

## 공간 필터를 이용한 심자도 신호에서의 자기잡음 제거

이하나<sup>1</sup> · 김기왕<sup>1</sup> · 이수열<sup>1</sup> · 조민형<sup>1</sup> · 허 영<sup>2</sup>

경희대학교 동서의학대학원<sup>1</sup>, 한국전기연구원<sup>2</sup>  
(2003년 5월 26일 접수, 2003년 07월 31일 채택)

## Magnetic Noise Reduction in MCG Using Spatial Filters

H.N. Lee<sup>1</sup>, K.W. Kim<sup>1</sup>, S.Y. Lee<sup>1</sup>, M.H. Cho<sup>1</sup>, Y.Huh<sup>2</sup>

Graduate School of East-West Medical Science, KyungHee University<sup>1</sup>,  
Korea Electrotechnology Research Institute<sup>2</sup>  
(Received May 26, 2003. Accepted July 31, 2003)

**요약**: 다채널 고감도 자기 센서에 의해 획득되는 심자도 신호는 심전도 신호에 비하여 심장 질환의 진단에 여러 장점을 가지고 있지만 외부 자기 잡음에 의해 쉽게 영향을 받는다는 단점이 있다. 외부 자기 잡음은 획득된 신호의 시간적 추이를 분석하여 제거할 수도 있지만, 다채널 시스템에서는 다채널 신호 사이의 공간적 상관 관계에 근거하여 제거하는 방법이 보다 효과적이다. 본 연구에서는 이러한 방법의 하나로 PCA(Principal component analysis)를 이용하여 구성된 공간 필터로 심자도 신호에서 외부 자기 잡음 성분을 효과적으로 분리해 내는 방법을 제안하였다. 제안한 방법을 61채널 심자도 시스템을 이용해 얻은 정상인 심자도 신호에 적용했을 때 자기 잡음 제거가 효율적으로 이루어짐을 실험적으로 보였다.

**Abstract**: Even though MCG has many advantages over ECG, MCG signals are easily corrupted by external magnetic noises. Since multi-channel MCG signals are recorded simultaneously at many spatial positions, it is effective to apply spatial filters as well as the conventional temporal filters to remove external magnetic noises. The spatial filters can be designed by utilizing the fact that the noise signals caused by external noise sources are more spatially correlated than the original MCG signals. In this paper, we introduce a spatial filtering method for the noise reduction in MCG based on the principal component analysis. Healthy volunteer study results obtained with a 61-channel MCG system are presented.

**Key words**: MCG, Noise reduction, Magnetic noise, Principal component analysis

### 서 론

다채널 SQUID(superconductive quantum interference device)를 통해 획득되는 심자도(magnetocardiogram; MCG) 신호는 심전도 신호에 비해 신호원의 공간적 정보를 잘 반영하며 센서와 신호원 사이에 존재하는 생체 조직에 의한 신호 왜곡이 적다는 장점이 있다[1-4]. 이런 이유로 심전도를 보완하기 위한 진단 기술로서 심자도의 임상적 응용이 확대되고 있다. 그러나 심장의 전기적 활동에 의해 심자도 센서에 유기되는 자기장의 세기는 수 pT (10-12 Tesla)에서 수십 pT 이하의 작은 양이므로 심자도 신호는 자기 차폐실(magnetic

shield room) 안에서 측정되더라도 외부 자기잡음(magnetic noise)의 영향을 많이 받는다는 문제가 있다.

이러한 잡음을 제거하기 위해 기존의 심전도 잡음 제거 기법을 그대로 심자도의 잡음 제거에 응용하는 것도 가능하다. 즉, 대역통과필터, 시간 평균 등의 방법은 단일 채널에서 획득된 신호의 시간적 추이를 기초로 MCG, noise reduction, magnetic noise, principal component analysis잡음을 제거하는 방법으로서 심자도 신호의 각 채널별 잡음을 제거하는 데 적용될 수 있다[5-6]. 그러나 이들 방법과 더불어 다채널 심자도 신호 사이의 공간적 상관관계를 고려하여 자기잡음을 보다 효율적으로 제거할 수 있는 필터 설계를 생각할 수 있다. 다채널 센서에 상대적으로 근접해 있는 심자도 전류원과 상대적으로 원거리에서 있는 자기잡음원은 다채널 신호에 상호 다른 형태의 공간적 상관관계를 유발한다. 즉 심장의 자기쌍극자(magnetic dipole)는 각각의 자기 센서에 상당히 다른 파형의 신호를 유도하는 반면 외부 자기잡음원은 전체 자기 센서에 대체로 비슷한 파형의 신호를 유도한다[7-8]. 따라서 어떤 특정 시

본 연구는 산업 자원부 차세대과제(과제명: Biomagnetism 을 이용한 신의료기기 개발) 지원에 의해 수행되었음.

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

Tel. 031)201-2980, Fax. 031)201-3666

E-mail. syllee01@khu.ac.kr

점에서 전체 채널에 포착된 신호의 공간적 상관 관계를 분석하여 신호와 잡음을 분리하는 방법을 생각할 수 있을 것이다. 본 논문에서는 그러한 방법의 하나로 PCA(principal component analysis)를 이용해 심자도 신호에서 잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 공간필터를 제안하였고 실제로 관측한 심자도 신호에 이 공간 필터를 적용한 결과를 소개하였다.

## 방 법

### 1. PCA를 이용한 공간 필터의 설계

다채널 심자도 신호를  $n \times m$ ( $n$ : 시간축에서의 데이터 표본 수,  $m$ : MCG 채널 수)의 행렬  $M$ 으로 표시할 때  $M$ 은 SVD(singular value decomposition)를 통해 아래와 같이 표현될 수 있다[9-10].

$$M = UAV^T \quad (1)$$

$U$ 는  $n \times m$ 의 크기를 가지면서  $U^T U = I$ 의 특성을 가지는 행렬이고,  $A$ 는  $m \times m$ 의 대각행렬이며,  $V$ 는  $m \times m$ 의 크기를 가지면서  $V^T V = V V^T = I$ 의 특성을 갖는 행렬이다.  $U$ 는 상호 선형 독립인  $m$ 개의 정규화된 MCG 주성분 신호를 의미하며,  $A$ 는  $m$ 개의 주성분의 크기, 즉 고유값(eigen value)을 나타내며,  $V$ 는 주성분 신호 파형으로부터 원래의 심자도 파형을 합성하는데 필요한 가중치를 나타낸다. 즉  $V_{ij}$ 는  $i$  번째 심자도 신호에  $j$  번째 주성분 신호 파형이 미치는 영향을 나타내는 가중치이다. SVD를 통해 구한  $V$  행렬의 특정 열들을 모두 0으로 치환한다면 그 열이 대표하는 주성분 파형이 제거될 것이다.  $V$  행렬에서 특정 열들의 값을 모두 0으로 치환한 행렬을  $V'$ 이라 하고 이 행렬을 이용하여 합성한 심자도 신호 파형을  $M'$ 이라 하자. 즉,

$$M' = UAV'^T \quad (2)$$

으로 하면  $M'$ 에서는 0으로 치환한 열들이 대표하는 주성분은 모두 제거될 것이다.

$$MV = UAV^T V = UA \quad (3)$$

이므로

$$M' = UAV'^T = MVV'^T = MS^T \quad (4)$$

가 된다. 식(4)에서  $S = V'V^T$ 는 원래의 다채널 심자도 파형 데이터  $M$ 에 작용하여 특정 주성분이 제거된 파형 데이터  $M'$ 을 만드는 데 작용하는 공간 필터라 생각할 수 있다. 공간 필터의 크기는  $m \times m$ 이므로 심자도 시스템의 채널 수가 보통

100 이하인 것을 고려하면 공간필터의 크기는 크지 않음을 알 수 있다. 따라서 이 공간필터는 다채널 심자도 신호를 실시간으로 처리하는데 사용될 수 있다.

특정한 심자도 신호에 SVD를 적용하여 구한 공간 필터를 다른 심자도 신호에 적용하게 되면 공간 필터의 잡음 제거 효율이 저하될 수 있다. 이것은 환자의 체형이나 심장 질환 상태에 따라 심자도 신호 간 주성분 파형이 상호 다를 수 있기 때문이다. 그러나 대표적인 심장 질환별로, 그리고 대표적인 환자의 체형별로 공간 필터들을 각기 구해 놓고 상황에 따라 선택해서 사용할 수 있을 것이다. 물론 심자도 신호를 다 획득한 후 그 심자도 신호에 대한 PCA 분석을 해서 잡음을 제거할 수도 있다. 그러나 심자도 신호는 심전도 신호에 비해 잡음 성분이 많고 비접촉적인 방법으로 측정하기 때문에 심자도 신호를 측정하는 과정에서 잡음이 상당 수준으로 제거된 파형을 관측하는 것이 필요하다. 특히 심자도 센서를 환자의 흉부에 접근시키는 과정에서 센서 위치를 조정할 때 잡음이 제거된 심자도 신호의 관찰은 매우 필요한 일이다.

### 2. 전류원 분포 지도의 구성

다채널 심자도 신호를 시간 파형으로만 분석하는데 그치지 않고 심자도 신호로부터 생체 자계(magnetic field)를 만들어 내는 생체 내 전류원의 분포 지도를 구성하여 임상 진단에 활용하는 경우가 많다. 심자도 신호의 전류원은 심장 근육의 수축을 일으키는 심장 근육 내 전류 및 심장으로부터 빠져 나와 심장 외부의 장기를 흐른 뒤 다시 심장으로 돌아오는 전류를 의미한다. 이 전류는 흉부 내 3차원 공간에서 흐르므로 전류 분포도 3차원 데이터로 구성하는 것이 바람직하지만 심자도 측정의 경우 측정 채널 수가 100개 미만이며 측정 범위도 흉부 상측부의 일부 영역으로 국한되어 있어 뇌자도(MEG)와 같이 전류원 분포를 3차원 데이터로 구성하는 것은 이론적으로 불가능에 가깝다. 따라서 심자도에서는 전류원이 심자도 측정면과 평행한 2차원 평면상에 존재하는 것으로 가정하고 전류원 분포 지도를 구성하는 것이 일반적이다. 본 연구에서 사용한 심자도 측정시스템은 61채널로 구성되어 있으며 모두 흉부 상측면과 수직인 방향의 자계 성분, 즉  $B_z$  성분만을 측정한다. 임의의 시간  $t=t_0$ 에서 측정된 심자도 데이터 집합을  $B_z(x,y)$ 라 하고 이의 2차원 푸리에 변환을  $b_z(k_x, k_y)$ 라 하자. 심자도 측정면으로부터  $z$  만큼 떨어진 평면에 전류원이 있다면 그 평면 위에 분포하는 전류원  $J$ 의  $x$ 성분,  $J_x(x,y)$ 는 아래의 식으로 구해진다[11].

$$j_x(k_x, k_y) = -i \frac{2}{\mu_0 d} e^{z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \frac{k_y}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} b_z(k_x, k_y) \quad (5)$$

위 식에서  $j_x$ 는  $J_x$ 의 2차원 푸리에 변환을, 그리고  $k_x$  및  $k_y$ 는  $x$ -축 및  $y$ -축 방향으로의 공간주파수를,  $\mu_0$ 는 자유공간에서의 투자율( $4\pi \times 10^{-7}$ )을, 그리고  $d$ 는  $x$ - $y$  평면의 두께를 나타낸다. 전류원의  $y$ -방향 성분은 전류의 연속방정식

$\nabla \cdot J = 0$  을 이용하여 아래와 같이 구할 수 있다.

$$-ik_x j_x(k_x, k_y) - ik_y j_y(k_x, k_y) = 0 \tag{6}$$

$j_x$  및  $j_y$ 를 구한 뒤 이들에 대해 푸리에 역변환을 취하면 전류원 분포  $J_x$  및  $J_y$ 를 구할 수 있게 된다. 본 연구에서 심자도 신호를 측정하기 위해 사용한 시스템은 61채널로 센서의 분포는 hexagonal한 형태로 되어 있다. 따라서 심자도 신호를 측정 후  $16 \times 16$ 의 정방 행렬에 해당하는 지점에서의 심자도 신호값, 즉,  $B_z(x,y)$ 을 최근접 보간을 통해 구성하였다.

### 결 과

61 채널 심자도 측정장치(Eagle Technology Inc., Japan)를 이용하여 건강한 성인 남성 5명의 심자도를 획득한 후 이를 분석하였다. 심자도 측정은 자기차폐실 안에서 이루어졌으며 심자도 측정용 SQUID는 액체 헬륨으로 냉각되어 있었다. 관찰 대상자의 연령은 만 27세-32세로서 평균 29세였다. 원래의 심자도 신호는 500Hz의 샘플링 주파수로 관찰 대상자 각각에 대해 1주 이상의 간격을 두고 2회에 걸쳐 약 2분 동안 측정하여 얻어진 것이었으나 각 개인의 자료 중 임의로 5초 분량의 신호를 추출하여 본 연구의 분석에 사용하였다. 그림1에 측정된 심자도 데이터 중 하나를 보였다.

그림1에 보인 MCG 파형은 전체 61개 채널 중에서 임의의 5채널(25, 31, 33, 35, 42번 채널) 데이터인데, 전체 채널에 걸쳐 유효 심자도 신호와 함께 외부 자기잡음 신호가 섞여 나오는 것을 볼 수 있다. 이들 외부 자기잡음은 주로 건물의 진동과 심자도 시스템 주변에 있는 전기기기들에 의해 유발된다. 심자도 신호의 크기는 환자의 체형과 심장으로 부터 SQUID 센서까지의 거리에 의해 결정되는데 보통 수 내지 수십 pT의 크기를 갖는다. 그림2는 그림1에 보인 심자도 신호에 대하여 SVD를 통한 주성분 분석을 한 결과를 나타내었다. 그림 2에

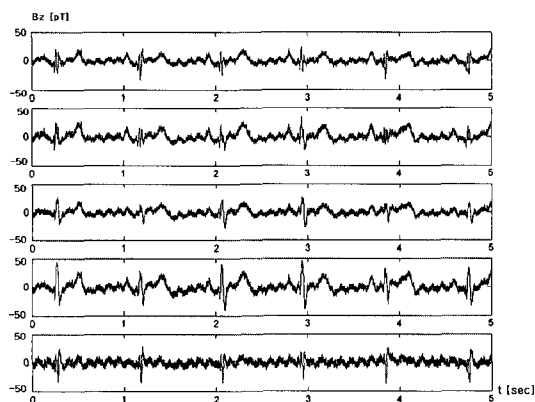
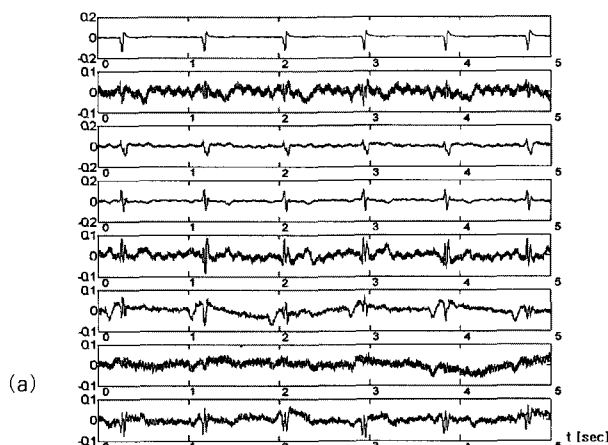
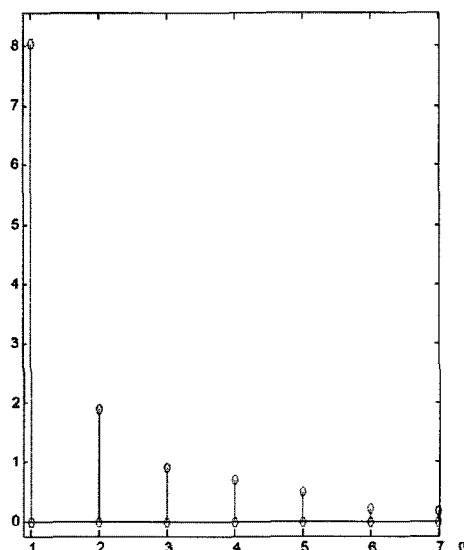


그림 1. Channel 25, 31, 33, 35, 42 에서 측정된 정상인의 심자도 파형  
Fig. 1. MCG signals of a healthy subject at the channels 25, 31, 33, 35 and 42



(a)



(b)

그림 2. (a) 측정된 MCG 신호에 대한 SVD 고유값과 (b) 그 고유값에 대응하는 MCG 신호의 주성분 파형  
Fig. 2. (a) SVD eigen values of the measured MCG signals and (b) the principal component waveforms corresponding to the eigen values

서 1, 3, 4번째 성분은 유효 성분으로 판정할 수 있으며 2번째 성분은 주로 외부잡음에 기인한 것으로 판정할 수 있다. 일반적으로 외부잡음원은 심장에 비해 상대적으로 심자도 측정시스템으로부터 멀리 떨어져 있으므로 외부 잡음 성분은 모든 채널에 고른 영향을 미치며 따라서 주성분 분석 시 하나의 주성분으로 나타난다. 심장의 전류원 분포를 2차원적인 것으로 가정하면 이 전류원이 만드는 심자도 파형의 주요 성분은 2개로 국한된다.

따라서 주성분 3개 내지 4개를 이용하여 심자도 신호를 합성하게 되면 심자도 신호의 원래 파형에 대한 심한 왜곡이 없이 심자도 신호를 복원할 수 있다. 앞 절에서 기술한 방식으로  $61 \times 61$ 의 공간필터 S를 구성하여 그림1에 보인 MCG 파형에 적용하였다. 공간 필터 구성에 있어 V 행렬의 1,3,4번째 열만

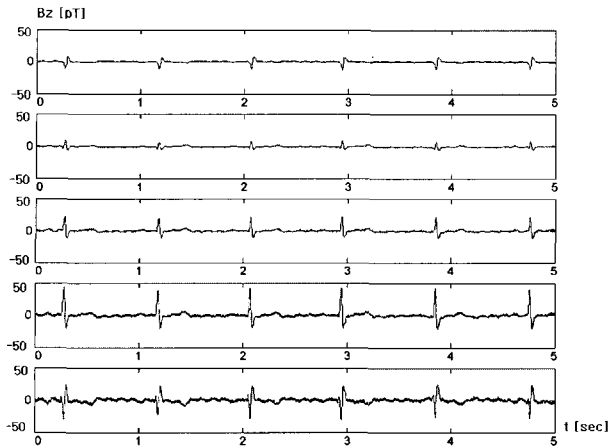


그림 3. Channel 25,31,33,35,42의 심자도 데이터에 공간필터를 적용한 결과  
 Fig. 3. MCG waveforms at channel 25, 31, 33, 35, and 42 after the spatial filtering

표 1. 잡음 제거 전과 제거 후 MCG 신호의 SNR  
 Table 1. SNR's of the MCG signals before and after the spatial filtering

| Channel 번호    | 25   | 31   | 33   | 35   | 41   |
|---------------|------|------|------|------|------|
| 잡음 제거 전 SNR   | 1.03 | 2.69 | 1.63 | 0.93 | 1.77 |
| 공간필터 적용 후 SNR | 5.15 | 5.15 | 5.15 | 5.15 | 5.15 |
| SNR 증가율(%)    | 508  | 192  | 315  | 554  | 290  |

을 보존하고 이외의 열은 모두 0으로 치환하였다. 공간필터를 적용하여 잡음을 제거한 심자도 파형을 그림 3에 보였다.

그림 3의 결과에서 5개의 채널 모두에서 외부 잡음 성분이 효과적으로 제거된 것을 볼 수 있다. 그림 4에 25번 채널에서의 필터 적용 결과를 확대해서 나타내었다.

그림 4에서 (a)는 채널 25에서의 원래 심자도 신호 파형이고 (b)는 공간 필터 적용 후의 신호 파형이다. 두 결과를 비교했을 때 잡음이 상당 부분 제거되었음을 알 수 있으며 이때 제거된 잡음은 각 측정 채널에서 서로 공간적 상관성을 갖는 잡음이라 할 수 있다.

본 논문에서는 제안된 필터의 특성을 평가하기 위해 잡음 제거 전 심자도 신호와 잡음 제거 후 심자도 신호에 대하여 신호대잡음비(SNR)를 비교하였다. 이 비교를 위해 아래의 식과 같이 신호대잡음비를 정의하였다.

$$SNR = \frac{\sigma_s}{\sigma_n} \quad (7)$$

위 식에서  $\sigma_s$ 와  $\sigma_n$ 은 각기 심자도 신호와 잡음의 분산을 나타낸다. 여기서  $\sigma_s$ 를 구하기 위해 심자도 신호의 첨두치를 찾은 뒤 이 첨두치를 기준으로 심자도 신호 파형을 10번 평균

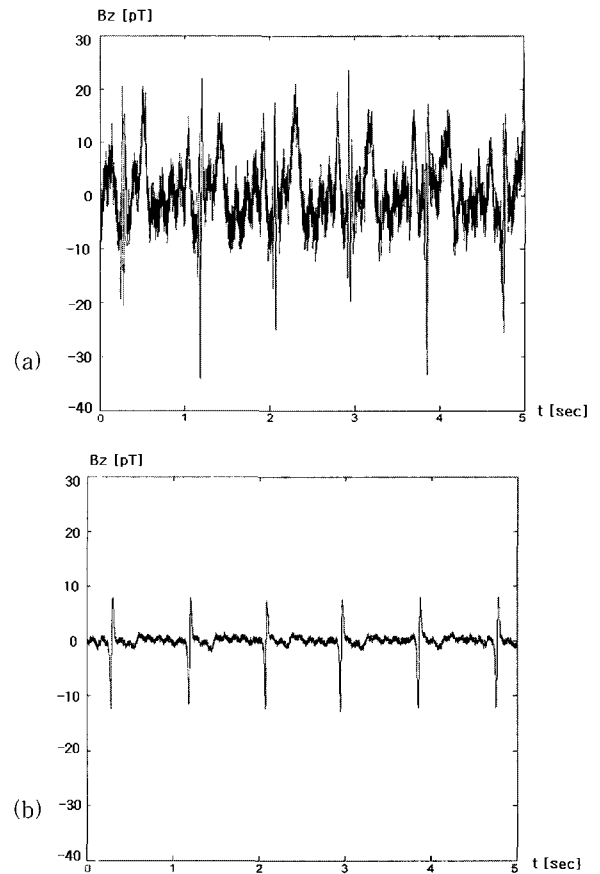


그림 4. Channel 25에서의 (a) 원래 심자도 파형과 (b) 공간필터를 거친 후의 파형  
 Fig. 4. (a) The original MCG waveform and (b) the filtered waveform at channel 25

하였다. 평균을 취해 얻은 심자도 파형에 대해 분산  $\sigma_s$ 를 구하였다. 그리고 잡음 신호는 측정된 심자도 신호에서 평균을 취한 심자도 신호를 차감한 뒤 잔존하는 신호로 규정하였다. 표1에 5개 채널 신호에 대한 SNR 개선 효과를 나타내었다. 표에 나타내지는 않았으나 전체 61채널의 SNR을 계산해 본 결과, 잡음 제거 후 SNR이 잡음 제거 전보다 평균 290% 향상되었음을 알 수 있었다.

한편 본 논문에 기술한 방법에 따라 심장이 위치하는 평면의 전류원 분포를 구해 보았다. 그림 5는 그 예로서, 공간필터를 적용한 심자도 신호와 그렇지 않은 경우의 심자도 신호를 이용하여 전류원 분포지도도를 구한 결과를 보여준다.

그림 5의 (a), (b)는 MCG 신호의 첨두치 위치에서 공간필터를 적용한 경우와 적용하지 않은 경우의 전류원 분포지도이고 (c), (d)는 첨두치에서 각기 0.03초 지난 시점에서 공간필터를 적용한 경우와 적용하지 않은 경우의 전류원 분포지도도를 나타낸다. 그림 5의 (e)는 MCG 신호에서 전류원 분포지도도를 구한 시점의 위치를 나타낸 것이다.

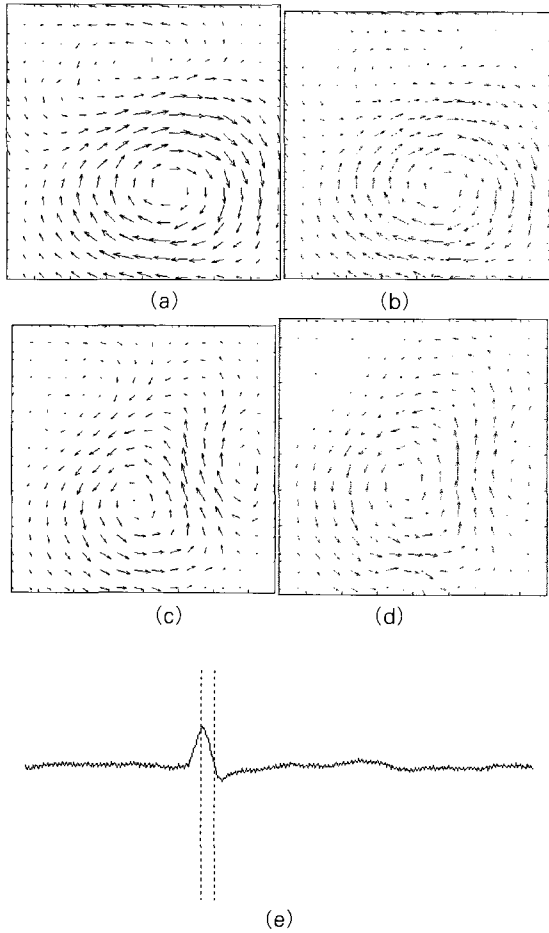


그림 5. MCG 신호의 첨두치 위치로부터 (a) 0 초(잡음 제거 후), (b) 0 초(잡음 제거 전), (c) 0.03 초(잡음 제거 후), (d) 0.03 초(잡음 제거 전) 떨어진 시간대에서 구한 전류원 분포 지도. (e) 전류원 분포 지도를 구한 시점을 가리키는 신호 파형

Fig. 5. Current source maps obtained at (a) 0 sec(after the filtering), (b) 0 sec(before the filtering), (c) 0.03 sec(after the filtering), (d) 0.03 sec(before the filtering) after the time point of the MCG peak

고 찰

1. 전류원 분포 지도에 대한 공간 필터 적용의 효과

그림 5에 나타난 대로 PCA를 통해 구한 공간 필터를 심자도 데이터에 적용할 경우 시간축에서 관찰할 때의 각 채널별 데이터에 대한 잡음 제거 효과 외에 전류원 분포 지도에서의 공간적 보정 효과도 있음을 알 수 있다. 특히 심자도 신호의 크기가 작은 시간대(그림 5의 (c)와 (d))에서 공간필터를 적용한 경우 보다 신뢰성이 높은 전류원 분포가 얻어짐을 알 수 있다.

이 전류원 분포 지도는 실제 심장 내 전류 분포를 정확히 표현하는 것은 아니나 심장의 질환에 따라 일정한 패턴을 보이기 때문에 임상 진단에 많이 활용된다.

표 2. 대상 1의 심자도 신호로부터 구한 공간필터를 다른 대상의 심자도 신호에 적용했을 때 SNR 개선 효과

Table 2. SNR's of the MCG signals filtered by a spatial filter derived from other subject's MCG signals

| 대상번호          | 1    | 2    | 3    | 4    | 5    |
|---------------|------|------|------|------|------|
| 잡음 제거 전 SNR   | 1.63 | 2.08 | 4.19 | 3.3  | 2.57 |
| 공간필터 적용 후 SNR | 5.15 | 4.13 | 7.4  | 4.42 | 4.72 |
| SNR 증가율(%)    | 290  | 198  | 177  | 134  | 184  |

2. 서로 다른 피험자에 대한 단일 공간필터 적용의 효과

특정 심자도 신호로부터 구한 공간필터를 다른 심자도 신호에 적용할 경우 SNR 개선이 얼마나 이루어지는지를 알아보았다. 표 2에 대상 1의 심자도로 공간필터를 구성한 후 그 공간필터를 대상 2-5의 심자도 신호에 적용했을 경우 SNR 개선 효과를 보였다. SNR 개선 효과는 61개의 모든 채널에 대해 평균을 취해 구했다.

표 2에서 대상 1로부터 얻은 공간필터가 다른 대상의 심자도 신호에 대해서도 잘 작용함을 알 수 있다.

물론, 이론적으로 생각해 볼 때 PCA를 사용해 구한 공간필터는 PCA를 하는 데 사용한 심자도 신호에 대해서 최선의 결과를 낼 수 있을 것이다. 다시 말해 어느 임의 대상체의 심자도 신호에 대해서 구한 공간필터를 다른 대상체의 심자도 신호에 적용할 경우 주성분 파형의 상이함으로 인해 공간필터의 성능이 저하될 수 있다. 그러나 심장질환 및 대상체의 체형에 따라 심자도 파형은 특정한 패턴을 지니므로 질환군 및 체형군에 대한 공간필터를 다양하게 미리 구하여 사용할 수 있을 것이다.

결론 및 전망

다채널 심자도 신호에 공간필터를 적용하여 외부 자기잡음을 효과적으로 제거할 수 있음을 보였다. 공간필터는 기존의 시간 영역 필터와 더불어 사용될 수 있는데 공간필터를 사용할 경우 잡음 파형의 시간대역 주파수 분포와 무관하게 잡음을 제거할 수 있는 장점이 있다. 즉, 시간대역에서 잡음의 주파수 성분이 변동할 경우 시간대역 필터의 통과대역폭 선택에 있어 어려움이 있으나 공간필터의 경우 외부 잡음이 심자도 배열 센서에 균일하게 영향을 준다는 특징을 이용하고 있으므로 잡음의 시간대역 주파수 성분 분포에 무관하게 잡음을 효과적으로 줄일 수 있다.

한편 특정 대상체에 PCA를 적용하여 얻어진 공간필터는 다른 대상체의 심자도 잡음 제거에도 상당한 잡음 제거 효과를 갖는다는 것을 알 수 있었다. 다만 질환군 및 체형군에 대한 다양한 공간 필터를 구성하는 것에 관한 연구가 후후 진행되어야 할 것이다.

본 연구에서 제안한 방법은 심자도 측정시스템을 임상적으로 응용하는데 있어 활용될 수 있을 것으로 생각된다. 심전도

측정에 비해 외부 잡음 영향이 큰 심자도 측정에 있어 공간필터를 적용하여 보다 선명한 심자도 신호를 모니터 상에서 볼 수 있게 되면 측정되고 있는 심자도 신호의 타당성에 대해 보다 정확한 판단을 할 수 있고 SQUID 센서에 대한 환자의 위치 조정 등 진단에 필요한 조치를 보다 효율적으로 할 수 있을 것이다. 그리고 부하 심자도와 같이 심장 부하 변동에 따른 심자도 신호의 변화 추이를 실시간으로 관찰하는데 적용할 수 있을 것이다.

### 참 고 문 헌

1. N.V. Golyshev, D.V. Golyshev, S.V. Motorin, B.M. Rogatchevsky, V.S. Proudov, "Spatial spectral approach to the diagnostics problems in MCG", The 13th International Conference on Biomagnetism, pp. 521-523, 2002
2. X.G. Huang, L.H. Zhang, G.H. Chen, Q.S. Yang, J. Feng, Y.P. Liu, W.C. Chen, Z.Q. Wang, "Synchronization of MCG data processing for single channel SQUID system", The 13th International Conference on Biomagnetism. pp.527-529, 2002
3. A. Kandor, W. Shimizu, M. Yokokawa, S. Kamakura, "Magnetocardiogram classification for patients with long QT syndrome", The 13th International Conference on Biomagnetism, pp.571-573, 2002
4. K. Kobayashi, Y. Uchikawa, K. Nakai, "Analysis of excitation conduction with WPW syndrome patients using three-dimensional magnetocardiogram", The 13th International Conference on Biomagnetism, pp. 573-575, 2002
5. 한상돈, 전대근, 이경중, 윤형로, "FPGA를 이용한 심전도 전처리용 적응필터 설계", 의공학회지, Vol.22, pp. 285-291, 2001
6. 이진, 윤형로, 이경중, "Resonance theory에 기반을 둔 index function을 통한 새로운 QRS 검출 알고리즘", 의공학회지, Vol. 24, pp.107-112, 2003
7. M. Chen, R.T. Wakai, B.V. Veen, "Eigenvector based spatial filtering of fetal biomagnetic signals", J. Perinat. Med., Vol.29, pp.486-496, 2001
8. R.T. Wakai, M. Wang, C.B. Martin, "Spatiotemporal properties of the fetal magnetocardiogram", Am. J. Obstet. Gynecol., Vol.70, pp.770-780, 1994
9. T.D. Lagerlund, F.W. Sharbrough, N.E. Busacker, "Spatial filtering of multichannel electroencephalographic recordings through principal component analysis by singular value decomposition", J. Clin. Neurophysiol., Vol.14, No.1, pp.73-82, 1997
10. BD Van Veen, W.V. Droghele, M. Yuchtman, A. Suzuki "Localization of brain electrical activity via linearly constrained minimum variance spatial filtering", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.44, pp.867-880, 1997
11. B.J. Roth, N.G. Sepulveda, J.P. Wikswo, "Using a magnetometer to image a two-dimensional current distribution", pp.361-372, 1989