

## A Study on the Improvement of the JADE Algorithm

尹 亨 老\* · 李 眞 術\*\* · 全 大 根\*\*\* · 李 景 中\*  
(H.R.Yoon · J.S.Lee · D.K.Jeon · K.J.Lee)

**Abstract** - In this paper, we proposed an IJADE(Improved joint approximate diagonalisation of eigenmatrices) which use high order statistics instead of second order statistics for data whitening. For simulation, we artificially construct signals mixed with two ECG signals, 60Hz power line interference and 16Hz sine signal and then put them into a JADE and an IJADE. To evaluate the performance of separated ECG signal in each algorithm, we have adopted indices such as kurtosis, standard deviation ratio, correlation coefficient and euclidean distance. As a results, IJADE showed the improved performances as kurtosis of 2%, standard deviation ratio of 0.2194, and Euclidean distance of 0.07 except correlation coefficient showing similar value. In conclusion, the proposed IJADE showed a good performance in separating ECG and a possibilities in applying to the various biological signal.

**Key Words** : JADE, kurtosis, 고차 통계법

### 1. 서 론

생체 신호는 인체에 다수의 센서들을 원하는 부위에 부착하여 생리 현상들을 기록한 것이다. 부착된 센서를 통해서 측정된 신호에는 여러 가지 신호들이 상호 관계를 가지며 혼재되어 있다. 한 예로 태아의 심전도(Fetal electrocardiogram : FECG)를 비관혈적으로 측정하기 위해서 전극을 산모의 복부에 부착하게 된다. 측정된 신호에는 태아의 심전도뿐만 아니라 산모의 심전도(Maternal electrocardiogram : MECG), 전원잡음, 전극에 의해 유도된 잡음 및 근육 수축에 의한 근잡음 등이 포함되어 있다. 이와 같이 잡음 신호들이 혼합된 신호로부터 진단에 필요한 신호를 분리하기 위한 방법으로 BSS(Blind source separation) 기법이 많이 이용되고 있다[1][2]. BSS 방법에는 PCA(Principle component analysis)[3], ICA(Independent component analysis)[4], JADE(Joint apporroximate diagonalisation of eigenmatrices)[5] 등이 있다. 그러나 PCA를 사용하여 신호를 분리할 경우, 분리된 신호가 독립성을 가지지 못하며, ICA 방법은 신호 분리 알고리즘의 학습을, 반복횟수나 비선형 함수에 많은 영향을 받는 단점을 갖고 있다. JADE를 이용하여 신호를 분리할 경우 신호 형태의 유사성은 갖고 있을 뿐 아니라, PCA나 ICA

방법이 갖는 단점은 없다. 그러나 JADE를 통해서 분리한 신호의 확률 밀도 분포는 큰 차이를 가지는 단점이 있다. 본 연구의 목적은 기존에 JADE가 가지고 있는 단점을 개선하고 신호분리 성능을 향상시킨 IJADE(Improved joint approximate diagonalisation of eigenmatrices)를 설계한다. 그리고 설계된 알고리즘을 심전도 신호분리에 적용함으로써 신호분리 성능의 향상과 제안된 알고리즘의 유용성을 제시하고자 한다.

### 2. 본 론

#### 2.1 BSS 알고리즘과 IJADE 알고리즘 설계

##### 2.1.1 BSS 알고리즘

환자의 몸에 부착되어있는 p개의 전극으로부터 관찰되는 신호를  $\mathbf{y}(k)=[y_1(k), y_2(k), \dots, y_p(k)] \in \mathbf{R}^p$  (단, k는 불연속적인 시간지표)라 하면, 이 측정된 신호는 서로 다른 독립적인 신호  $\mathbf{x}(k)=[x_1(k), x_2(k), \dots, x_q(k)] \in \mathbf{R}^q$  (단, k는 불연속적인 시간지표)의 선형조합이라는 가정할 수 있으며,  $\mathbf{y}(k)=\mathbf{M}\mathbf{x}(k)$ 의 관계를 만족하게 된다. 이때,  $\mathbf{M} \in \mathbf{R}^{p \times q}$ 은 원신호를 혼합하는 행렬로서 전극의 부착위치에 의해서 결정된다. 이와 같이 관찰되는 출력  $\mathbf{y}(k)$ 로부터 독립된 입력  $\mathbf{x}(k)$ 를 확인하는 문제를 BSS라고 한다.

##### 2.1.2 JADE 알고리즘

JADE는 1993년 Cardoso에 의해 제안되었다. JADE 알고

\* 正 會 員 : 延世大 醫工學科 教授 · 工學博士

\*\* 非 會 員 : 延世大 醫工學科 碩士

\*\*\* 非 會 員 : 延世大 醫工學科 博士課程

接受日字 : 2002年 11月 12日

最終完了 : 2003年 3月 4日

리즘은 크게 화이트닝 단계와 신호 분리 단계로 나뉜다. 화이트닝은 상관관계를 갖는 측정된 입력 신호를 상관관계가 없는 신호로 만들어 주는 기능을 한다. 입력 신호가 화이트닝 단계를 거치면 입력 신호의 모든 신호 주파수의 에너지는 같아지게 되고, 상관관계를 갖는 신호들이 상관관계를 갖지 않는 신호로 바뀐다. 화이트닝 단계에서는 측정된 혼합 신호를 화이트닝 시키는 과정으로서 화이트닝 행렬을 필요로 한다. 화이트닝 행렬을 구하기 위해서 혼합된 신호로부터 공분산 행렬을 구한다. 이때 공분산 행렬은 혼합된 신호 행렬에 포함된 크기 정보를 확인하기 위해서, 신호 성분들이 단위 변화로 표준화된다고 가정한다. 화이트닝 행렬과 공분산 행렬은 조건인  $I=Q_x R_x Q_x$ 를 만족하는 조건에서 화이트닝 행렬과 혼합된 신호 행렬의 곱이 단일 행렬이 되도록 하면, 신호의 혼합 행렬은 화이트닝 행렬의 Hermitian 행렬과 단일행렬의 곱으로 표현된다. 화이트닝 행렬을 이용하여 측정된 신호를 화이트닝하면 혼합 행렬을 화이트닝 행렬과 단일 행렬로 표현할 수 있어 화이트닝된 신호는 독립된 입력신호와 단일 신호의 곱으로 이루어진 선형 모델을 만족한다. 화이트닝된 혼합 신호로부터 단일 행렬을 구하기 위해서, 화이트닝된 행렬의 4차 누적값을 계산하는데 이는 n개의 고유값과 고유행렬로 결정된다. 단일 행렬 추정은 상호 대각화법을 이용함으로써 구하는데 상호 대각화가 정확하게 되지 않으면, 기준의 최대화를 상호 추정 대각화로 정의한다. 결국, 신호의 분리는 화이트닝 행렬과 단일 행렬의 곱으로 이루어진 행렬을 통해서 혼합 신호로부터 원신호를 구하게 된다[5].

2.1.3 JADE 알고리즘 설계

일반적으로 대수알고리즘들은 화이트닝 단계에서 2차 통계법(second-order statistics)을 사용한다. 마찬가지로 JADE에서도 화이트닝 단계에서 2차 통계법인 PCA를 통하여 화이트닝을 하는 기법을 사용하는데 일반적으로 신호 수준이 미약한 주파수 대역에서 잡음을 증폭시키는 결과를 초래할 수 있으므로 이를 방지하기 위하여 백색 잡음을 첨가하게 된다. 본 논문에서는 JADE의 화이트닝 성능을 향상시키기 위해서 화이트닝 단계에 고차(higher-order) 통계법을 사용하였다. 화이트닝 단계에 고차 통계법을 사용함으로써 기존방법보다 백색잡음의 첨가기능이 강화되었으며, 이를 통해서 신호를 분리하는 단계에서 보다 독립적으로 신호를 분리할 수 있도록 하였다. JADE는 입력 신호로부터 구한 공분산 행렬의 eigen-decomposition으로 화이트닝을 수행하지만, IJADE는 화이트닝된 출력의 최저 엔트로피를 이용하며, 이는 각각의 출력 엔트로피를 이용한 결합 엔트로피를 구한다. 즉, 화이트닝의 출력 엔트로피는 각각의 엔트로피의 합에서 각각의 엔트로피간의 상호 정보를 제외한 수식으로써 아래와 같이 유도된다.

$$H(\mathbf{v})=H(v_1)+\dots+H(v_n)-I(\mathbf{v}) \quad (1)$$

단,  $H(v_i)=-E(\log p(v_i))$ : 화이트닝된 출력의 엔트로피,

$I(\mathbf{v})$ : 화이트닝된 출력의 상호정보

$$p(v_i) = \frac{p(u_i)}{\left| \frac{\partial v_i}{\partial u_i} \right|} : \text{출력 밀도 } p(v_i) \text{와 추정 밀도 } \hat{p}(v_i)$$

사이의 비선형 맵핑

식(1)을 다시 정리하면, 식(2)과 같이 유도된다.

$$H(v) = - \sum_{i=1}^N E \left\{ \log \left| \frac{p(u_i)}{\frac{\partial v_i}{\partial u_i}} \right| \right\} - I(v) \quad (2)$$

여기에서  $u_i$ 는 혼합 신호를 화이트닝하여 얻은 추정된 신호 원으로서 식(2)를 화이트닝 행렬 W로 미분하면,

$$\frac{\partial H(v)}{\partial W} = \frac{\partial}{\partial W}(-I(v)) - \frac{\partial}{\partial W} \sum_{i=1}^N E \left\{ \log \left| \frac{p(u_i)}{\frac{\partial v_i}{\partial u_i}} \right| \right\} \quad (3)$$

이 된다.

식(3)에서  $p(u_i)$ 가  $\frac{\partial v_i}{\partial u_i}$ 을 만족할 경우 상호 정보는 직접적으로 최소화되게 된다. 다시 말해서, 출력성분들 간의 상호정보를 최소화하는 관계를 만든다. 기존의 2차 통계법을 사용하여 화이트닝을 한 신호를 분리단계에 적용할 경우 가우시안 분포를 갖는 신호만을 분리할 수 있었다. 그러나 화이트닝 단계에서 고차 통계법을 사용할 경우 가우시안 분포를 가지지 않는 신호들에 대해서도 분리할 수 있다. 즉, 화이트닝 단계에 있어서 고차 통계법을 사용함으로써 신호 분리 단계에서는 가우시안 분포를 갖는 신호와 가우시안 분포를 갖지 않는 신호에 모두 적용할 수 있다. 2차 통계법을 통해서 가우시안 분포를 갖는 신호만을 분리할 수 있었던 기존의 알고리즘의 한계를 고차 통계법을 사용함으로써 가우시안 분포를 갖지 않는 신호에 대해서도 신호를 분리할 수 있도록 향상시킬 수 있게 된다. 단, 현재 제안된 알고리즘을 적용하는 경우 알고리즘에 적용되는 신호들은 시간의 변화에 관계 없는 신호라고 가정한다.

2.2 JADE와 IJADE의 시뮬레이션

2.2.1 시뮬레이션에 사용된 신호들

시뮬레이션을 위해 두 개의 심전도 신호와 60Hz 전원 잡음신호 그리고 16Hz 주파수 성분을 갖는 정현파를 사용하였다. 사용된 심전도 신호는 CSE 데이터베이스의 Mo1\_001.dcd 신호 중 I, II 채널의 데이터이고, 샘플링 주파수는 500Hz이며 10초 데이터 중에서 5초간 데이터이다. 일반적인 심전도 신호는 가우시안 분포를 갖고, 심전도 신호는 전원 잡음 신호를 제거해주기 위해서 시뮬레이션 수행 전 60 Hz 노치 필터링을 취해 전원 잡음을 제거해 주었다. 전원 잡음신호는 CSE 데이터베이스의 심전도를 60Hz 대역통과 필터링을 취하여 얻었으며 정현파는 전극에 의해서 발생할 수 있는 잡음 신호를 구현하기 위해서 임의로 발생한 신호로 심전도 신호의 QRS 콤플렉스 주파수와 같은 16Hz의 성분을 가진다. 각 신호들을 Matlab 5.x에서 임의의 혼합 행렬에 의해서 5개의 혼합 신호를 만들고, 신호들을 각 알고리즘에 적용하여 분리하는 시뮬레이션을 수행하였다. 그림 1은 시뮬레이션에 사용된 심전도 신호, 전원 잡음 신호 및 16Hz의 성분을 가지는 정현파를 보여준다.

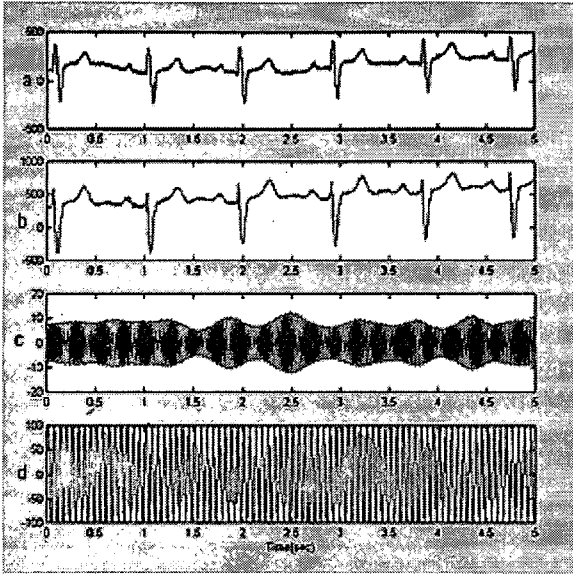


그림 1. 시뮬레이션을 위해 사용한 신호들  
(a : 심전도채널 I, b : 심전도채널 II, c : 60Hz전원잡음, d : 16Hz정현파)

Fig. 1. Signals used for simulation  
(a : ECG channel I, b : ECG channel II, c : 60 Hz power line interference, d: 16Hz sine wave)

2.2.2 성능평가지표

IJADE과 JADE 알고리즘을 Matlab 5.x에서 구현하여 4개의 독립 신호로부터 5개의 혼합 신호를 생성한 후 성능을 평가하였다. 알고리즘의 성능을 비교하기 위한 지표로서 BSS에서 많이 사용하는 kurtosis를 이용하였으며, 분리된 심전도가 얼마나 원신호에 가까운지를 비교하기 위해서 심전도에 대해서 kurtosis이외에 상관관계계수 값, 표준편차 비 및 유클리드 거리 평균값등을 사용하였다[6]. Kurtosis는 알고리즘을 통해서 분리된 신호가 원신호와 얼마나 유사한가를 정량적으로 비교를 하기 위한 지표로서 식(4)과 같이 정의된다[7].

$$K[p(x)] = \frac{Cum_4(x)}{E(x^2)^2} = \frac{E(x^4) - 3E(x^2)^2}{E(x^2)^2} \quad (4)$$

단, E()는 평균값. x(t)는 평균이 0인 실제 신호, p(x)는 확률 밀도 함수, Cum()는 cumulant 함수.

그러나 신호의 평균이 0이 아닌 신호인 경우에는, kurtosis는 식(5)과 같이 정의된다.

$$K[p(x)] = \frac{Cum_4(x)}{E(x^2)^2} = \frac{E(x^4) - 3E(x^2)^2}{E(x^2)^2} + \frac{12E(x)^2E(x^2)}{E(x^2)^2} - \frac{4E(x)E(x^3) + 6E(x)^4}{E(x^2)^2} \quad (5)$$

kurtosis값은 super-Gaussian분포의 신호에 대해서는 양의 값을 갖고 sub-Gaussian분포를 가지는 신호에 대해서는 음

의 값을 갖는다. 또한 kurtosis는 신호의 표준화된 4차 누적값으로써 kurtosis부호는 어떠한 스케일이나 변형 요소에 의해서 수정되지 않고 오직 확률 밀도 함수에 의해서 영향을 받기 때문에 비교지표로 사용된다. 표준편차비율은 분리된 심전도 신호의 표준편차와 원신호의 심전도 신호에 대한 표준편차의 비율로 정의가 된다.

표준편차비율

$$= \frac{\text{알고리즘을 통해 분리되어진 신호의 표준편차}}{\text{원 신호의 표준편차}} \quad (6)$$

만일, 표준편차비율의 값이 1이 되면 원 신호의 심전도 신호와 분리되어진 심전도 신호는 같은 전력을 가진다. 그러나 1보다 큰 값이 나타나게 되면, 이것은 분리된 신호의 전력 손실을 나타낸다. 상관관계계수는 원신호와 분리된 신호사이에서 형태의 유사성을 제공하지만 크기의 변화에 대한 정보를 제공하지는 못한다.

유클리드 거리 평균값은 분리된 신호와 원신호 사이의 형태뿐만 아니라 크기에 대한 유사성을 측정할 수 있으며 식(7)과 같이 정의한다.

$$\text{Euclidean distance} = \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2} \quad (7)$$

일반적으로 BSS를 사용하여 신호를 분리할 경우, 분리된 신호는 원신호와 같은 크기로 복원되지 않는다. 본 논문에서는 상관관계계수를 구하는 식과 유클리드 거리 평균값에 신호를 적용하기 전에 원신호에 섞여 있는 심전도와 분리된 심전도를 정규화(normalization)시킨 값으로 만들어 주었다.

2.3 시뮬레이션 결과

2.3.1 IJADE와 JADE의 비교

그림 2와 그림 3은 혼합된 신호를 각 알고리즘에 적용하였을 때 분리된 신호의 결과를 보여준다. 그림 2는 기존의 JADE를 통해서 분리한 신호이고 그림 3은 IJADE를 통해서 분리한 신호의 결과이다.

그림 2와 그림 3에서 볼 수 있듯이 JADE와 IJADE를 통해서 3 채널의 심전도와 16Hz의 정현파, 그리고 전원 잡음 신호가 분리되었다. 이 중 시각적으로 신호 a, d, e는 임의의 행렬로 혼합하기 전의 채널II 심전도 신호, 16Hz의 정현파 및 전원 잡음 신호와 같다. JADE와 IJADE를 통해서 분리된 신호와 원신호 사이의 유사성을 객관적으로 비교하기 위해서 각 신호의 kurtosis, 표준편차 비율, 상관관계계수, 유클리드 거리 평균값을 구하였다.

표 1은 JADE와 IJADE에 통해서 분리한 채널II심전도 신호, 16Hz 정현파 및 전원잡음 신호의 kurtosis와 원신호의 kurtosis를 비교한 것이다. JADE를 통해서 분리된 정현파와 전원 잡음 신호의 kurtosis는 각각 -1.4944와 -1.4841로 원신호의 정현파와 전원 잡음 신호의 kurtosis와 각각 0.1%, 0.5%의 차이를 보인다. 그러나 IJADE의 경우, 분리된 정현파와 전원 잡음의 kurtosis가 각각 -1.4918과 -1.4915로써 원신호의 kurtosis와 약 0.2%, 0.6%의 차이를 보인다. 정현파와

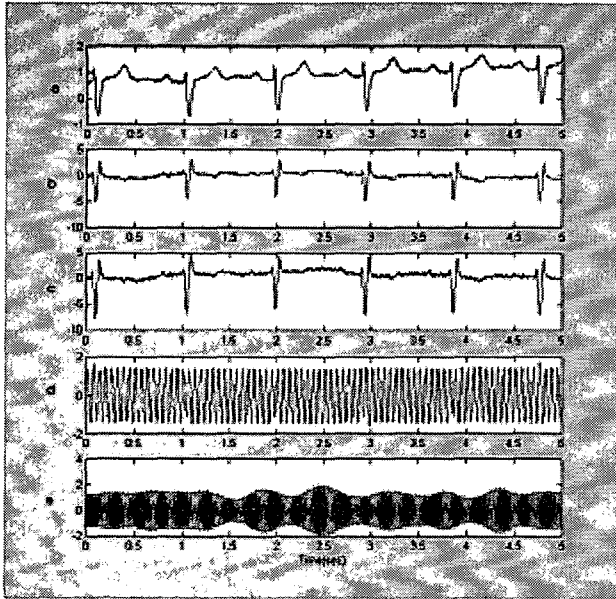


그림 2. JADE를 이용하여 분리한 신호들  
 (a. JADE로 분리한 임의의 심전도 채널 1,  
 b. JADE로 분리한 임의의 심전도 채널 2,  
 c. JADE로 분리한 임의의 심전도 채널 3,  
 d. JADE로 분리한 16Hz 정현파,  
 e. JADE로 분리한 잡음신호 )

Fig. 2. The results of separation used by JADE  
 (a. The separated discretionary ECG channel 1 by JADE,  
 b. The separated discretionary ECG channel 2 by JADE,  
 c. The separated discretionary ECG channel 3 by JADE,  
 d. The separated 16Hz sine wave by JADE,  
 e. The separated 60Hz power line interference by JADE)

전원 잡음 신호의 kurtosis를 비교한 결과, 원신호에 대해 99.4%이상 복원되었다.

그러나 분리된 심전도의 kurtosis를 비교하였을 경우, JADE를 통해서 분리한 심전도의 kurtosis가 3.8470로 원신호 심전도에 대해서 약 83.4% 복원되었다. IJADE로 분리된 심전도의 kurtosis는 3.9307로 원신호 심전도에 대해서 약 85.3%의 복원이 되었다. 전원잡음과 정현파 신호를 JADE나 IJADE로 분리하여 kurtosis를 비교할 경우 원신호와 유사하게 복원이 되었지만, 심전도의 경우 전원잡음 신호나 정현파 신호에 비해서 kurtosis값이 낮았다. 그러나 두 알고리즘을 통해서 분리한 심전도의 kurtosis를 비교할 경우 IJADE가 JADE에 비해서 약 2% 성능이 향상 되었다.

표 1. 원 신호와 분리된 신호들 간의 kurtosis 비교  
 Table 1. Comparison of kurtosis between original signals and separated signals

알고리즘	Kurtosis		
	원신호	JADE	IJADE
심전도	4.6096	3.8470	3.9307
정현파	-1.5012	-1.4944	-1.4918
전원잡음	-1.4842	-1.4841	-1.4815

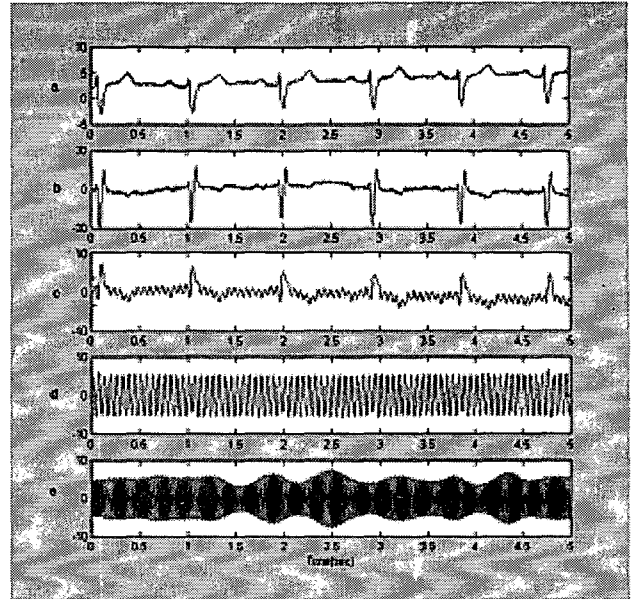


그림 3. IJADE를 이용하여 분리한 신호들  
 (a. IJADE로 분리한 임의의 심전도 채널 1,  
 b. IJADE로 분리한 임의의 심전도 채널 2,  
 c. IJADE로 분리한 임의의 심전도 채널 3,  
 d. IJADE로 분리한 16Hz 정현파,  
 e. IJADE로 분리한 잡음신호 )

Fig. 3. The results of separation used by IJADE  
 (a. The separated discretionary ECG channel 1 by IJADE,  
 b. The separated discretionary ECG channel 2 by IJADE,  
 c. The separated discretionary ECG channel 3 by IJADE,  
 d. The separated 16Hz sine wave by IJADE,  
 e. The separated 60Hz power line interference by IJADE)

표 2. 분리된 심전도 신호의 표준편차 비율 비교  
 Table 2. The comparison of standard deviation ratio of separated ECG

	표준편차비율
JADE	1.2184
IJADE	1.0035

표 2는 JADE와 IJADE를 통해서 분리된 심전도의 표준편차 비율의 비교를 나타낸 것이다. JADE를 통해서 분리한 심전도의 표준편차 비율은 1.2184이고 IJADE를 통해서 분리한 신호의 표준편차 비율은 1.0035이었다. JADE를 통해서 분리한 심전도는 편차비율은 1.2184로 기준에 대해서 약 20%정도 크게 나타났다. 그러나 IJADE를 통해서 분리된 심전도의 표준편차 비율은 1.0035로써 기준에 대해서 0.3%의 차이를 나타낸다. 표준편차비율의 값이 1.0000이 되면 원 신호와 분리된 신호는 같은 전력을 가지는 것이므로 IJADE를 통해서 분리한 심전도의 전력손실이 거의 없다는 것을 보여준다. 분리된 심전도 신호의 형태의 유사성을 비교하기 위해서 상관관계수를 구하였으며, 그 결과가 표 3에 나타나 있다.

표 3. 분리된 심전도 신호의 상관관계계수 비교  
Table 3. The comparison of correlation coefficient of separated ECG

	상관관계계수
JADE	0.995
IJADE	0.996

표 3에서 볼 수 있듯이 IJADE를 통해서 복원한 심전도의 상관관계계수는 0.996이었고 JADE를 통해서 복원한 심전도는 0.995이었다. 각각의 알고리즘을 통해서 분리된 심전도의 상관관계계수 값이 1에 가까운 값으로 나타났다. 이 결과를 통해서 JADE를 통해서 분리한 심전도와 IJADE를 통해서 분리한 심전도는 원신호와 형태상으로 거의 유사하다는 것을 알 수 있었다. 다음 표 4는 유클리드 거리 평균값 분리된 심전도의 유클리드 거리 평균값을 비교한 것이다.

표 4. 분리된 심전도 신호의 유클리드 거리 평균값 비교

Table 4. The comparison of Euclidean distance of separated ECG

	유클리드 거리 평균값
JADE	0.8806
IJADE	0.8117

표 4는 유클리드 거리 평균값을 보여준다. JADE를 통해서 분리한 심전도의 유클리드 거리 평균값은 0.8806이었고 IJADE를 통해서 분리한 심전도의 유클리드 거리 평균값은 0.8117이었다. 두 신호의 유클리드 거리 평균값의 차이는 약 0.07정도로 IJADE로 분리하였을 경우가 원신호와 차이가 적게 난다는 것을 알 수 있었다. 즉, 유사성에 대한 정보만을 제공하는 상관관계계수와는 다르게 유사성과 크기에 대한 정보를 모두 제공하는 유클리드 거리 평균값을 비교했을 경우에서도 개선된 알고리즘을 통해서 분리된 심전도가 기존의 알고리즘을 통해서 분리된 심전도보다도 원신호에 더 가깝게 분리되는 것을 알 수 있다. 이상의 성능 지표 비교를 통해서 IJADE로 분리한 심전도가 JADE를 통해서 분리한 심전도보다 원신호에 가깝게 복원된다는 것을 알 수 있었다.

### 3. 결 론

본 연구에서는 BSS 기법의 하나인 JADE의 성능을 개선하기 위한 방법으로 기존의 JADE의 화이트닝 단계에서 사용하던 2차 통계법을 이용한 대신 고차 통계법을 사용한 IJADE를 설계하여 JADE의 단점인 sub-Gaussian 분포를 갖는 신호의 분리 성능을 향상시키고자 하였으며, 이를 심전도 신호 분리 시뮬레이션을 통해서 성능 향상을 확인하였다. 성능 향상을 비교하기 위해서 kurtosis, 표준편차비율, 상관관계계수 및 유클리드 거리 평균값을 비교한 결과 시뮬레이션을 통해서 설계된 IJADE의 신호 분리 성능, 특히 심

전도의 신호분리의 성능이 JADE에 비해서 향상된 것을 확인할 수 있었다. 그러나 상관관계계수는 JADE와 IJADE가 차이를 보이지 않았다. 본 연구 결과를 바탕으로 화이트닝 단계에서 2차 통계법을 사용하는 대신에 고차 통계법을 사용하게 되면 원신호의 형태의 유사성뿐만 아니라 신호가 가지고 있는 전력, 크기에 대해서 더 유사한 신호를 분리할 수 있는 가능성을 보여주었다.

### 감사의 글

본 연구는 과학기술부·한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것입니다.

### 참 고 문 헌

- [1] L. D. Lathauwer, B. D. Moor, J. Vandewalle, "Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation", IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. 47, No. 5, pp. 567-572, 2000
- [2] V. Zarzoso, K. Asoke, "Noninvasive fetal electrocardiogram extraction : blind separation versus adaptive noise cancellation", IEEE Transaction on biomedical engineering, Vol. 48, No. 1, pp. 12-18, 2001
- [3] T. K. Moon, W. C. Stirling, Mathematical method and algorithms for signal processing, Prentice Hall, pp 329-330, 2000
- [4] P. Common, "Independent component analysis, a new concept?", Signal processing, Vol. 36, pp. 287-314, 1994
- [5] J. F. Cardoso, A. Souloumiac, "Blind beamforming for non-Gaussian signals", IEE proceeding-F, Vol. 140, No. 6, pp. 362-370, 1993
- [6] L. Vigon, M. R. Ssaatchi, J. E. W. Mayhew, R. Fernandes, "Quantitative evaluation of techniques for ocular artefact filtering of EEG waveforms", IEE Proc-Sci. Meas. Technol., Vol. 147, No. 5, pp. 219-228, 2000
- [7] A. mansour, C. juttén, N. ohnishi, "Kurtosis : definition and properties", FUSION'98 International Conference, pp. 40-46, 1998

저 자 소 개



**윤형로(尹亨老)**

1949년 2월 17일생. 1972년 연세대학교 전기공학과 졸업. 1986년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학박사). 1988년 Johns Hopkins Univ. 객원 교수. 현재 연세대의공학과 교수. 관심 분야는 생체신호 측정, 원격진료 등

Tel : 033-760-2431, Fax : 033-760-2197  
E-mail : hryoon@dragon.yonsei.ac.kr.



**이진술(李眞術)**

1977년 7월 24일생. 2000년 연세대 의용전자공학과 졸업. 2002년 동 대학원 의용전자공학과 졸업(공학석사). 현재 휴대폰 기지국 소프트웨어 개발 업체 취업. 관심 분야는 실시간 O/S, 신호처리 등

Tel : 033-760-2858, Fax : 033-760-2197  
E-mail : jinsoollee@milab.yonsei.ac.kr



**전대근(全大根)**

1971년 2월 25일생. 1995년 연세대 의용전자공학과 졸업. 1997년~현재 동 대학원 박사과정. 관심 분야는 심전도, 심인성 급사 등.

Tel : 033-760-2858, Fax : 033-760-2197  
E-mail : wjseorms@milab.yonsei.ac.kr



**이경중(李景中)**

1958년 9월 17일생. 1981년 연세대 전기공학과 졸업. 1988년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원 교수. 현재 연세대의공학과 교수. 관심분야는 신호처리, 심장진단 및 모델링.

Tel : 033-760-2432, Fax : 033-763-1953  
E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr