리즘이다. JADE는 4차의 큐물런트(cumulant)를 이용하여 혼합된 신호들로부터 독립적인 신호를 분리해 낸다. JADE[16]의 알고리즘은 다음과 같다.

- (i) X의 공분산 행렬(covariance matrix, R)을 구한다.
 $R = AA^H$ 로 표현할 수 있다. $I = QRQ^H$ 조건에 맞는 화이트닝 행렬(whitening matrix, Q)을 구한다. 위 식은 다시 $I = QAA^HQ^H$ 와 같이 나타낼 수 있다. 이 식에서 QA는 유니타리 행렬(unitary matrix, V)가 되고, $A = Q^H V$ 로 나타낼 수 있다.
- (ii) 이제 X는 $Z = QX$ 과정을 거쳐서 백색화(whitened)된다. 따라서 $Z = QQ^H VS = VS$ 가 된다.
- (iii) 유니타리 행렬 V를 계산하기 위해 Z의 4차의 큐물런트를 계산한다. Z의 고유값(λ_i)와 고유벡터(M_i)를 계산한다. 결합 대각화(joint diagonalization)에 의해서 $N = \lambda_i M_i$ 을 최대화함으로써 V를 얻을 수 있다.
- (iv) 분리 행렬(W)은 $W = QV$ 를 통해서 얻을 수 있다.

이상의 알고리즘의 처리과정을 그림 4에서 보였다.

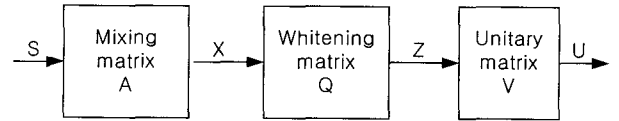


그림 4. JADE 알고리즘의 처리과정
Fig. 4. Process of the JADE algorithm.

실험 및 결과

1. 안구의 쌍극자 모델을 이용한 전극 배치

각막-망막 쌍극자 모델에 의해서 제안한 전극 배치의 타당성을 알아보기 위하여 기존의 전극 배치 및 제안한 전극 배치에 의해서 얻은 신호를 그림 5에서 비교해 보았다.

실험 조건으로는 바이오팩(Biopac)사의 MP150 시스템을 사용하여 뇌전도를 측정하였으며 좌전두엽에 붙는 전극은 왼쪽 귓불을, 우전두엽에 붙는 전극은 오른쪽 귓불을 기준 전극으로 하였다. 샘플링 주파수는 250Hz이며, 측정 시간은 10초였다. 증폭도는 2×10^4 이며 MP150 시스템에 내장되어 있는 0.1~35Hz의 대역통과 필터를 사용하였다. 이렇게 측정된 신호에 대해 다시 한 번 더 디지털 신호처리 기술을 적용한 0.5~30 Hz의 대역 통과 특성을 갖는 소프트웨어 필터를 부가적으로 사용하여 뇌전도 대역 이외의 신호를 제거하였다. 뇌전도 측정시 10초 중에서 눈을 감은 후 4초 가량은 안구를 움직이지 않았고, 다음 3초 가량은 안구를 좌우로 움직였고, 마지막 3초 가량은 안구를 상하로 움직였다.

JADE를 이용하여 뇌전도를 잘 분리하기 위해서는 파형

의 모양이 비슷하면 비슷할수록 안전도가 제거된 뇌전도 성분이 독립성분으로 더 잘 분리할 수 있다. 그림 5(a)에서는 안구를 아래와 위로 움직인 7초 이후의 파형은 비슷하게 나왔지만, 안구를 좌우로 움직인 구간에서는 A와 B가, C와 D가 다른 형태를 나타냄을 알 수가 있다. 그림 5(b)의 경우 안구를 좌우로 움직였을 때나 아래와 위로 움직였을 경우 모두 A와 B의 파형이 비슷하고, A의 파형은 B의 파형의 크기보다 약간 작고, C와 D의 파형은 A와 B의 모양과는 반대지만 비슷한 형태를 가지고, C가 D보다 작은 형태를 가지는 것을 확인할 수 있다. 이 결과를 봤을 때 JADE를 사용하기 위한 전극 배치는 기존의 전극 배치보다 제안한 전극 배치가 더 잘된 것을 알 수 있다.

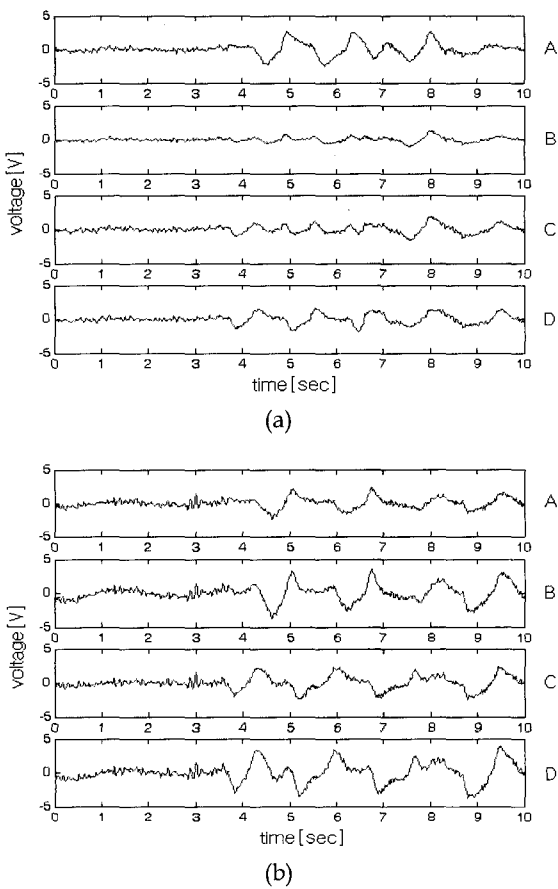


그림 5. (a) 기존의 전극 배치 및 (b) 제안한 전극 배치에 의해 획득한 신호
 Fig. 5. Signals acquired by (a) the conventional electrode arrangement and (b) the proposed electrode arrangement.

2. 분석된 전극 위치를 이용한 JADE 적용 실험

제안한 전극 배치의 타당성을 알아보기 위하여 기존의 전극 배치와 제안한 전극 배치에 의해서 측정된 신호를 그림 5에서 보였었다. 이들 두 가지 배치에 의해서 얻은 신호를 JADE를 적용해서 얻은 독립 성분들을 그림 6에 나타

내었다.

그림 5의 원신호에 대한 각 채널에서의 알파파비를 표 1에서 나타내었다. 여기서, 알파파비는 0.5~30Hz의 전체 뇌전도 전력에 대한 알파파 영역(8~30Hz)의 전력의 백분율이다. 그림 6의 JADE를 사용해서 분리된 네 개의 독립 성분 중에서 순수 뇌전도 성분을 판단하기 위하여 각 독립 성분들의 알파파비를 계산한 결과를 표 2에서 나타내었다. 표 1과 표 2를 비교했을 때, JADE를 사용하기 전보다 사용했을 때 특정 채널에서 알파파 비율이 높아지는 것을 알 수 있었다. 또한 표 2에서 볼 수 있듯이 기존의 전극 배치에 JADE를 적용해서 알파파를 구한 경우는 독립성분 IC3과 독립성분 IC4의 알파파 비율이 비슷하게 나타났기 때문에 순수 뇌전도를 추정하기 어렵지만, 제안한 전극 배치를 사용하여 JADE를 적용한 후 알파파를 구했을 때에는 독립성분 IC4의 경우가 월등히 알파파비가 높기 때문에 독립성분 IC4를 순수 뇌전도로 추정할 수 있었다. 이런 결과를 보았을 때 제안한 전극 배치가 기존의 전극 배치보다 좀 더 효과적인 전극 배치임을 알 수가 있었다.

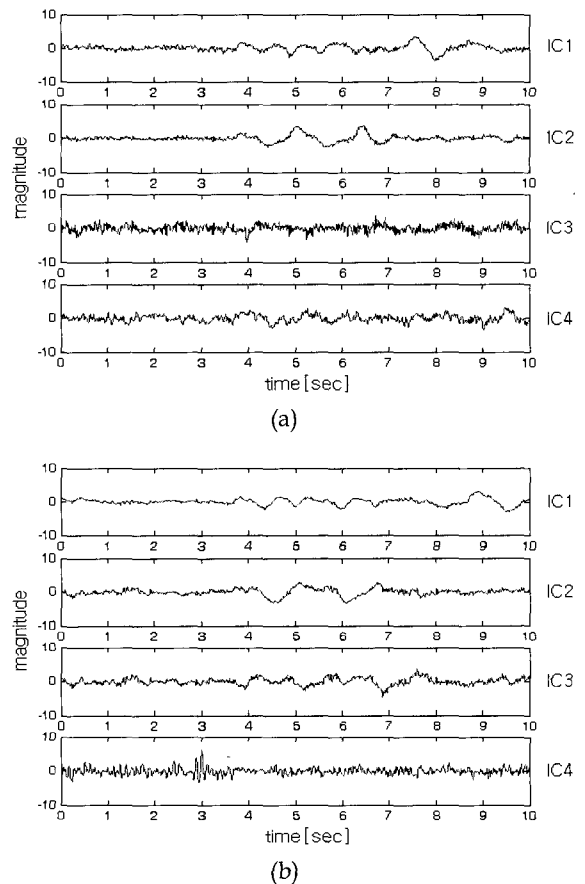


그림 6. (a) 기존의 전극 배치와 (b) 제안한 전극 배치에 의해서 얻은 신호에 대한 JADE 적용 결과
 Fig. 6. Results of using the JADE of signals acquired by (a) the conventional electrode arrangement and (b) the proposed electrode arrangement.

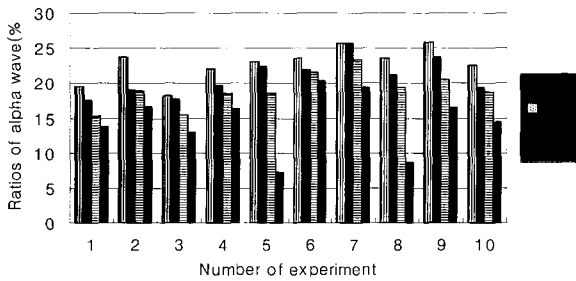
표 1. 각 전극 배치에 따른 측정 신호의 알파파비
Table 1. Ratios of alpha wave of each electrode arrangement.

A	11.28	20.73
B	16.40	16.11
C	16.16	18.81
D	14.83	14.69

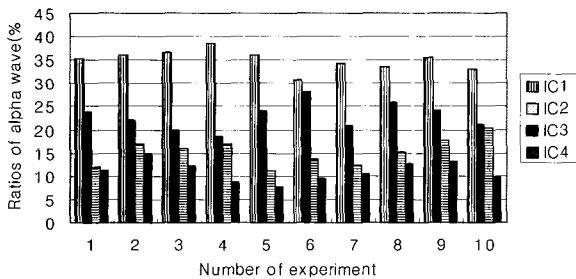
표 2. 각 전극 배치에 의해서 얻은 신호에 대해 JADE를 적용한 후의 독립 성분들의 알파파비
Table 2. Ratios of alpha wave after operation of the JADE of signals acquired by each electrode arrangement.

IC1	17.38	11.85
IC2	14.68	15.17
IC3	22.20	16.10
IC4	21.79	34.86

각 전극 배치와 JADE를 사용하여 순수 뇌전도를 획득하기 위하여 제안한 방법의 유효성을 확인하기 위하여 남녀 피험자 10명을 대상으로 실험을 수행하였다. 실험은 10초동안 이루어졌으며 각 전극 배치에 따른 피험자들의 실험 결과는 그림 7에서 보였다.



(a)



(b)

그림 7. (a) 기존 전극 배치와 (b) 제안한 전극 배치에 따른 JADE 적용 후의 각 독립 성분의 알파파비의 정렬값
Fig. 7. Sorted values of ratios of alpha wave of each independent component after using the JADE about (a) the conventional electrode arrangement. (b) the proposed electrode arrangement.

표 3. 그림 7의 각 독립 성분의 알파파비의 평균과 표준편차값
Table 3. Mean and standard deviation value of each independent component of Fig. 7.

	Fig. 7(a)		Fig. 7(b)	
	Mean	S.T.D.	Mean	S.T.D.
IC1	22.76	2.41	35.01	2.13
IC2	20.82	2.60	22.91	2.87
IC3	19.00	2.48	15.25	2.91
IC4	14.58	4.24	11.06	2.23

그림 7(a)는 각 피험자들에게 기존의 전극 배치 방식에 따라 전극을 배치시킨 다음, 각 전극에서 획득한 뇌전도에 JADE를 적용하였다. JADE 적용후 각 독립 성분의 알파파비를 구해서, 알파파비가 큰 순서대로 독립 성분들을 정렬한 것이다. 그림 7(b)는 제안한 전극 배치에 대해 위와 같은 동일한 방식으로 처리했을 때의 알파파비이다. 그림 7의 각 독립 성분의 알파파비의 평균과 표준편차를 나타낸 것이 표 3이다. 그림 7에서 보듯이, 기존의 전극 배치인 경우는 독립성분 IC1의 알파파비가 독립성분 IC2의 알파파비와 차이가 작으며, 전체적으로 낮은 비율을 보여 JADE를 사용해서 나온 각 독립 성분에 순수 뇌전도뿐만 아니라 안전도 성분들도 많이 포함되어 있음을 알 수 있었다. 그러나, 제안한 전극 배치의 경우에는 알파파의 비가 기존의 전극 배치에 의해서 얻은 알파파비와는 달리 독립성분 IC1이 독립성분 IC2에 비해서 확연히 구분될 만큼 큰 것을 알 수 있다. 이는 독립성분 IC1에 안전도 성분이 많이 제거되어 독립성분 IC1이 순수 뇌전도 성분이라는 것을 의미한다. 그림 7(a)와 (b)의 독립성분 IC1들 사이의 유의성과 그림 7(b)의 독립성분들 사이의 유의성을 확인하기 위하여 통계적인 분산분석법(ANOVA test)를 수행하였으며 이를 통하여 각각의 경우에 통계적으로 유의한 차이가 있음을 확인하였다.($p < 0.01$) 전체적으로 표 3의 값을 보았을 때도 그림 7의 결과와 마찬가지로 기존의 전극 배치보다 제안한 전극 배치가 안전도가 제거된 순수 뇌전도 성분을 분리해 내는데 더 우수함을 확인할 수 있었다.

결론

본 논문에서는 휴대형 뇌전도 바이오피드백 시스템에 적합한 안구의 쌍극자 모델을 이용한 전두엽 4채널 전극 배치와 고차 통계학을 기반으로 하는 JADE를 이용한 안전도 제거 방법을 제안하였다. 제안한 방법들에 대한 실험 결과, 고차 통계학을 이용하는 JADE가 측정된 신호로부터 안전도의 왜곡을 제거하고 순수 뇌전도를 추정하는데 효과적임을 확인하였다. 또한, 전극의 배치에 따라서 분리되는 독립 성분의 알파파비가 다르게 나타남을 확인할 수 있었으며, JADE 사용을 위한 기존의 전극 배치보다 제안한 전극 배치가 더 나은 결과를 보여주었기 때문에 제안한 전극 배치의 우수성을 알 수 있었다. 본 논문에서 제안한 전극 배치 및 JADE를 사용하여 얻은 순수 뇌전도는 뇌전도 바

이오피드백 시스템에 적용하여 휴대형 뇌전도 바이오피드백 시스템의 개발에 많은 도움을 줄 것으로 예상되며 피험자의 스트레스나 불안감 해소, 편안한 상태 유도 등에 관한 연구에도 사용이 될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. J. James, "Micro-computer in biofeedback", Medical Care Processings of the Second Annual Symposium, pp. 122-123, 1978
2. A. Zapata-Ferrer, A. Dangelada, J. Moncada, and M. Aguillon, "Biofeedback system with interchangeable modules for applied research and clinical practice using microcomputer interface", Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, Vol. 2, pp. 605-606, 1988
3. Z. Zhang and W. Chen, "Development of EEG biofeedback system and research of the biofeedback in the alpha frequency band", Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, Vol. 3, pp. 1482-1483, 1988
4. S.A. Hillyard and R. Galambos, "Eye-movement artifact in the CNW", Electroencephalog. clin. Neurophysiol., Vol. 28, pp. 173-182, 1970
5. R. Verleger, T. Gasser, and J. Möcks, "Correction of EOG artifacts in event related potentials of EEG: Aspects of reliability and validity", Psychoph., Vol. 19, No. 4, pp. 472-480, 1982
6. J.L. Writton, F. Lue, and H.A. Moldofsky, "Spectral method for removing eye-movement artifacts from the EEG", Electroencephalog. clin. Neurophysiol., Vol. 44, pp. 735-741, 1978
7. J.C. Woestenburg, M.N. Verbaten, and J.L. Slangen, "The removal of the eye movement artifact from the EEG by regression analysis in the frequency domain", Biological Psychology, Vol. 16, pp. 127-147, 1983
8. J.S. Barlow, "Computerized clinical electroencephalography in perspective", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 26, pp. 377-391, 1979
9. P. Berg and M. Scherg, "A multiple source approach to the correction of eye artifacts", Electroenceph. clin. Neurophysiol., Vol. 90, pp. 229-241, 1994
10. T.D. Lagerlund, F.W. Sharbrough, and N.E. Busacker, "Spatial filtering of multichannel electroencephalographic recordings through principal component analysis by singular value decomposition", J. Clin. Neurophysiology, Vol. 14, pp. 73-82, 1997
11. T. Jung, C. Humphries, T. Lee, S. Makeig, M. McKeown, V. Iragui, and T. Sejnowski, "Removing Electroencephalographic Artifacts: Comparison between ICA and PCA", Proceedings of the 1998 IEEE Signal Processing Society Workshop, pp. 63-72, 1998
12. 신수인, 정주영, 김명남, 조진호, "ICA를 이용한 전두엽에서 획득한 뇌파 신호에서의 EOG 제거 방법 제안", 제24회 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 제24권 제1호, pp. 95-96, 2001
13. T. Jung, S. Makeig, T. Lee, M. McKeown, G. Brown, A. Ell, and T. Sejnowski, "Independent Component Analysis of Biomedical Signals", The 2nd Int'l Workshop on Independent Component Analysis and Signal Separation, pp. 633-644, 2000
14. P. Comon, "Independent Component Analysis, A new concept?", Signal processing, Vol. 36, pp. 287-314, 1994
15. J.F. Cardoso and A. Souloumiac, "Blind beamforming for non Gaussian signals", IEEE Proceedings-F, Vol. 36, pp. 362-370, 1993
16. L. Vigon, M.R. Saatchi, J. Mayhew, and R. Fernandes, "Quantitative evaluation of techniques for ocular artefact filtering of EEG waveforms", Science, Measurement and Technology, IEE Proceedings, Vol. 147, pp. 219-228, 2000.