

4채널 전두엽 전극 배치법의 제안과 측정된 뇌파에서의 안전도 제거에 관한 연구

신수인[†] · 조진호^{**} · 김명남^{***}

요 약

본 논문에서는 전두엽에서의 뇌파 측정시 안전도를 제거할 수 있는 새로운 전극배치법과 제거방법을 제안하였다. 제안한 방식에서는 전두엽에서의 4개의 신호전극과 1개의 접지전극 및 좌측 귓볼의 기준전극을 이용하여 뇌파를 측정하였다. 그리고 제안한 전극방식을 통하여 뇌파 측정시 안전도를 제거하기 위하여 ICA를 이용하는 분리방법을 제안하였다. 뇌파 측정실험을 통하여 피험자가 다른 사람의 도움없이 손쉽게 전극을 사용하여 자신의 뇌파를 측정할 수 있음을 알 수 있었으며 제안한 방법이 뇌파신호로부터 안전도를 제거하는데 유효함을 확인하였다.

Proposition for 4 Channel Frontal Lobe Electrode Configuration and Study on EOG Removal from Measured EEG

Su In Shin[†], Jin Ho Cho^{**} and Myoung Nam Kim^{***}

ABSTRACT

In this paper, a new electrode configuration and EOG removal method are proposed in order to measure EEG effectively on the frontal lobe and remove EOG in the measured raw EEG. The method of measuring EEG is proposed using four electrodes and a ground electrode on the frontal lobe with a reference electrode at the left earlobe. And also, the separation method using ICA is proposed for EOG removal from the measured EEG. Through the experiments of measuring EEG, it was demonstrated that a subject can attach the electrodes by himself easily to measure his own EEG without any assistant and the proposed methods were suitable for removing EOG signal from the measured EEG.

Key words: electrode configuration, EEG, EOG removal method, ICA, frontal lobe

1. 서 론

오늘날 사회가 고도로 산업화됨에 따라 정신적 고통과 스트레스를 호소하는 환자의 숫자가 증가하는 추세이다. 최근 이러한 정신과 영역의 환자를 진단하고 치료하기 위하여 뇌파 분석에 기초한 방법이 많이

연구되고 있다. 그 예로서 뇌파 바이오 피드백 시스템 (electroencephalogram bio-feedback system)은 피험자의 뇌파를 분석한 다음, 그 결과를 피험자에게 음향 및 진동 등으로 알려 주며, 분석 결과에 따라 요구되는 적절한 정신 치료를 병행하는 장치이다.[1,2] 뇌파 바이오 피드백 시스템의 효과는 사용 기간이 길고 사용 빈도가 높을수록 커지므로 이를 휴대용 시스템으로 개발하여 피험자가 장소에 구애 받지 않고 사용할 수 있도록 하는 것이 바람직하다.[3] 휴대용 바이오 피드백 시스템에서는 뇌파 측정을 위한 전극의 탈부착이 간편해야 하며, 사용하는 전극

접수일 : 2002년 9월 5일, 완료일 : 2002년 10월 30일
본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R01-2001-00489) 지원으로 수행되었음.

[†]준회원, 한국전자통신연구원 의료가상현실연구팀 근무

^{**}정회원, 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수, 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수

^{***}정회원, 경북대학교 의과대학 의공학교실 부교수

의 수도 최소화하여야 한다. 따라서 이들 전극의 위치는 머리카락의 영향을 작게 받는 후두엽이나 측두엽보다는 전두엽이 좋다. 그러나 전두엽에 전극을 부착하게 되면 안구의 움직임으로 발생하는 안전도(electrooculogram)에 의해 왜곡된 뇌파가 측정되어 정확한 뇌파 분석이 어렵다. 따라서 전두엽에서 획득한 신호로써 뇌파를 획득하기 위해서는 안전도 제거가 필수적이다.

전두엽에서 획득한 뇌파에서 안전도를 제거하기 위해 많은 연구가[4-9] 수행되어 왔는데, 그 중 아날로그 및 디지털 필터(filter)를 이용하는 방법은 안전도가 가지는 주파수 대역과 뇌파의 주파수 대역 일부가 겹치게 되어 필터링(filtering)을 수행하면 일부 주파수 영역의 뇌파까지 제거되는 문제점이 있었다. Sadasivan 등[4]은 네 개의 전극을 부착하여 측정된 두 채널의 안전도와 두 개의 전극을 부착하여 측정된 한 채널의 뇌파에서 적응 필터(adaptive filter)를 이용하여 안전도를 제거하는 방법을 제안하였다. 그러나, 실험을 통하여 5초 동안 처리한 데이터 결과에서 초기 2초 동안의 신호에 안전도 성분이 존재하였으며, 이 방법은 측정 신호의 수에 비하여 부착 전극의 수가 많고 초기화 시간이 길다는 단점을 가지고 있다. Lins 등[5]은 뇌파에서 안전도를 제거하는 방법으로서 획득한 신호에서 직교 성분을 찾아 원 신호를 추정하는 방법인 주요성분 분석법(principle component analysis, PCA)을 사용하였다. 이는 Berg 등[6]의 회귀 분석법이나 공간-시간 분석모델법 보다는 좋은 특성을 가지나, 분리할 신호의 크기가 비슷하거나 가우시안 분포를 따르지 않는 신호일 때는 분리 특성이 좋지 못하다.[7,8] 독립성분 분석법(independent component analysis, ICA)을 이용하는 방법은 원 신호의 고차 통계적 특성이 독립성을 가지도록 원 신호를 분류하는 방법으로 뇌파 신호처리에 있어서 PCA 및 합동 고유 행렬 추정법(joint approximation diagonalization of eigenmatrices)에 비하여 그 성능이 우수하다.[9]

본 논문에서는 피험자가 쉽게 전극을 탈부착할 수 있도록 기준 전극을 컷볼에 부착하고 신호 측정을 위한 네 개의 전극과 접지를 위한 한 개의 전극을 머리카락이 없는 전두엽에 부착하여 뇌파를 측정하는 방법과 측정된 뇌파에서 안전도를 제거하는 방법으로 ICA를 이용하는 방법을 제안하였다. 제안한 방

법을 이용하여 피험자는 타인의 도움이 없이 쉽게 전극을 탈부착할 수 있었으며, 네 채널로 측정된 전두엽 뇌파에서 ICA를 사용하여 뇌파와 안전도의 분리가 가능하였다.

2. 이론

2.1 제안된 전극 배치법

전두엽에 전극을 부착하여 뇌파를 측정하게 되면 측정된 신호는 피험자의 눈동자 움직임에 의한 영향을 많이 받게 된다. 현재 널리 사용되고 있는 10~20 전극시스템에 따라 전두엽에 해당되는 F_{P1} 과 F_{P2} 위치에 전극을 부착하여 뇌파를 측정할 경우에 피험자가 눈동자를 움직이거나 눈을 깜박이면 뇌파의 왜곡이 매우 심해진다. 뇌파 바이오 피드백 시스템을 일상에서 사용할 경우, 피험자가 정면을 주시하는 경우 외에도 주변 사물을 응시하기 위하여 눈동자를 여러 각도로 움직이게 된다. 이 때 눈 깜박임에 의한 수직 안전도뿐만 아니라 좌우로의 눈동자 움직임에 의해 유발되는 수평 안전도가 발생하게 되므로, 두 채널의 신호를 사용하여 ICA를 적용하면 사용 센서의 수보다 신호의 수가 많으므로 순수 뇌파를 획득할 수 없게 된다. 따라서, 수직 안전도와 수평 안전도를 고려하여 뇌파를 획득하기 위해서는 새로운 전극 배치 방법이 필요하다.

눈동자를 하나의 신호원으로 가정하였을 때, 눈동자는 같은 방향으로 움직이므로 양쪽 눈의 끝 부분에서 신호를 측정하는 경우에, 눈동자의 움직임 방향과 반대인 한쪽 끝 부분은 신호원과 멀어지게 되고 다른 한쪽 끝 부분은 신호원과 가까워지게 된다. 이 때 움직인 거리는 동일하므로 눈동자의 중심을 영점으로 하면 멀어진 쪽은 (-) 부호를, 가까워진 쪽은 (+) 부호를 가지는 같은 진폭의 신호가 측정된다. 그림 1은 눈동자의 움직임에 따른 파형을 고려하여 제안한 전극 위치이다. 전극 B와 전극 C는 10~20 전극 시스템에 따른 F_{P1} 과 F_{P2} 위치에 부착하고 전극 A와 전극 D는 눈의 양쪽 끝 부분에 해당하는 수직선과 F_{P1} 과 F_{P2} 의 수평 연장선이 교차하는 위치에 부착하였다.

그림 2는 사물의 주시 방향에 따른 눈동자의 위치를 나타낸 것으로 제안한 위치에서 뇌파를 측정하는 경우 그림 2의 (b)와 같이 눈동자를 오른쪽으로 움직이게 되면 A 위치에서는 신호원이 중심을 기준으로

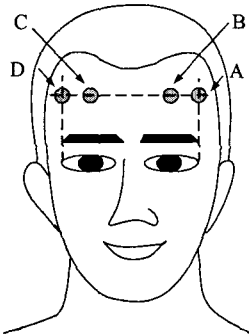


그림 1. 전두엽에서의 전극 위치

전극과 반대쪽으로 이동하였으므로 (-) 극성을 가지는 신호가 측정되고, D 위치에서는 중심을 기준으로 신호원이 전극 쪽으로 이동하였으므로 (+) 극성을 가지는 신호가 측정된다. 그러나 신호원의 이동 거리가 동일하기 때문에 유발 신호의 진폭은 같으며 B, C 위치에서 측정된 뇌파의 경우는 각각 가까운 위치의 신호원의 영향을 받지만 생체 감쇠의 영향으로 진폭이 작은 신호가 측정된다. 즉, B는 A와 같은 극성을 가지나 진폭이 작은 형태의 파형이, C는 D와 같은 극성을 가지고 진폭이 작은 형태의 파형이 측정될 수 있다. 눈을 깜박일 경우에는 네 개의 전극에 대하여 신호원이 동일한 방향으로 이동하므로 유발되는 신호는 같은 극성을 가지고 생체 감쇠에 의한 다른 크기를 갖는 파형으로 측정된다.

눈동자의 좌우 움직임에 따라 다른 극성을 가지는 두 종류의 안전도를 수평 안전도 1 및 수평 안전도 2로, 눈 깜박임에 의해 유도되는 안전도를 수직 안전도로 정의할 수 있다. 따라서 A, B, C, 및 D에서 측정

한 수직 안전도 및 수평 안전도 1과 수평 안전도 2에 의해 왜곡된 네 채널의 뇌파를 ICA를 이용하여 신호를 분리하게 되면 신호는 측정 채널의 수와 같은 수의 독립성분으로 분리되므로 눈 깜박임에 의한 수직 안전도, 위상이 다른 두 개의 눈동자 움직임 신호인 수평 안전도 1과 수평 안전도 2와 순수 뇌파로 분류된다.

2.2 신호처리 방법

독립성분 분석법(ICA)은 여러 종류의 신호가 섞여 있는 신호에서 분리하고자 하는 신호의 고차 통계적 특성이 독립이 되도록 원 신호를 분리하여 추정하는 신호 처리 방법이다. 획득 과정에서 사용한 센서의 수와 같거나 적은 수의 독립성분으로 신호를 분리하며, 신호의 분포 특성의 영향을 받지 않고 원 신호 추정이 가능하다.[10] 측정 신호에 비하여 매우 미약한 전극 잡음 및 신호원의 위치와 신호 측정 위치의 거리 차이에 의해 발생하는 시간 차이는 무시한다. 또한 원 신호는 서로 독립적이라 가정한다.[11]

전극으로 측정된 신호는 독립적인 여러 가지 신호들이 선형적으로 연산된 것으로 볼 수 있으며, 선형 연산을 전제로 입력과 출력의 관계를 그림 3과 같이 나타낼 수 있으며 이를 수식으로 표현하면

$$Y = ZX \tag{1}$$

와 같다. 여기서, Y는 전극에서 측정된 신호, Z는 혼합행렬 (mixing matrix), 및 X는 Y에서 추출한 독립성분을 나타낸다. 즉 Y는 전극을 통하여 측정된 뇌파를 나타내며, X는 ICA를 이용하여 분리한 독립성분

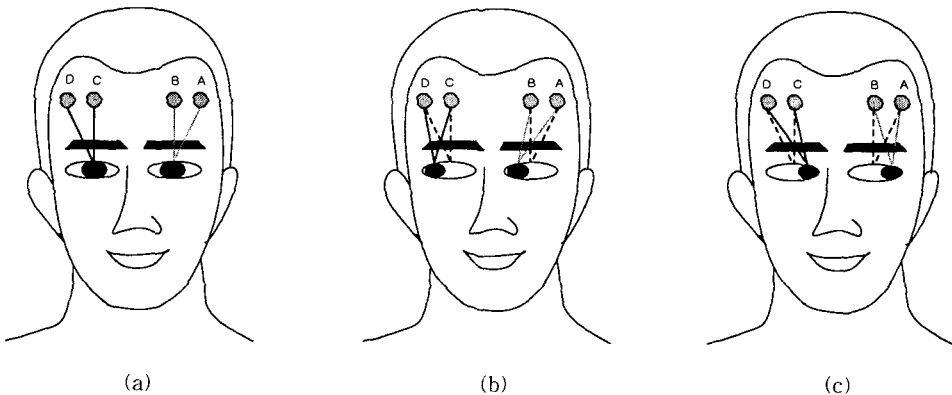


그림 2. 각 전극에서 (a) 정면을 주시할 때, (b) 오른쪽을 주시할 때와 (c)왼쪽을 주시할 때의 눈동자 위치

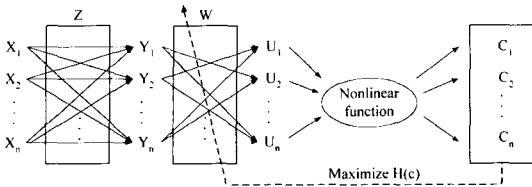


그림 3. ICA에 따른 독립성분 X와 뇌파 Y의 혼합 모델과 분리 모델

을 뜻한다.

U 신호는 $WZ=I$ 를 만족하는 W 행렬을 구하여

$$U = WY \tag{2}$$

와 같이 연산하여 구할 수 있으며, 원 신호 X로 추정할 수 있다. 전극으로 측정된 신호에서 원 신호를 추정하는 전체적인 과정은

$$U = WY = WZX = X \tag{3}$$

와 같다.

확률 변수 X가 가지는 정보의 양을 나타내는 엔트로피는

$$H(X) = \sum_{x \in A} P(x) \log \frac{1}{P(x)} \tag{4}$$

와 같다. 즉, 발생 확률과 정보로서의 가치가 반비례 관계를 이루어 발생 확률이 높아짐에 따라 엔트로피가 증가하다가 일정 지점을 지나면 다시 감소하는 것을 알 수 있다.

두 개의 확률변수 X와 Y에 대한 합동(joint) 엔트로피는

$$H(X, Y) = \sum_{x, y \in A, A} P(x, y) \log \frac{1}{P(x, y)} \tag{5}$$

와 같이 표현된다.

만약 X와 Y가 독립적이라면 식 (5)는

$$H(X, Y) = H(X) + H(Y) \tag{6}$$

과 같이 표현된다.

Y가 특정한 값 b_k 를 가질 때의 X와 Y의 조건부(conditional) 엔트로피는 조건부 확률분포(conditional probability distribution)의 엔트로피로 정의하며

$$H(X|y = b_k) = \sum_{x \in A} P(x, y = b_k) \log \frac{1}{P(x|y = b_k)} \tag{7}$$

과 같다.

식 (7)에서 Y의 평균이 b_k 로 알려진 경우에는

$$H(X|Y) = \sum_{x, y \in A, A} P(x, y) \log \frac{1}{P(x|y = b_k)} \tag{8}$$

과 같이 변환된다.

X와 Y의 상호 정보량 (mutual information)은

$$I(X; Y) \equiv H(X) + H(Y) - H(X, Y) \tag{9}$$

와 같이 X와 Y의 각 한계 (marginal) 엔트로피의 합에서 합동 엔트로피를 뺀 값으로 정의된다. X와 Y의 합동 엔트로피가 최대가 되면 X와 Y의 상호 정보량이 최소가 되는 것을 알 수 있다. X와 Y가 서로 포함하는 부분이 최소가 될 때, 상호 정보량이 최소이므로 이 때 X와 Y는 독립적인 신호라 할 수 있다. 실제 신호 처리 과정에 있어서는 원신호의 통계학 특성을 이용할 수 없으므로 이에 상응하는 비선형 함수를 이용해야 한다. 따라서 그림 3에서 비선형 함수의 출력값인 C의 합동 엔트로피를 최대화하는 W를 구성하면 C의 각 성분들의 상호 정보량은 최소가 된다. 즉, U 신호는 고차 통계학 특성이 독립적인 신호로 구성된다.[10-12] 따라서 C의 합동 엔트로피를 최대화하는 W를 구하여 Y 신호와 연산을 하게 되면 U 신호를 얻을 수 있다. 얻어진 U 신호는 원 신호 X로 추정이 가능하며, 각 성분들은 서로 독립적인 성질을 가진다. 따라서 측정된 신호의 구성 성분을 알 수 없는 경우 ICA를 이용하여 독립성분을 분리하면 원 신호를 추정할 수 있다.

3. 실험 결과

본 논문에서 제안한 방법을 검증하기 위하여 전두엽에 전극을 부착하여 뇌파를 측정하고, 측정된 신호를 ICA를 이용하여 신호 분리 실험을 실시하였다. 뇌파는 Biopac사의 MP100 시스템을 사용하여 10~20 전극 시스템에 따라 동일한 피험자에게서 컷볼을 기준 전극으로 사용하여 제안한 위치에서 네 채널로 10회에 반복하여 측정되었으며, 256 Hz로 샘플링 (sampling)한 1회 실험 데이터 구간을 10초 단위로 지정하여, 하나의 데이터를 2560개의 포인트로 구성하였다.

3.1 제안된 전극 위치에서의 뇌파 확인 실험

눈동자 움직임에 의해 유발되는 안전도에 관해 본

논문에서 제안한 가설을 증명하기 위하여 제안한 전극 위치에서 뇌파를 측정해 보았다. 그림 1에서와 같이 전극 B와 전극 C는 10~20 전극 시스템에 따른 F_{P1} 과 F_{P2} 위치에 부착하고 전극 A와 전극 D는 눈의 양쪽 끝 부분에 해당하는 수직선과 F_{P1} 과 F_{P2} 의 수평 연장선이 교차하는 위치에 부착하였다. 전극 부착 후 피험자가 의도적으로 눈동자를 움직여 수평 안전도와 수직 안전도를 유발하도록 하였으며, 이 때 측정된 뇌파 결과를 그림 4에 나타내었다. 그림에서 6초까지의 데이터는 눈동자를 좌우로 움직여서 유발된 수평 안전도로 추정할 수 있으며, 제안한 가설과 같이 전극 A와 D에서는 비슷한 진폭을 가지고 극성이 반대인 신호가 측정되었고, B는 A와 같은 극성을 가지고 진폭이 다른 신호가 측정되었으며, C는 D와 같은 극성의, 작은 진폭을 갖는 신호가 측정되었다. 또한 7초에서 10초까지의 데이터는 눈 깜박임에 의해 유도된 수직 안전도로 추정할 수 있으며, A, B, C와 D 모든 위치에서 진폭은 다르지만 같은 극성을 가지는 신호로 측정되었다. 따라서 눈동자 움직임에 의해 유발되는 안전도에 대해 제안한 가설이 올바른 가설임을 확인할 수 있었으며 A, B, C 및 D에서 측정된 뇌파는 사용 센서 수와 동일한 개수인 네 개의 신호 즉, 수직 안전도 및 수평 안전도 1과 2와 뇌파가 혼합된 신호임을 확인하였다.

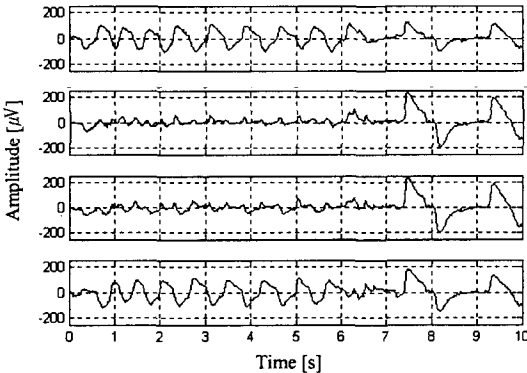


그림 4. 눈동자 움직임에 따른 전두엽의 네 개의 전극 위치에서의 뇌파 : 위에서 아래의 순서로 A, B, C, D

3.2 모의 신호를 이용한 제안된 방법의 성능 평가

제안한 방법의 타당성을 확인하기 위하여 다음과 같은 실험을 실시하였다. 안전도가 섞여 있지 않은 순수한 뇌파는 수십 μV 단위의 미세한 신호이므로

측정시 이를 확인하기가 어렵기 때문에 수 mV 단위의 신호를 인체에 인가한 후 인가한 신호와 수직 안전도가 섞여 있는 신호를 측정하여 인가한 신호와 수직 안전도를 분리할 수 있는가를 실험하였다. F_{P1} 과 F_{P2} 위치에 전극을 부착하고 F_{P1} 과 F_{P2} 위치가 이루는 수평선상에 두 전극으로부터 바깥쪽으로 각각 3 cm 떨어진 곳에 100 mV_{rms}의 진폭과 14 Hz의 주파수 성분을 가지는 정현파를 인가하여 뇌파를 측정하였다. 전극에서 측정된 신호와 크기 스펙트럼을 그림 5에 나타내었다. 실험 결과 F_{P1} 과 F_{P2} 전극에서 그림 5의 (a)와 같이 피험자의 수직 안전도와 정현파가 섞여 있는 신호가 측정되었다. 그림 5의 (b)는 (a) 신호의 크기 스펙트럼을 나타낸 것으로 전체 크기 스펙트럼에서 정현파 성분이 차지하는 비율은 F_{P1} 과 F_{P2} 위치 모두에서 15%이다.

ICA를 이용하여 그림 5의 신호를 분리하여 추정된 두 개의 독립성분과 각 독립성분의 크기 스펙트럼을 그림 6에 나타내었다. 그림 6의 (a)를 보면 독립성분 1을 나타내고 있는 상단의 신호는 수직 안전도가, 독립성분 2를 나타내고 있는 하단의 신호는 인가한

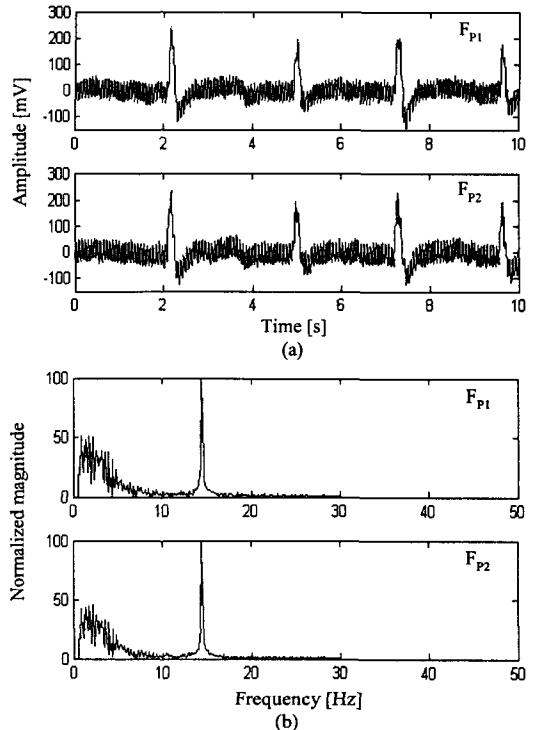


그림 5. 정현파를 인가한 후 F_{P1} 과 F_{P2} 에서 측정된 (a) 뇌파와 (b) 크기 스펙트럼

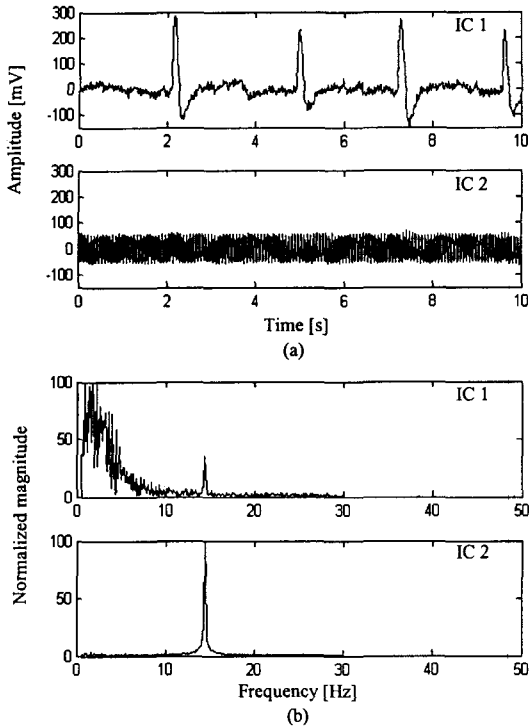


그림 6. ICA에 의한 (a) 독립성분 1과 2 및 (b) 크기 스펙트럼

정현파가 우세한 성분임을 알 수 있다. 그림 6의 (b)에 나타난 크기 스펙트럼을 분석해 보면 독립성분 1의 경우에는 전체 크기 스펙트럼에서 정현파 성분이 차지하는 비율이 3%에 불과하며 독립성분 2의 경우에는 53%에 이른다. 따라서 전체 크기 스펙트럼에서 알파파가 차지하는 비율을 산출하여 외부 장치를 구동하는 뇌파 바이오 피드백 시스템의 경우, ICA는 전두엽 뇌파 바이오 피드백 시스템에 도입되어 전두엽에서 측정된 뇌파에서 안전도를 제거하기 위한 방법으로 사용될 수 있음을 확인하였다.

3.3 제안된 방법을 이용한 실제 환경에서의 실험

ICA를 이용하여 전두엽에서 측정된 뇌파에서 안전도를 제거하기 위한 실험을 실시하였다. 제안한 위치 A, B, C, 및 D에서 측정된 뇌파와 그 크기 스펙트럼을 그림 7에 나타내었다. 피험자가 눈을 깜박일 때 발생하는 수직 안전도 성분은 뾰족하게 솟은 돌출파형으로 측정되었으며 눈동자의 움직임에 따른 수평 안전도 성분은 수직 안전도 성분에 비하여 작기 때문에 잘 보이지 않음을 볼 수 있다. 그림 7의 (a)의

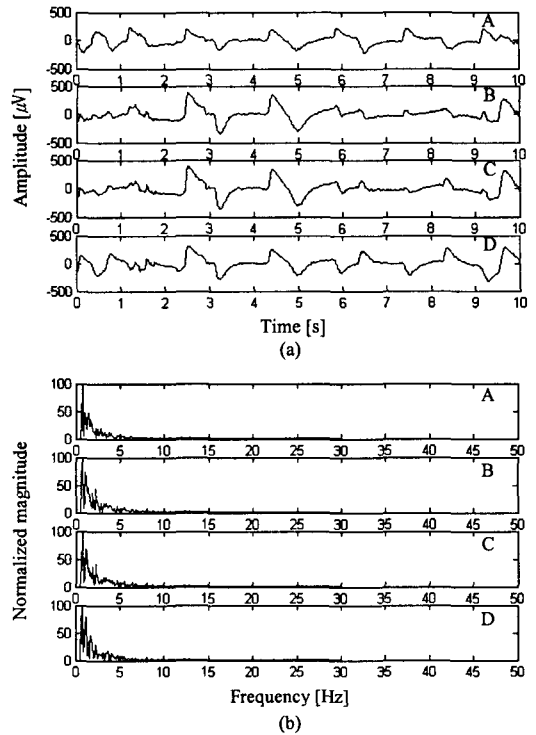


그림 7. A, B, C, 및 D 위치에서 측정된 (a) 뇌파와 (b) 크기 스펙트럼

크기 스펙트럼을 그림 7의 (b)에 나타내었는데 크기 스펙트럼 분석 결과 5 Hz 이하의 저주파 신호가 약 70%로 전체 크기 스펙트럼 밀도의 대부분을 차지하고 있는 것을 알 수 있다. 이러한 방법으로 측정된 뇌파 신호로부터 ICA를 이용하여 독립성분을 추출한 결과를 그림 8에 나타내었다. 그림 8의 (a)는 돌출파형의 형태로 판단할 때, 수직 안전도로 추정할 수 있는 독립성분 1, 수평 안전도로 추정할 수 있는 독립성분 2와 독립성분 3, 및 수직 안전도와 수평 안전도가 분리되어 순수 뇌파로 추정할 수 있는 독립성분 4를 나타낸 것이다.

그림 8의 (b)는 (a)에 나타나 있는 독립성분들의 크기 스펙트럼을 나타낸 것이다. 상단 3개의 크기 스펙트럼을 보면, 안전도가 포함된 뇌파 신호의 크기 스펙트럼과 같이 5 Hz 이하의 저주파 성분이 약 70%로 크기 스펙트럼의 대부분을 이루며 알파파 대역의 크기 스펙트럼은 15%에 불과하다. 반면에 독립성분 4의 크기 스펙트럼을 보면, 상단 크기 스펙트럼에 비해 저주파 스펙트럼 성분이 약 25%로 상당히 많이 감소되고 알파파 대역으로 볼 수 있는 9 Hz 전후의

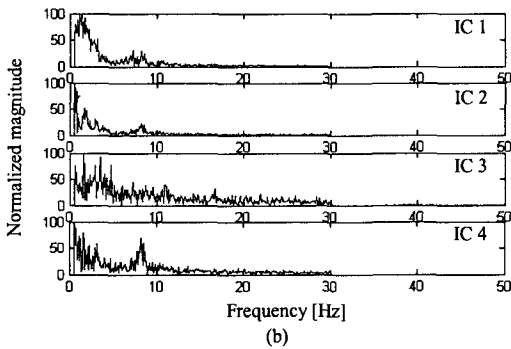
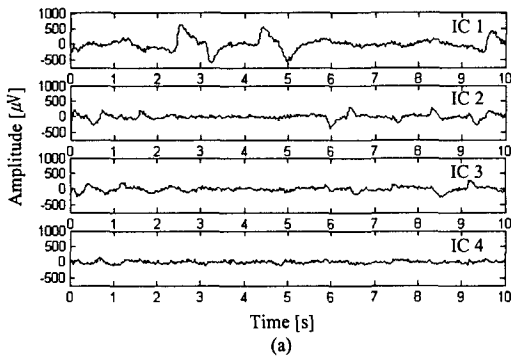


그림 8. ICA에 의한 (a) 독립성분 1, 2, 3, 및 4 와 (b) 크기 스펙트럼

대역 성분이 증가되어 전체 크기 스펙트럼에 대하여 30%정도를 차지한다. 따라서 ICA를 이용하여 분리한 독립성분 1은 돌출 파형 형태와 큰 신호의 특성을 갖는 수직 안전도로 추정되며, 독립성분 2와 독립성분 3은 서로 반대인 극성을 가지는 파형으로 보아 수평 안전도 1과 수평 안전도 2로, 독립성분 4는 순수 뇌파 신호로 추정할 수 있다.

다섯 명의 피험자에게서 2회씩 총 10회에 걸쳐 획득한 네 채널의 뇌파 신호와 측정된 신호를 ICA를 이용하여 네 개의 독립성분으로 분리한 후, 알파파 대역 성분이 전체 크기 스펙트럼 상에서 차지하는 비율을 그림 9에 나타내었다. 그림을 보면 순수 뇌파 신호로 추정할 수 있는 독립성분 4의 알파파 비율이 다른 신호에 비해 월등히 높은 것을 알 수 있다. 또한 다섯 명의 피험자에게서 제안한 전극 위치에서 뇌파를 측정하여 독립성분을 추출한 결과를 표 1에 나타내었다. 표에서 측정된 뇌파 신호의 알파파 비율의 평균값은 4개의 채널에서 유사한 결과를 보여주고 있으며 분리한 독립성분의 알파파 비율을 보면 독립성분 4의 평균값이 나머지 3 개의 독립성분보다 높은

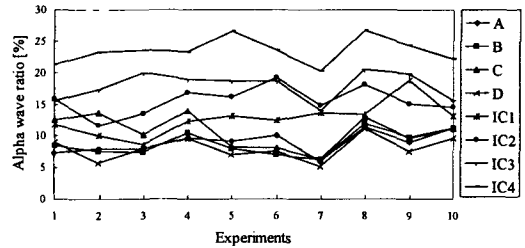


그림 9. 뇌파와 독립성분의 알파파 비율

표 1. 피험자 5명의 뇌파와 독립성분의 알파파 비율

Subject	Alpha wave ratio [%]							
	A	B	C	D	IC1	IC2	IC3	IC4
1	7.9	7.3	10.2	7.9	8.6	13.5	19.9	23.5
2	9.7	10.5	13.9	9.6	12.3	16.8	18.9	23.3
3	9.2	8.0	8.2	7.0	13.1	16.1	18.6	26.5
4	10.0	7.0	8.1	7.5	12.6	19.2	18.7	23.5
5	6.0	6.2	6.4	5.2	13.6	14.8	14.0	20.2
평균	8.56	7.80	9.36	7.44	12.04	16.08	18.02	23.40
분산	2.15	2.16	6.60	2.02	3.15	3.71	4.25	3.98

것을 알 수 있다. 또한, 이들 데이터로써 분리된 독립 성분들간의 유의성이 존재하는가를 확인하기 위하여 통계적인 분산분석법(ANOVA test)를 수행하였으며 이를 통하여 독립성분 4가 통계적으로 유의한 차이가 있음을 확인하였다.($p < 0.05$) 따라서, 이러한 실험 및 분석 결과와 종합해 볼 때, 독립성분 4를 순수 뇌파로 추정할 수 있으며 제안된 방법이 타당함을 확인할 수 있었다.

4. 결 론

본 논문에서는 사용자가 뇌파 바이오 피드백 장치를 쉽게 사용할 수 있도록 전두엽에 전극을 부착하여 뇌파를 측정하는 방법을 제안하였다. 제안한 뇌파 측정 방법은 전두엽에서 4채널의 뇌파를 측정하고, 이를 ICA를 이용하여 수직 안전도, 수평 안전도, 및 순수 뇌파를 분리하는 방법으로 눈동자 움직임에 따른 안전도의 상관관계를 고려하여 뇌파를 측정할 수 있도록 하였다. 제안한 방법을 검증하기 위하여, 먼저 인체에 정현파를 인가하여 신호를 측정한 후 정현파

와 수직 안전도를 분리하는 실험을 실시하였으며, 네 개의 전극 부착 위치 신호에서 ICA를 이용한 전처리 과정을 통해 수직 안전도, 수평 안전도, 및 순수 뇌파를 분리함으로써 전두엽에서 측정된 뇌파에서 안전도가 제거된 뇌파 신호를 얻기 위하여 전극의 위치 및 신호처리 방법이 적절함을 증명하였다. 본 논문에서 제안한 전두엽에서의 뇌파 측정 방법은 후두엽에 전극을 부착하는 어려움이 있는 뇌파 바이오 피드백 장치 등의 시스템에 도입되어 환자의 편의를 도모할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

[1] 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 1988 Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, vol. 3, pp. 1482-1483, 1988.

[2] H. Yao and Z. Zhang, "Treatment of Child Hyperactivity by EEG-EMG Biofeedback System," *Engineering in Medicine and Biology Society 1988. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, vol. 3, pp. 1484-1485, 1988.

[3] S. Mark, *Biofeedback: A Practitioner's Guide*, Guilford, 1998, pp. 20-60.

[4] P. Sadasivan and D. Dutt, "Adaptive Technique for the Minimization of EOG Artefacts from EEG Signals Using TDL Structure and Nonlinear Estimation Model," *TENCON 1991 IEEE Region 10 International Conference on EC3-Energy, Computer, Communication and Control Systems*, vol. 3, pp. 251-255, 1991.

[5] O. Lins, T. Picton, P. Berg, and M. Scherg, "Ocular Artifacts in Recording EEG and Event-related Potentials II: Source dipoles and Source Components," *Brain Topography*, vol. 6, no. 1, pp. 65-78, 1993.

[6] P. Berg and M. Scherg, "Dipole Models of Eye Activity and Its Applications to the Removal

of Eye Artifacts from the EEG and EMG," *Clinical Physiology Measurement*, vol. 12A, pp. 49-54, 1991.

[7] T. Lagerlund, F. Sharbrough, and N. Busacker, "Spatial Filtering of Multichannel Electroencephalographic Recordings Through Principal Component Analysis by Singular Value Decomposition," *Clinical Neurophysiology*, vol. 14(1), pp. 73-82, 1997.

[8] 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.

[9] 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.

[10] P. Comon, "Independent Component Analysis, A New Concept?," *Signal processing*, vol. 36, pp. 287-314, 1994.

[11] T. Lee, *Independent Component Analysis Theory and Applications*, Kluwer Academic Publishers, 1998, pp. 5-66.

[12] L. Zhukov, D. Weinstein, and C. Johnson, "Independent component analysis for EEG Source Localization," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 19, pp. 87-96, 2000.



신 수 인

2000년 2월 경북대학교 전자전기공학부 졸업
 2002년 2월 경북대학교 전자공학과 석사
 2002년~현재 한국전자통신연구원 의료가상현실연구팀 근무

관심 분야: 생체 신호 처리, 생체 신호 측정 시스템 설계, Brain-computer interface

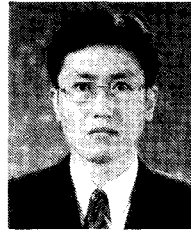


조 진 호

1977년 2월 경북대학교 졸업
1979년 2월 경북대학교 전자공학과 석사
1988년 2월 경북대학교 전자공학과 박사
1986년~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수,

경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수

관심분야 : 생체신호처리, 의용센서, 의용전자기기



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업
1990년 2월 경북대학교 전자공학과 석사
1995년 2월 경북대학교 전자공학과 박사
1996년~현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 부교수

학 의공학교실 부교수

관심분야 : 의료영상처리, 생체신호해석, 생체 모델링, 의용전자

교 신 저 자

김 명 남 (700-422) 대구광역시 중구 동인2가 101번지
경북대학교 의과대학 의공학교실