

MRI와 동시 측정된 뇌전도 신호에서 경사자계 유발잡음의 제거

이항로 · 이하나 · 한재용 · 박태석 · 이수열

목적: MRI를 촬영하면서 뇌전도 신호를 동시에 측정하는 것은 뇌기능 영상에 있어 매우 필요한 일이다. 그러나 MRI와 동시에 측정된 뇌전도 신호에는 많은 잡음이 유발되는데 이중 가장 심각한 영향을 주는 것은 경사자계에 의해서 유발되는 잡음이다. 경사자계 유발잡음을 ICA를 이용하여 효과적으로 제거하는 방법을 개발하고자 한다.

대상 및 방법: 29 채널의 MR-compatible 뇌전도 측정시스템과 3.0 T MRI 시스템을 실험에 사용하였다. 3.0 T MRI 시스템 안에 뇌전도 캡을 쓴 피험자를 놓고 EPI 촬영을 하면서 뇌전도 신호를 측정하였다. 측정된 뇌전도 신호에 대하여 ICA를 적용해 경사자계 유발 잡음을 선택적으로 제거하였다. 제거한 결과를 평균화 방법과 PCA 방법을 사용해 얻은 결과와 비교하였다.

결과: ICA 방법, 평균화 방법, PCA 방법 모두 경사자계 유발잡음 제거에 있어 일정 부분 효과가 있었다. 그러나 이들 방법들을 상호 비교하였을 때 잡음 제거 결과는 ICA 방법이 평균화 방법과 PCA 방법에 비해 우수하였다.

결론: ICA를 이용하여 경사자계 유발 잡음을 효과적으로 제거할 수 있었다. 잡음이 제거된 뇌전도 신호는 간질환자에 대한 뇌기능영상이나 뇌전도결합 fMRI 촬영에 활용될 수 있을 것이다.

서 론

뇌 기능 활동 분석에 있어 뇌전도와 fMRI 정보를 동시에 사용하면 높은 공간해상도로 대표되는 fMRI의 장점과 높은 시간해상도로 대표되는 뇌전도의 장점을 모두 얻을 수 있을 것이다. 뇌전도와 fMRI의 결합은 그 잠재되어 있는 장점으로 인하여 점점 더 그 사용 범위가 넓어가고 있다 (1-3). 그러나 이 두 가지의 측정 방법을 동시에 사용할 경우 서로에게 좋지 않은 영향을 주는 문제가 있다. 뇌전도 측정 시 사용되는 전극, 전선, 증폭기 등은 주자계의 비균일성 및 와전류를 유발하여 MRI 영상을 왜곡할 수 있다. 그러나 최근에, 비자성체 뇌전도 시스템을 사용하여 fMRI 영상을 왜곡하지 않으면서 동시에 뇌전도를 측정하는 연구 결과들이 발표되었다 (4, 5). 다른 한편 MRI는 뇌전도의 측정에 있어 다음과 같이 세 가지의 잡음을 유발한다. 첫 번째로 주자계에 의한 잡음이 나타날 수 있다. 주자계 내에

서 피험자가 움직이게 되면 전극들에 전기 신호가 유도되어 나타나게 된다. 이러한 잡음은 피험자와 전극, 전선을 상호 고정시키는 방법을 통해 유효한 수준까지 감소될 수 있다. 두 번째로는 심장의 박동과 관련된 잡음이다. 주자계 내에서 심장이 박동을 하게 되면 심장 및 혈관 내에서의 이온의 움직임이 생기게 되고 이 이온의 움직임은 Hall 전압을 유발한다. 이 Hall 전압은 심장의 수축 및 팽창 정도에 따라 변화하게 되며 따라서 뇌전도 신호에 잡음으로 나타나게 된다. 이러한 심장의 박동에 의한 잡음은 적응 필터 기법을 이용하여 그 영향을 최소화시킬 수 있다는 연구결과가 보고되었다 (6, 7). 마지막으로 뇌전도와 fMRI의 동시측정에 가장 큰 영향을 주는 경사자계 유발잡음이 있다. 경사자계는 시간적으로 변동하는 파형을 가지기 때문에 뇌전도 전극에 Faraday 유도에 의한 신호를 유발한다. 경사자계 유발잡음 또한 여러 가지 방법으로 제거될 수 있다는 연구결과들이 보고되었다 (8-10). 위와 같이 뇌전도와 fMRI의 동시 측정에 관한 연구가 활발히 수행되고 있기 때문

대한자기공명과학회지 8:1-8(2004)

경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공

접 수 : 2003년 10월 30일, 채 택 : 2004년 1월 9일

통신저자 : 이수열, (449-701) 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1, 경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공

Tel. (031) 201-2980 Fax. (031) 201-3666 E-mail: sylee01@khu.ac.kr

이항로 의

에, 뇌전도와 fMRI의 결합은 가까운 장래에 뇌기능 영상 분야에서 중요한 위치를 차지할 것으로 예상되고 있다.

본 연구에서는 경사자계 유발잡음의 제거를 위하여 독립성분분석(ICA: Independent Component Analysis) 방법을 사용하여 공간 필터링을 수행하는 방법을 제안하였다. 그리고 ICA방법의 효과를 평가하기 위하여, 일반적으로 많이 사용되고 있는 평균화 방법과 주성분분석(PCA: Principal Component Analysis) 방법을 구현하여 이들 결과들을 비교하였다.

대상 및 방법

현재 일반적으로 가장 널리 사용되는 경사자계 유발 잡음 제거 방법은 MRI sequence와 동기를 맞추어 측정된 뇌전도 신호를 평균화하여 잡음 파형을 구한 후 원 신호에서 이 평균화 파형을 빼는 방법이다. 본 연구에서는 평균화 방법과 더불어 PCA와 ICA를 이용하여 잡음 제거 공간 필터를 구성하는 방법을 제안하고 적용시켰다.

Averaging 방법

경사자계 유발 잡음은 뇌전도 신호에 비해 매우 크며, MRI 촬영 시 경사자계에 의해 유도된다. MRI와 동시에 측정된 뇌전도 신호는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$raw(t) = eeg(t) + noise_s(t) + noise_p(t) + noise_g(t) + n(t) \quad (1)$$

여기서

- $raw(t)$: 실제 측정된 뇌전도 신호,
- $eeg(t)$: 뇌전기활동을 나타내는 신호
- $noise_s(t)$: 정자장 영향에 의한 잡음,
- $noise_p(t)$: 심장 박동 영향에 의한 잡음,
- $noise_g(t)$: 경사자계 유발 잡음
- $n(t)$: 일반적인 Gaussian 잡음을

나타낸다. 본 논문에서는 경사자계 유발 잡음의 제거에 초점을 맞추고 있기 때문에, 정자장의 영향과 심장 박동에 의한 잡음은 경사자계 유발 잡음에 비해 무시할 정도로 작다고 가정하였다. 이러한 가정 아래 위의 수식을 다음과 같이 간소화시킬 수 있다.

$$raw(t) = eeg(t) + noise_g(t) + n(t) \quad (2)$$

경사자계 유발 잡음 파형 $noise_g(t)$ 을 알고 있다면 이를 실제로 측정된 $raw(t)$ 에서 빼줌으로써 우리가 원하는 신호인 $eeg(t)$ 를 얻을 수 있을 것이다.

$noise_g(t)$ 을 추정하기 위하여 평균화 방법을 사용할 수 있다. 즉, 일반적인 뇌파와 Gaussian 잡음은 무작위성을 가지고 있

고, 경사자계 파형은 주기성을 가지고 있으므로 MRI sequence와 동기를 맞추어 반복해 측정된 뇌전도 신호에 대해 평균화를 취하게 되면 경사자계 유발잡음 파형을 추정할 수 있다. 본 연구에서는 경사자계 파형 중 가장 큰 세기를 가지는 spoiling gradient 파형에 동기를 맞추었다. 뇌전도 신호의 표본화 주파수는 5 kHz이었다. 그러나 5 kHz의 표본화 주파수로는 동기의 정확성이 충분하지 않아서 측정된 뇌전도 파형을 cubic spline 방법을 사용하여 20배로 보간하였다. 이렇게 보간한 뇌전도 파형에 대해 30회 평균화를 취하여 경사자계 유발잡음 파형을 추출하였다.

PCA 방법

PCA는 다차원 배열의 신호를 대표할 수 있는 몇 개의 주성분을 추출해 신호의 차원을 줄여나가는 방법인 Singular Value Decomposition(SVD)을 이용해 수행하였다. 먼저 5kHz로 표본화 되어 있는 뇌전도 파형에서 경사자계 유발잡음이 섞여있는 구간을 선택한 다음 SVD를 수행하였다. 측정된 뇌전도 신호를 S_{EEG} 라고 하면

$$S_{EEG} = UEV^T \quad (3)$$

로 SVD하여 주성분 U 와 고유값 E , 고유벡터 V 를 추출하였다. PCA를 적용해 추출된 주성분과 고유값 정보를 이용하여 잡음 제거를 위한 공간 필터를 구성하였다. 분리한 주성분들은 뇌전도 신호 성분과 경사자계 잡음성분으로 쉽게 구분될 수 있다. 이것은 경사자계 잡음 성분이 주기성을 가지고 있기 때문이다. V 는 주성분 파형의 전체 신호에 대한 가중치 정보를 가지고 있으므로 경사자계 잡음 성분에 해당하는 V 의 열을 0으로 함으로써 변형된 V' 을 얻는다. 이 V' 을 식 [3]의 V 와 대치하게 되면 경사자계 유발 잡음이 제거된 S'_{EEG} 를 얻을 수 있게 된다. EPI scan 한 구간에서 획득한 뇌전도 신호에 대해 얻은 PCA 분석결과를 다른 구간에 적용하기 위하여 공간필터 F 를 구성하였다. 일 회의 PCA 계산으로 공간 필터를 구성하게 되면 이 공간 필터를 전 구간의 뇌전도 신호에 대해 적용할 수 있어 PCA에 소요되는 연산시간을 획기적으로 줄일 수 있게 될 뿐만 아니라 실시간으로 잡음을 제거할 수 있게 된다. 공간필터 F 를 유도하는 과정은 다음과 같다. $V^T V = I$ 이므로

$$S_{EEG} V = UEV^T V = UE = W \quad (4)$$

$$S'_{EEG} = W W^T = S_{EEG} V V^T = S_{EEG} F^T \quad (5)$$

$$F = V' V^T \quad (6)$$

만들어진 공간필터 F 를 전 구간의 뇌전도 신호에 적용시키면 경사자계 유발 잡음이 제거된 파형을 얻을 수 있다. 동일한 환자를 같은 위치에서 측정된 데이터에 대해서 만들어진 공간필터

MRI와 동시 측정된 뇌전도 신호에서 경사자계 유발잡음의 제거

는 동일 환자를 계속 측정하고 주변잡음에 커다란 변화가 없을 경우에는 모든 구간에 적용이 가능할 것이다. 주변잡음의 변화는 일정시간 주변잡음의 변화를 충분히 측정하여 공간필터에서 제거시켜준다면 충분히 변화에 능동적으로 대처할 수 있다. 그러나 환자의 이동 시나 다른 환자에게 사용할 때에는 새로운 공간필터를 사용하여야 한다. 그러나 이러한 공간 필터의 단점은 공간 필터의 장점으로 충분히 감수할 수 있다. 공간필터는 측정 후처리 과정이 아닌 예비측정에 의해 만들어진 필터를 통한 실시간 필터링을 가능하게 하기 때문이다.

ICA 방법

ICA 란 독립적인 여러 신호원들이 선형 결합된 경우에 통계적인 알고리즘을 이용하여 신호원들을 분리해 내는 기법이며 간단한 선형 모델로 나타내면 다음과 같다 (11-14).

$$S_{EEG} = AS \quad [7]$$

여기서 A 는 혼합 행렬을, 그리고 S 는 신호의 독립성분을 나타낸다. 따라서 A 를 안다면 독립적인 신호 성분들을 구할 수 있을 것이다. 본 연구에서는 ICA계산을 위해 FastICA 알고리즘을 사용하였다 (15). 뇌전도 신호는 전류원에 의해 유발된 신호를 외부에서 다채널을 사용하여 측정된 신호이다. 이렇게 측정된 신호는 여러 독립된 전류원의 선형조합으로 이루어진 것으로 가정할 수 있다. 그러므로 측정된 신호를 독립성분으로 분리해 낼 수 있다면 우리가 원하는 성분만을 찾아낼 수 있을 것이다. FastICA는 측정된 데이터에 대해 먼저 whitening과정을 취하

고 whitening된 데이터를 최대한 상호 독립성을 가지는 성분들로 분해한다. FastICA로 분리된 독립성분 파형은 아래의 식으로 표현할 수 있다.

$$S = A^{-1}S_{EEG} = WS_{EEG} \quad [8]$$

식(8)에서 W 는 원 신호로부터 독립성분들을 분리해 내는 분리 행렬이라 부를 수 있다. 이 분리 행렬의 열은 상호 독립성분의 가중치를 나타내게 된다. 여러 번 측정된 신호를 분리해본 결과 eigen value값이 7개까지가 의미 있는 값을 가지고 있으며 7개 이후의 값은 거의 0에 가까운 값이어서 독립성분 추출 갯수를 8개로 가정하였다. 따라서 전술한 PCA의 방법에서처럼 경사자계 성분 파형을 나타내는 열들을 분리 행렬에서 찾은 뒤 이 열들의 값을 0으로 치환하면 공간필터 F 를 만들 수 있다. ICA 방법에서도 PCA 방법에서와 마찬가지로 EPI scan 한 구간에서 얻은 뇌전도 파형들에 대해 공간필터를 구한 뒤 이 공간필터를 전구간의 뇌전도 신호에 적용하였다. 선택한 구간의 범위는 신호가 그 형태를 충분히 지니고 있으며, 잡음의 형태가 나타날 수 있도록 범위를 가변하여 구간을 선택하였다. Fig.1에 전술한 경사자계 유발잡음 제거 방법들의 흐름도를 나타내었다.

EPI 촬영 중 뇌전도 신호의 측정

29개의 뇌전도 전극과 2개의 심전도 전극으로 구성된 MRI-compatible 뇌전도 신호 측정시스템(BrainAmp MR, Brain Products GmbH, Munchen, Germany)을 뇌전도 신호 측정

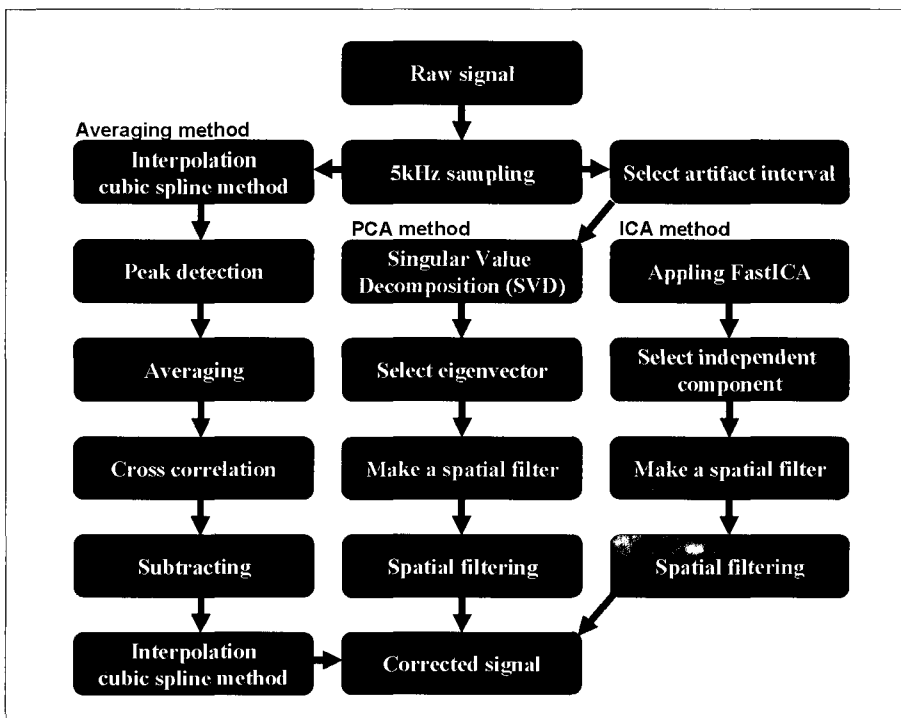


Fig. 1. Flow chart of the gradient noise reduction methods.

이항로 외

에 사용하였다. 뇌전도 신호증폭기는 입력 임피던스가 10 M Ω 이며, CMRR은 90 dB이며, MRI 마그넷 내부로부터 전자파차폐실 밖으로의 신호전송을 위해 광케이블을 사용한다. 뇌전도 측정시스템은 100 nV의 분해능을 가지고 있는 16 bit digitizer를 사용하며 6.5 mV의 동적구간을 가지고 있다. 뇌전도 신호의 측정에 사용한 표본화 주파수는 5 kHz이며, 0.3 Hz의 고주파대역 통과필터와 60 Hz 노치 필터를 사용하였다. 뇌

전도 신호를 측정할 때에는 측정하고자 하는 뇌전도 신호의 종류에 따라 저주파 필터를 적용하지만 경사자계 유발잡음의 왜곡을 최대한 없애기 위해 저주파 필터는 측정 시에 사용하지 않았다. 뇌전도 신호는 3.0 T MRI 시스템 안에서 EPI 촬영을 하는 동안 측정되었다. EPI 촬영에서 TE는 36 ms, volume TR은 3500 ms, 영상의 크기는 128 \times 128, 그리고 영상 절편의 수는 10개로 하였다.

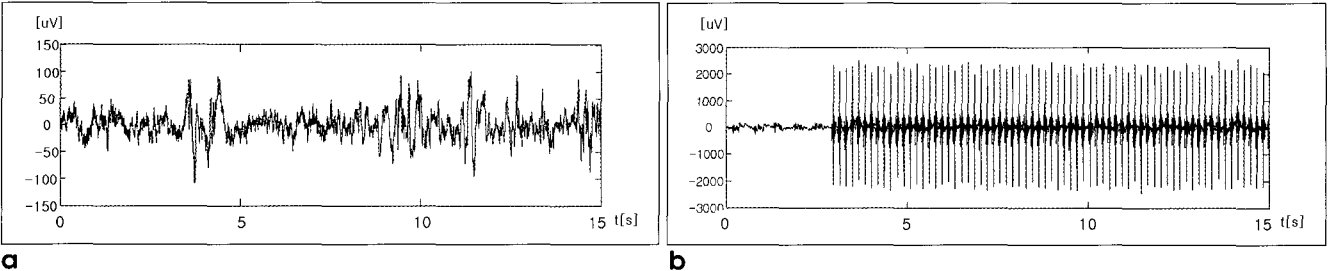


Fig. 2. (a) An EEG signal measured outside the MRI shield room **(b)** An EEG signal measured inside the MRI magnet during EPI scans

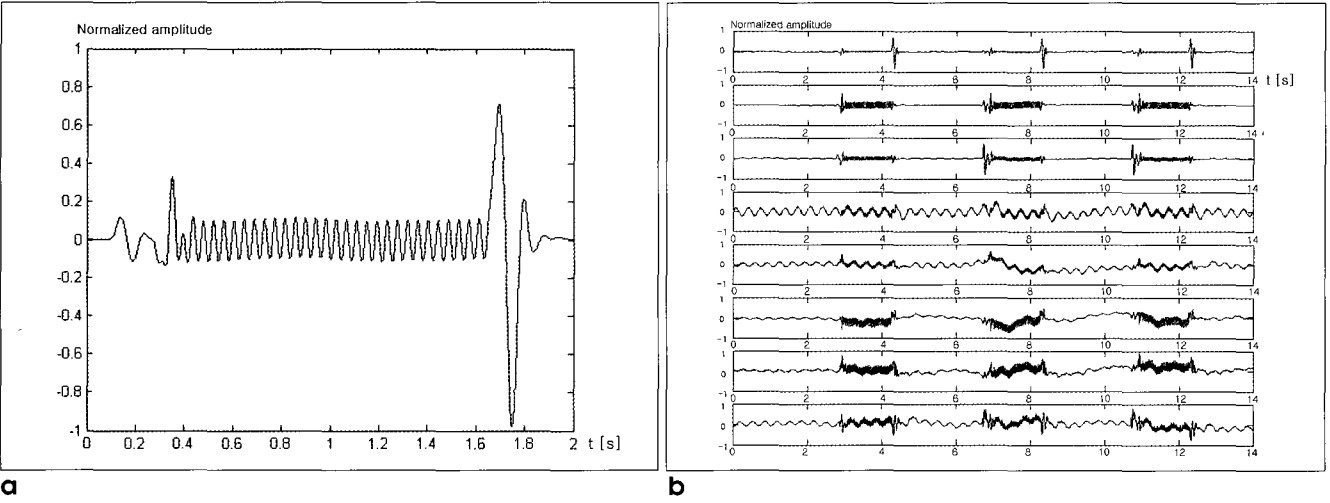


Fig. 3. (a) A gradient noise waveform obtained with the averaging method. **(b)** The principal component analysis results on the EEG signals corrupted with gradient noises. **(c)** The independent component analysis results on the EEG signals corrupted with gradient noises.

결과 및 고찰

Fig.2의 (a)는 MRI 차폐실 바깥에서 측정한 뇌전도 신호이며, (b)는 EPI 촬영을 하면서 측정한 뇌전도 신호이다. 경사자계 유발 잡음이 매우 크기 때문에 뇌전도 신호의 관독은 불가능함을 알 수 있다. Fig.3의 (a)는 평균화 방법을 이용하여 -1~1의 범위로 normalization시켜 얻어낸 잡음 파형이다. 이 잡음 파형을 MRI sequence와 동기를 맞추어 빼주어 경사자계 유발잡음을 제거할 수 있다. Fig.3의 (b)는 경사자계 유발잡음이 혼합되어 있는 구간을 선택하여 PCA를 이용하여 주성분을 분리한 결과이다. 이 중에서 경사자계 유발잡음에 해당하는 주성분을 0으로 치환시켜 공간필터를 구성하여 잡음을 제거할 수 있다. Fig.3의 (c)는 경사자계 유발잡음이 혼합되어 있는 구간을 선택하여 FastICA를 이용하여 독립 성분을 분리한 결과이다. (b)와(c)그림의 y축은 처리과정을 통해 생긴 임의의 값(arbitrary unit)들이다. PCA방법과 같이 경사자계 유발잡음에 해당하는 독립 성분을 0으로 치환시켜 공간필터를 구성하여 잡음을 제거할 수 있다. Fig.4에 경사자계 유발 잡음을 제거한 후, 각각 0.5~40 Hz의 대역통과필터, 그리고 60 Hz의 차단주파수를 가지는 노치필터를 적용시킨 파형들을 나타내었다. Fig.4의 각 그림의 y축은 측정된 raw 신호를 -1~1의 범위로 normalization 시킨 값들이다. Fig. 4(a)는 경사자계 유발 잡음이 제거되기 전의 파형을 나타내며, (b)와 (c)는 평균화 방법을 적용한 결과를 나타낸다. Fig. 4(b)의 시간 구간은 0~12 s이며 (c)의 시간 구간은 4~8 s이다. Fig. 4(c)는 (b)의 파형을 확대해서 도시한 것이다. 그리고 Fig. 4(d)와 (e)는 PCA 방법을 적용시킨 결과를, (f)와 (g)는 ICA 방법을 적용시킨 결과를 각각 보여주고 있다. 평균화 방법의 결과인 (b)와 (c)를 보면, EPI 촬영 시작부분에서 잡음이 남아있는 것을 볼 수 있다. 그러나 그 이후 구간에서는 만족할만한 수준으로 경사자계 잡음이 제거된 것을 알 수 있다. PCA방법을 사용한 결과인 (d)와 (e)를 보면, 전체적으로 커다란 잡음은 많이 제거 되었지만 아직도 잔존 잡음이 상당 수준 있음을 알 수 있다. 마지막으로 ICA 방법의 결과인 (f)와 (g)에서는 경사자계 유발잡음이 가장 효과적으로 제거된 것을 알 수 있다. 이 결과를 통하여 볼 때, 경사자계 유발잡음을 제거하는 데 ICA방법이 가장 효과적임을 알 수 있다. Fig. 5(a)에 EPI 촬영을 하는 동안 측정된 raw 신호를 -1~1사이의 크기로 normalization했을 때 EPI 펄스가 인가되지 않은 부분의 뇌파의 예를 확대하여 보았다. 이 파형에 대한 주파수 성분 분포의 power를 그림 (b)에 보였는데 α -파 대역인 8-12 Hz 부근에서 큰 성분이 나타남을 알 수 있다. Fig. 5(c)에 EPI 경사자계 잡음 영향이 있는 뇌파 부분에 대해 ICA 방법을 가지고 잡음을 제거한 뒤 주파수 성분을 나타내었다. EPI 촬영에 의한 소음 자극이 가해지는 상태에서 얻은 뇌파이어서 소음 자극이 없는 부분에서 기록한 뇌파와 주파수 성분이 같을 수는 없으나 8-12 Hz 부근의 α -파 성분이 복원됨을 알 수 있

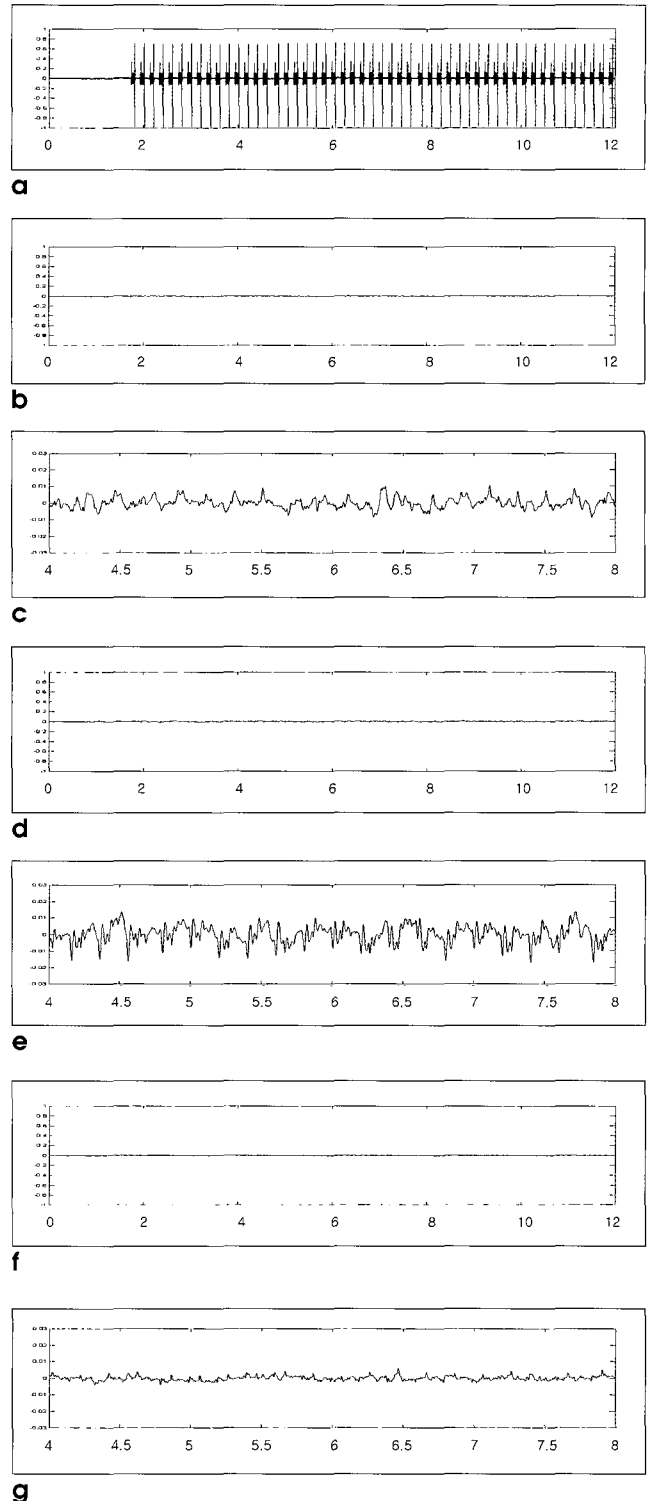


Fig. 4. Results of gradient noise reduction. (a) Measured EEG signal inside the MRI magnet during EPI scans. The measurement time was 12s. Gradient noise reduced waveforms processed by (b) the averaging method, (d) the PCA method, (f) the ICA method. For better visualization, magnified waveforms of (b), (d), (f) in the time interval from 4s to 8s are shown in (c), (e), (g), respectively.

이항로 외

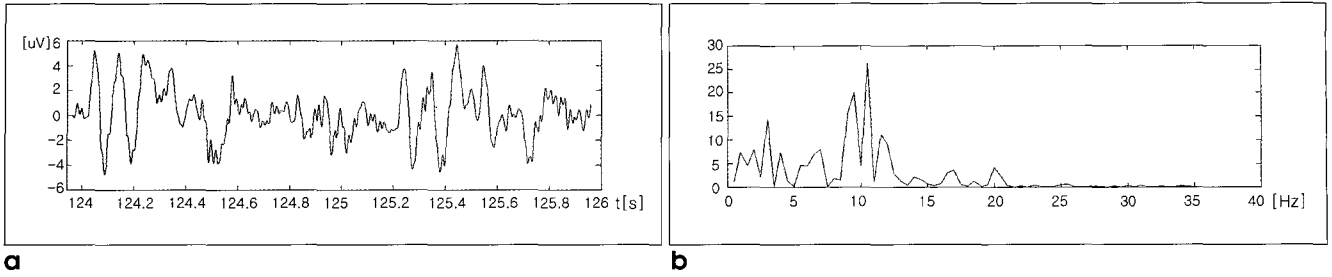


Fig. 5. (a) An EEG signal acquired without EPI scans. (b) The Fourier transform of the EEG waveform in (a). (c) The Fourier transform of the EEG signal obtained during EPI scans after noise reduction with the ICA method.

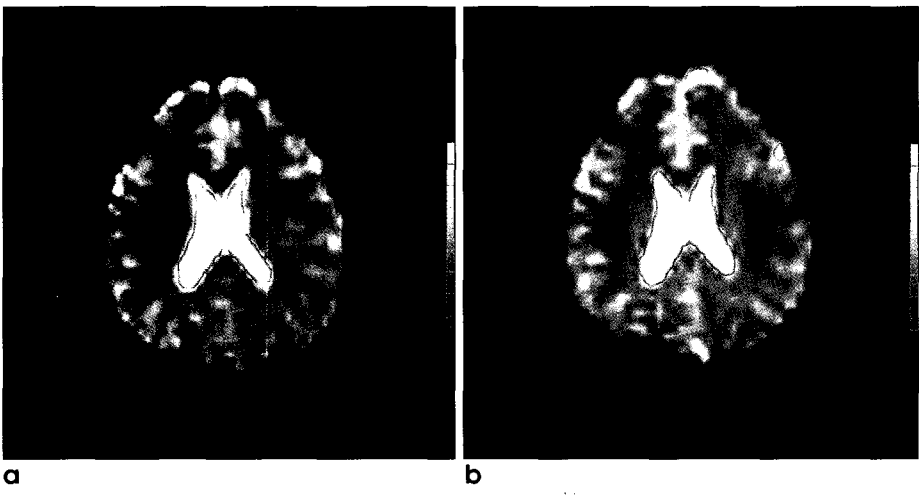
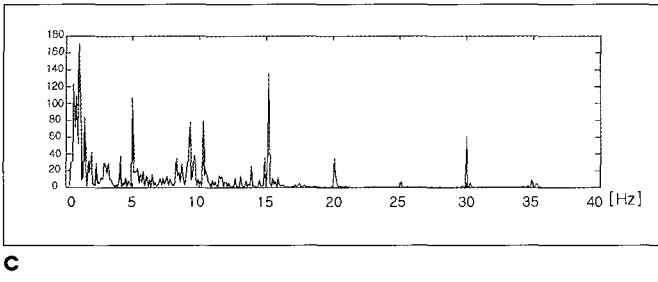


Fig. 6. (a) An EPI image acquired without the EEG electrodes attached. (b) An EPI image acquired with the EEG electrodes attached.

다. 그러나 EPI 촬영의 반복 주파수인 5 Hz의 고조파 성분이 잔존함을 알 수 있다. Fig. 6의 (a) 및 (b)에 각각 뇌전도 신호 측정을 위한 전극을 부착하지 않은 상태와 부착한 상태에서 촬영한 EPI 영상을 보였다. 뇌전도 전극 및 전선에 의해 EPI 영상의 왜곡이 거의 발생하지 않음을 알 수 있다.

ICA 방법은 위와 같이 평균화 방법보다 경사자계 유발잡음 제거 효과가 더 좋을 뿐만 아니라, 연산 시간이 평균화 방법보다 훨씬 빠른 장점을 가지고 있다. ICA를 하는 과정에서 시간이 소요되지만 일단 공간필터를 구하면 공간필터의 크기가 $N \times N$ (N : EEG channel 수)에 불과하기 때문에 고속으로 잡음을 제거할 수 있다. 그러나 ICA 방법은 독립성분으로 신호를 분리하고 난 후, 잡음과 관련된 성분을 선택하는데 어려움이 있다. 잡음 성분을 잘못 선택하는 경우 ICA 방법은 원 신호를 왜곡할 수 있는 가능성이 있다. 앞으로 수행될 연구에서는 분리한 독립성분의 선택을 효과적으로 하는 방법들이 찾아져야 할 것이다.

결론으로 MRI와 동시 측정된 뇌전도 신호에서 경사자계 유발잡음을 효과적으로 제거하는 공간필터의 사용에 대해 소개하였다. 공간필터는 PCA와 ICA를 이용해 설계될 수 있는데 ICA를 이용해 설계한 공간필터가 더 우수한 성능을 보였다. 또한 ICA 방법은 현재 일반적으로 사용되는 평균화 방법보다 더 우수한 성능을 가짐을 보여주었다.

Acknowledgement

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(02-PJ3-PG6-EV07-0002).

참 고 문 헌

1. Huang-Hellinger FR, Breiter HC, McCormack G, Cohen MS, Kwong KK, Sutton JP, Savoy RL, Weisskoff RM, Davis TL,

MRI와 동시 측정된 뇌전도 신호에서 경사자계 유발잡음의 제거

- Baker JR, Belliveau JW, Rosen BR, Simultaneous functional magnetic resonance imaging and electrophysiological recording, *Hum Brain Mapp* 1995;3:13-23
2. Warach S, Ives JR, Schlaug G, Patel MR, Darby DG, Thangaraj V, Edelman RR, Schomer DL, EEG-triggered echo-planar functional MRI in epilepsy, *Neurology* 1996;47:89-93
 3. Hoffman A, Jager L, Werhahn KJ, Jaschke M, Noachtar S, Reiser M, Electroencephalography during functional echo-planar imaging: Detection of epileptic spikes using post-processing methods, *Magn Reson Med* 2000;44:791-798
 4. Bonmassar G, Hadjikhani N, Ives JR, Hinton D, Belliveau JW, Influence of EEG electrodes on the BOLD fMRI signal, *Hum Brain Mapp* 2001;14:108-115
 5. Brinker, G., Bock, C., Busch, E., Krep, H., Hossmann, K.A., Berlage, M.H., 1999. Simultaneous recording of evoked potentials and T2*-weighted MR images during somatosensory stimulation of rat. *Magn. Reson. Med.* 41, 469-473
 6. Sijbers J, Audekerke JV, Verhoye M, Linden AV, Dyck DV, Reduction of ECG and gradient related artifacts in simultaneously recorded human EEG/MRI data, *Magn Reson Imag* 2000;18:881-886
 7. Muri RM, Felblinger J, Rosler KM, Jung B, Hess CW, Boesch C, Recording of electrical brain activity in a magnetic resonance environment: Distorting effects of the static magnetic field, *Magn Reson Med* 1998;39:18-22
 8. Felblinger J, Slotboom J, Kreis R, Jung B, Boesch C, Restoration of electrophysiological signals distorted by inductive effects of magnetic field gradients during MR sequences, *Magn Reson Med* 1999;41:715-721
 9. Sijbers J, Michiels I, Verhoye M, Audekerke JV, Linden AV, Dyck DV, Restoration of MR-induced artifacts in simultaneously recorded MR/EEG data, *Magn Reson Imag* 1999;17:1383-1391
 10. Allen PJ, Josephs O, Turner R, A method for removing imaging artifact from continuous EEG recorded during functional MRI, *Neuroimage* 2000;12:230
 11. H.N.Lee, S.Y.Lee, M.H.Cho, "Magnetic Noise Reduction in MCG Using Spatial Filters", 28회 대한의용생체공학회 춘계학술대회
 12. L.D.Lathauwer, B.D.Moor, "Fetal Electro-Cardiogram Extraction by Blind Source Subspace Separation", *IEEE Trans Biomed Eng* 47 (2000)
 13. M.Liehr, J.Scheiber, "Tests of PCA and ICA noise compensation in magneto-cardiographic recordings of a physical thorax phantom", 13th international Conference on Biomagnetism
 14. T.H.Sander, A.Lueschow, "Removal of alpha-wave artifacts in MEG data by independent component analysis"
 15. <http://www.cis.hut.fi>, the laboratory of Computer Science and Engineering at Helsinki University of Technology.

Gradient Noise Reduction in EEG Acquired During MRI Scan

H.R. Lee, H.N. Lee, J.Y. Han, T.S. Park, S.Y. Lee

Graduate School of East-West Medical Science, Kyung Hee University

Purpose : Information about electrical activity inside the brain during fMRI scans is very useful in monitoring physiological function of the patient or locating the spatial position of the activated region in the brain. However, many additional noises appear in the EEG signal acquired during the MRI scan. Gradient induced noise is the biggest one among the noises. In this work, we propose a gradient noise reduction method using the independent component analysis (ICA) method.

Materials and Methods : We used a 29-channel MR-compatible EEG measurement system and a 3.0 Tesla MRI system. We measured EEG signals on a subject lying inside the magnet during EPI scans. We selectively removed the gradient noise from the measured EEG signal using the ICA method. We compared the results with the ones obtained with conventional averaging method and PCA method.

Results : All the noise reduction methods including the averaging and PCA methods were effective in removing the noise in some extent. However, the proposed ICA method was found to be superior to the other methods.

Conclusion : Gradient noise in EEG signals acquired during fMRI scans can be effectively reduced by the ICA method. The noise-reduced EEG signal can be used in fMRI studies of epileptic patients or combinatory studies of fMRI and EEG.

Index words : EEG, fMRI, gradient noise, PCA, ICA, averaging method

Address reprint requests to : S. Y. Lee, Ph.D., Graduate School of East-West Medical Science, Kyung Hee University
Kyungki 449-701, Korea.
Tel. 82-31-201-2980 Fax. 82-31-201-3666 E-mail: sylee01@khu.ac.kr