

적응 필터를 이용한 청각 자극에 의한 뇌자도 신호에서 노이즈 제거

論文

52D-10-6

Adaptive Noise Subtraction in Auditory Evoked Field

李東熏* · 安昌範*

(Dong Hoon Lee · Chang Beom Ahn)

Abstract - Noise subtraction using reference channel data has been used to improve signal-to-noise ratio in magnetoencephalography. In this paper, an adaptive noise subtraction model is proposed and parameters for the model are optimized. A criterion to determine an optimal update period for the filter coefficients is proposed based on the ratio of peak amplitude of evoked field (N100m) divided by the output standard deviation. Experiments are carried out using a 40 channel MEG system. From the experiments, the proposed noise subtraction method shows superior performances over existing non-adaptive methods. Two-dimensional topographic map is shown for a diagnosis with a cubic spline interpolation.

Key Words : Magnetoencephalography(MEG), Adaptive noise subtraction, Auditory-evoked field

1. 서 론

뇌자도 신호는 1972년 데이비드 코헨에 의하여 처음 측정되었다. 측정된 뇌자도 신호의 크기가 수백 fT 정도로 매우 작기 때문에 자장의 세기를 정밀하게 측정하기 위한 센서가 필요하였다. SQUID는 뇌에서 발생하는 자계의 공간적인 분포를 측정하기 위한 자기 센서이다. 근래에 들어서는 짧은 시간 안에 넓은 영역에 분포하는 자계 신호를 측정하기 위하여 다채널 SQUID 시스템이 개발되고 있다. 또한 뇌자도 신호의 다양한 분석을 위한 신호처리와 전류원의 위치를 가능한 짧은 시간 안에 효과적으로 찾기 위해 전류원 및 도체에 대한 정확한 모델링 및 수치 계산법이 제안되어지고 있다. 이와 같이 두뇌로부터 발생하는 뇌자도 신호를 고감도 자장 센서인 SQUID로 측정하여 의학적 진단 및 뇌에 대한 기능에 대한 연구 활동이 선진국에서 활발히 진행되고 있으며 이러한 결과가 이미 임상적으로 이용되기 시작하였다.^[1]

전기적인 뇌파 신호의 측정방법이 전기전도도가 다른 여러 물질을 통하여 체내 활동 전류가 두피까지 전달되는 과정에서 공간적으로 왜곡될 가능성이 큰 반면, 자기적인 뇌자도 측정 방법은 머리가 자기적으로 비교적 투명하기 때문에 매질에 의한 영향이 훨씬 적다. 따라서 뇌자도 신호의 측정결과가 뇌파 신호의 측정 결과 보다 전류원의 위치를 보다 정확하게 추정할 수 있는 장점이 있다. 그리고, 뇌자도 정보를 이용한 진단 방법이 비접촉, 비파괴적이며, 시간 분해능이 우수하기 때문에 뇌의 기능적인 정보를 얻는데 유용하다. 또한, 자기공명 영상 등으로부터 얻은 해부학적인 정보와 결합하면

유용한 의학적인 임상 정보를 얻을 수 있다.^[2]

위와 같은 장점에도 불구하고 뇌자도 신호의 크기가 매우 작기 때문에 자기 차폐실과 미분기 형태의 검출 코일을 사용하여도 낮은 주파수 성분의 노이즈 신호를 모두 제거할 수는 없다. 따라서 뇌자도 신호에 존재하는 모든 채널에 상호 연관되어진 외부 노이즈 신호와 SQUID 시스템에서 발생하는 전기적인 노이즈 또는 모든 채널에 상호 연관되어짐이 없는 랜덤 노이즈 신호를 뇌자도 신호에서 추출해 내기 위한 다양한 방법들이 제안되어지고 있다.^{[3]-[6]} 특히 SQUID 시스템에 존재하는 레퍼런스 채널을 이용하여 채널 간에 상호 연관성이 있는 노이즈 성분을 제거하기 위한 방법들이 제안되어졌는데 이러한 방법들이 시간에 따라 변화되는 노이즈 성분의 특성을 고려하지 않고 고정된 계수 값을 사용하고 있기 때문에 노이즈 성분을 제대로 제거할 수 없었다.^{[5]-[6]}

따라서 본 논문에서는 40채널의 SQUID 시스템을 이용하여^{[7]-[8]} 측정된 뇌자도 신호에 존재하는 노이즈 성분을 적응 필터 모델을 이용하여^[9] 노이즈 신호를 모델링하고 제거하기 위한 방법을 제안하였다.^[10] 그리고, SQUID 시스템을 이용하여 측정된 청각 자극에 의한 뇌자도 신호에 제안한 방법을 적용하여 알고리즘이 타당함을 보였다. 또한 노이즈 성분을 제거하기 위한 적응 필터 적용 주기를 바꾸어가면서 실제 뇌자도 신호에 알맞은 적응 주기를 찾아내고, 수치적인 근거를 제시하였다.^[11]

2. 노이즈 제거 모델과 뇌자도 신호 측정

2.1 노이즈 제거 모델

앞에서 언급한 바와 같이 뇌자도 신호에 포함된 노이즈 신호는 뇌자도 신호를 측정하는 모든 채널에 포함되어 있는 상호 연관적인 외부 노이즈 신호와 각 채널에 포함되어 있는

* 正會員 : 光云大學 電氣工學科 博士課程

* 正會員 : 光云大學 電氣工學科 教授 · 工博

接受日字 : 2003年 6月 3日

最終完了 : 2003年 8月 13日

뇌자도 신호와 상호 연관 관계가 존재하지 않는 증폭기나 필터 회로에서 발생하는 전기적인 랜덤 노이즈 신호로 구별할 수 있다. 전자의 경우, 노이즈 신호를 정확하게 모델링을 하면 제거할 수 있다. 이 노이즈 신호를 측정하기 위하여 SQUID 시스템에 다수의 레퍼런스 채널이 존재한다. 따라서 그림 1과 같이 노이즈 제거 모델을 구성할 수 있다.

k 번째 뇌자도 신호 채널에 존재하는 뇌자도 신호와 외부 노이즈 신호를 각각 s_k 와 n_k 로 표시하고, 레퍼런스 채널에서 측정된 노이즈 신호를 n_α 와 n_β 로 표시하였다. 이때 각 채널에서 측정되었던 상호연관성이 없는 랜덤 노이즈를 m_k , m_α , m_β 로 표시하였다. $H(z)$ 는 신호대역 밖의 랜덤 노이즈 제거를 위한 저대역 필터이다. 제안된 모델에서는 상대적으로 크기가 작은 신호대역 내의 랜덤 노이즈를 무시하였다. 위의 그림에서 보여지는 모델을 사용하여 얻을 수 있는 출력 값은 아래와 같이 식 (1)로 표현할 수 있다.

$$e_k(t) = r_k(t) - x_k(t) = s_k(t) + n_k(t) - x_k(t) \quad (1)$$

여기에서, $r_k(t)$ 는 뇌자도 신호 $s_k(t)$ 와 외부 노이즈 신호 $n_k(t)$, 그리고, 랜덤 노이즈 신호 $m_k(t)$ 을 합한 측정된 신호를 의미한다.

측정된 레퍼런스 신호를 이용하여 k 번째 채널의 외부 노이즈를 최대한 근사하게 표시한 신호를 $x_k(t)$ 라 하고, $x_k(t)$ 를 두 레퍼런스 채널 신호의 가중 합으로 표시하면

$$x_k(t) = w_\alpha^k(t)n_\alpha(t) + w_\beta^k(t)n_\beta(t) \quad (2)$$

이 때, 적응 필터 $W_\alpha(z)$ 와 $W_\beta(z)$ 는 신호에 따라서 변화 되어지는 계수 값을 사용한다.

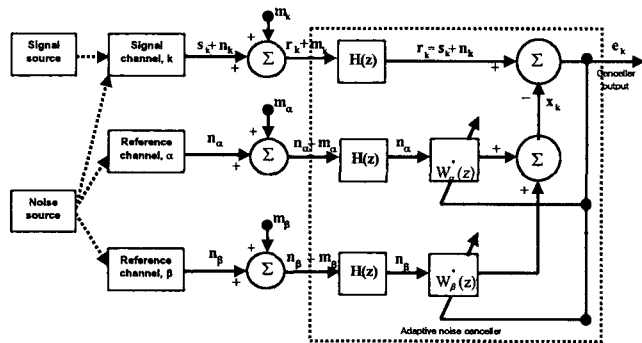


그림 1 뇌자도 신호의 외부 노이즈 신호를 제거하기 위한 노이즈 제거 모델.

Fig. 1 Adaptive external noise subtraction for auditory evoked field signal.

식 (1)에 대하여 통계적인 개념을 적용하면 다음과 같은 식 (3)을 얻을 수 있다.

$$E[e_k^2] = E[s_k^2] + E[(n_k - x_k)^2] \quad (3)$$

식 (3)에서 $s_k(t)$ 와 $(n_k - x_k)$ 는 통계적으로 서로 독립적이라고 가정하였다. 신호의 power, $E[s_k^2]$ 은 필터와 무관하게 일정한 값을 가지므로 식 (3)으로부터 최적 필터 조건 $E[(n_k - x_k)^2]$ 의 최소화는 $E[e_k^2]$ 의 최소화로부터 얻을 수 있다.

식 (2)를 식 (1)에 대입하여 $E[e_k^2]$ 을 L_k 로 나타내면 식 (4)와 같이 표현할 수 있다.

$$L_k = \sum_t \{r_k(t) - w_\alpha^k(t)n_\alpha(t) - w_\beta^k(t)n_\beta(t)\}^2 \quad (4)$$

이때, L_k 를 최소화 하기 위한 계수는 아래와 같이 주어진다.

$$\frac{\partial L_k}{\partial w_\alpha^k} = \frac{\partial L_k}{\partial w_\beta^k} = 0 \quad (5)$$

식 (5)로부터 다음과 결과를 얻을 수 있다.

$$\begin{bmatrix} \sum n_\alpha n_\alpha & \sum n_\alpha n_\beta \\ \sum n_\beta n_\alpha & \sum n_\beta n_\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_\alpha^k \\ w_\beta^k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum r_k n_\alpha \\ \sum r_k n_\beta \end{bmatrix} \quad (6)$$

2.2 적응 주기 결정

식 (3)에서 보면 측정된 뇌자도 신호 출력값의 power 값이 작을수록 노이즈를 적절하게 모델링하였다고 할 수 있다. 필터 계수를 업데이트 하는 적응 주기를 짧게 할수록 출력신호의 power를 낮추어 결국에는 0으로 수렴하지만, 잡음제거 뿐만 아니라 뇌자도 신호까지 없애는 문제점이 있다. 따라서 출력 power 값을 최소화 하면서 신호는 유지할 수 있는 적당한 적응 주기를 찾아야 한다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 식 (7)과 같이 계산된 계수 값이 최대가 되는 주기를 적응 필터 계수를 변화시키는데 가장 적절한 주기로 결정하였다.

$$c = \frac{MAX(S_k)}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n s_k^2}} \quad (7)$$

이것은 청각 자극에 의한 유발 자계 신호의 N100m 신호의 피크치를 이용하여 신호의 감쇄를 차단하는 것이다.

2.3 뇌자도 신호 측정

사용한 SQUID 시스템에는 자계 신호의 X, Y 방향 성분을 분리하여 측정할 수 있도록 X, Y 방향으로 각각 20개의 채널이 존재하며, 노이즈 성분을 측정하기 위하여 X, Y 방향으로 각각 2개의 레퍼런스 채널이 존재한다.^[8] 신호를 측정하기 위한 채널이 일정한 간격으로 X, Y 방향으로 배열되어 있으며, 주변 노이즈 성분을 측정하기 위하여 레퍼런스 채널이 신호 채널 위쪽으로 일정한 거리 만큼 떨어져서 존재한다. 따라서, 레퍼런스 채널이 신호채널에 비하여 실험 대상에서 멀

리 떨어져서 존재하기 때문에 외부 노이즈 성분을 측정하게 되며, 신호채널에서는 실험 대상에 의하여 발생하는 신호와 외부 노이즈 성분을 동시에 측정하게 된다. 외부 노이즈 성분을 측정할 수 있으며, 신호 채널 또한 측정 데이터의 offset을 없애기 위하여 각 채널의 출력단에는 0.1 Hz의 차단 주파수를 가지는 고대역 통과 필터가 존재하며, 100Hz이상의 고대역 신호를 제거할 수 있도록 하는 저대역 통과 필터도 존재한다. 청각 자극에 의한 뇌자도 신호를 측정하기 위하여 정상적인 사람에게 80 dB의 세기로 1 kHz의 주파수를 가지는 단일 청각 자극을 1초 마다 한번씩 주기적으로 가한 후 초당 256 샘플 데이터를 오른쪽 측두엽 부위에서 측정하였으며, 발생하는 자장을 60초(60 epoch) 동안 측정하였다. 측정된 40채널 청각자극에 의한 뇌자도 신호의 일부를 그림 2에 보였다.

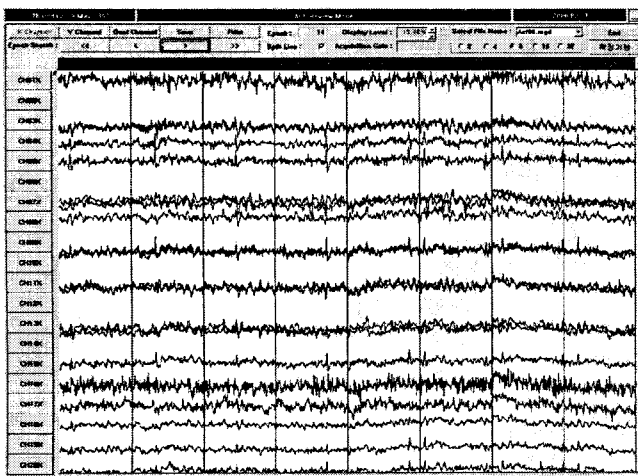


그림 2 청각자극에 의한 뇌자도 신호 측정.
Fig. 2 Data Acquisition of Auditory evoked fields.

3. 결 과

본 논문에서는 뇌자도 신호에 포함 되어있는 노이즈를 제거하는 방법을 네 가지로 구분하여 비교하였다. 첫 번째는 노이즈 신호가 모두 백색 노이즈 성분이라고 가정하고 별도의 노이즈 차감(noise subtraction)을 하지 않은 결과이고, 두 번째는 동일한 최소제곱 에러 필터에 고정된 필터 계수값을 사용하여 차감한 결과이고, 세 번째는 레퍼런스 채널을 통하여 측정된 노이즈 신호에 제한된 적응 필터링을 적용한 결과이다.

제한한 알고리즘을 이용하여 노이즈를 제거한 후, 재구성된 신호의 power 값을 계산하여 성능을 비교하였다. 그림 3과 표 1은 측정 대상 없이 외부 노이즈만을 측정하여 기존의 방법과 제안한 방법에 의하여 얻어진 결과값을 비교한 것이고, 그림 4와 표 2는 실제 실험 대상에 청각 자극 신호를 가하여 청각 자극 뇌자도 신호를 측정하고 이때 측정된 외부 노이즈 성분을 제거한 것이다. 여기서 그림 3과 그림 4의 가로축을 시간으로 표시하고 세로축을 자장의 세기(fT)로 표시하였다.

앞에서 언급한 바와 같이 뇌자도 신호를 측정함에 있어 측정된 데이터의 최종 출력 값의 power가 최소가 되어야 한다. 표 1과 표 2에서 보듯이 제안한 적응 필터를 사용한 신호의 결과가 더 작은 power 값을 가진다. 또한 그림 3, 4에서 볼 수 있듯이 첫 번째 방법을 이용하여 얻은 결과(a)는 모든 노이즈 성분을 백색 노이즈의 형태로 가정하였기 때문에 일정한 형태를 가지는 저주파수 대역의 노이즈 성분을 제거할 수 없었다. 두 번째 방법(b)은 뇌자도 신호에 포함된 노이즈 성분이 시간의 변화에 대하여 규칙적인 형태를 이루고 있지 않기 때문에 시간에 따라 변화하는 노이즈 성분을 완벽하게 제거할 수 없었다. 반면에 제안된 방법(c)은 시간에 따라서 불규칙적으로 변화하는 노이즈 신호를 제거하는데 유용함을 알 수 있다. 제안된 방법을 사용하면, 외부 환경에 의하여 측정된 노이즈 성분이 크게 감소함을 볼 수 있고, 고주파수의 노이즈 성분도 크게 줄어들음을 알 수 있다. 또한 청각 자극을 이용하여 측정된 뇌자도 신호의 경우에서도 같은 결과를 얻을 수 있다. 이 실험에서 적응 주기는 1 epoch로 하였다.

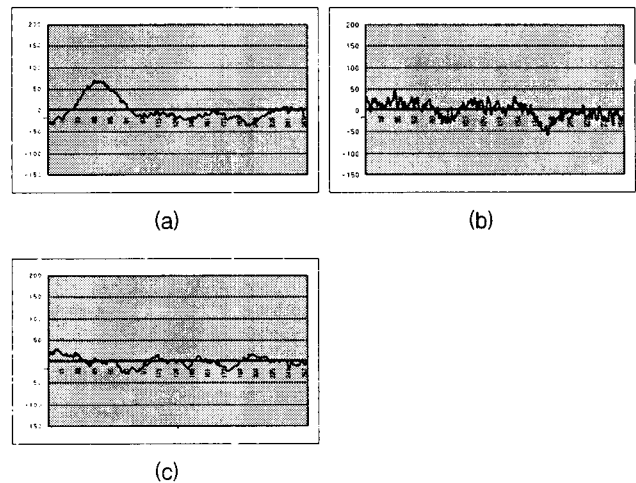


그림 3 여러 가지 노이즈 제거 모델을 사용하여 얻은 노이즈 데이터. (a) 노이즈 차감 방식을 사용하지 않았을 경우 (b) 고정된 적응 계수 사용 (c) 제안된 적응 계수 사용

Fig. 3 Noise fields obtained with various noise subtraction methods: (a) without noise subtraction, (b) noise subtraction with fixed scales, and (c) adaptive subtraction.

표 1 여러가지 노이즈 제거 모델에 따른 노이즈 신호의 power 값 비교. 출력 power는 임의의 단위이다.

Table 1 The system output powers in the signal measured without subject. Output powers are in an arbitrary unit.

Method	Output power[dB]
Without subtraction	24.80
Non-adaptive subtraction	14.84
Proposed adaptive subtraction	9.49

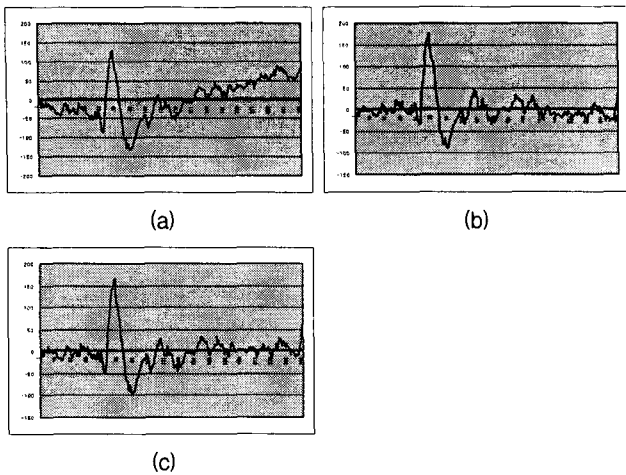


그림 4 여러 가지 노이즈 제거 모델을 사용하여 얻은 청각 자극 데이터. (a) 노이즈 차감 방식을 사용하지 않았을 경우 (b) 고정된 적응 계수 사용 (c) 제안된 적응 계수 사용

Fig. 4 Auditory evoked fields obtained with various noise subtraction methods: (a) without noise subtraction, (b) noise subtraction with fixed scales, and (c) adaptive subtraction.

표 2 여러가지 노이즈 제거 모델에 따른 청각 자극 신호의 power 값 비교. 출력 power는 임의의 단위를 사용하였다.

Table 2 The system output powers in the signal measured with a subject. Output powers are in an arbitrary unit.

Method	Output power[dB]
Without subtraction	43.51
Non-adaptive subtraction	36.38
Proposed adaptive subtraction	32.99

한편 그림 5, 6에서 볼 수 있는 바와 같이 제안한 알고리즘을 이용하여 얻은 결과에 대하여 적응 필터의 계수 값의 변화시키기 위한 주기를 변화시켜 가면서 청각 자극 신호의 power 값을 계산하여 보았다. 그림 5에서 보듯이 적응 주기가 4~0.5 epoch 일 때는 유발 자계 신호의 파형(N100m peak value)에 크게 변화 없이 노이즈를 제거하지만 적응 주기가 0.25 epoch 나 0.125 epoch 등으로 지나치게 줄어들었을 경우에는 신호까지 감쇄가 일어나는 것을 알 수 있다. 식 (7)을 이용하여 측정된 신호에 대하여 신호의 최대치를 표준편차로 나눈 비를 그림 6에서 보였으며 이 값이 최대일 때를 최적 주기로 결정하였다. 이것은 출력 power를 낮추면서 동시에 신호의 peak value는 유지되도록 적응 주기를 정한 것이다. 그림 6에서 보듯이 주기를 1 epoch로 하는 것이 최적인 것으로 나타났다. 그림 7은 제안한 알고리즘을 사용하여 최종적으로 얻은 40 채널 데이터의 일정 시간에서 자계의 분포를 2차원 맵으로 나타낸 것이다.^[12]

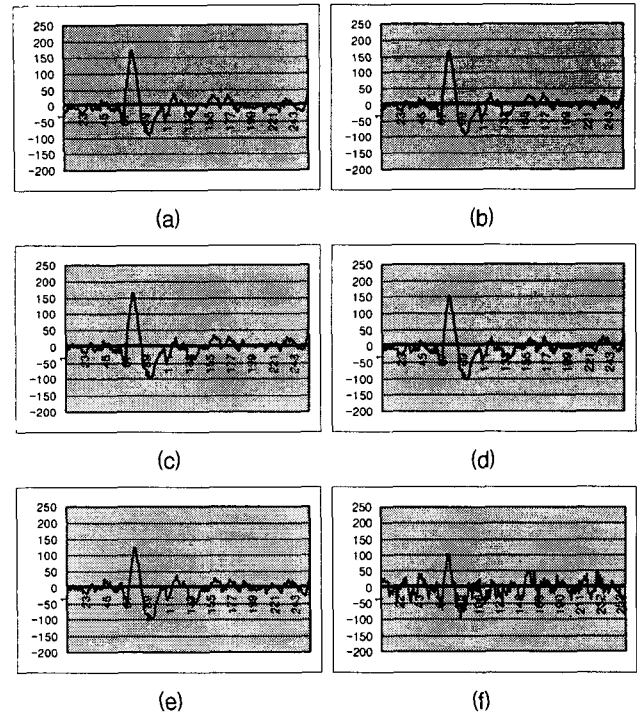


그림 5 적응 필터 계수를 사용하는 주기를 변화시켰을 때 청각자극 신호의 변화: (a) 4 epoch, (b) 2 epoch, (c) 1 epoch, (d) 1/2 epoch (e) 1/4 epoch and (f) 1/8 epoch.

Fig. 5 Evoked fields obtained with various adaptation periods: (a) 4 epoch, (b) 2 epoch, (c) 1 epoch, (d) 1/2 epoch (e) 1/4 epoch and (f) 1/8 epoch.

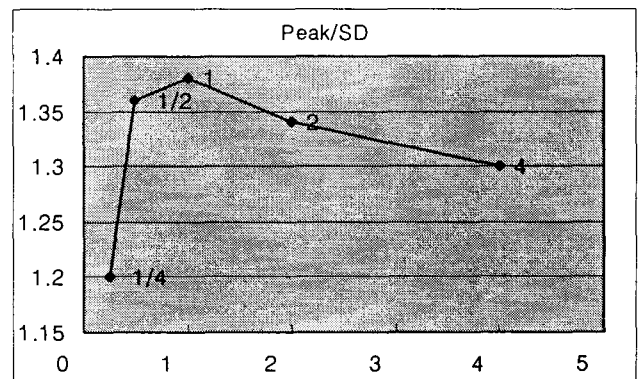


그림 6 적응 주기를 결정하기 위한 신호의 최대값과 표준편차의 비. 가로축은 epoch 수를 나타낸다.

Fig. 6 Peak signal value divided by signal standard deviation to determine optimal adaptation period.

4. 결 론

본 논문에서는 뇌자도 신호에 존재하는 노이즈 신호들을 제거하기 위하여 SQUID 시스템의 레퍼런스 채널을 이용하여 노이즈 성분을 검출하고 제거하는 모델을 제시하였다.

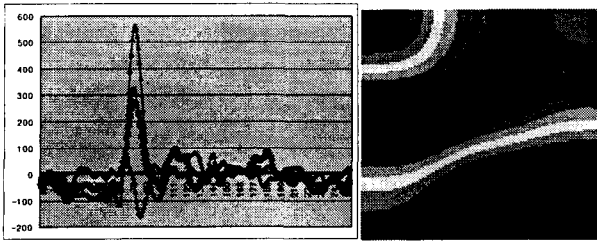


그림 7 제안된 노이즈 모델을 이용하여 노이즈를 제거하고 얻은 최종 뇌자도 신호 및 맵.

Fig. 7 Topographical mapping of the measured auditory evoked fields with the developed 40 channel MEG system.

그리고, 시간에 따라서 변화하는 특징을 가진 노이즈 성분을 제거할 수 있도록 시간의 변화에 따라서 효과적인 계수값을 업데이트 위한 방법을 제안하고 이를 실제 측정된 뇌자도 신호에 적용하여 제안된 알고리즘의 유용성을 검증하였다. 외부 노이즈 성분만을 측정하여 제안된 알고리즘을 사용한 결과, 각 채널에서 측정된 노이즈 성분 중에서 채널간에 상관도가 높은 노이즈 성분이 효과적으로 제거됨을 확인할 수 있었다. 그리고 실제 임상 데이터에 적용하여 노이즈를 제거한 뇌자도 신호에서 청각자극에 의하여 얻을 수 있는 P50m, N100m, P200m 피크의 뇌자도 파형을 얻을 수 있었다.

이러한 뇌자도 신호의 측정과 제안된 노이즈 제거방법은 뇌자도 신호를 이용하여 자계 신호를 발생하는 전류원의 위치를 좀더 정확하게 찾아낼 수 있도록 함으로써 뇌 기능 영상 방법의 하나로서 f-MRI와함께 다양한 분야에서 임상적으로 사용될 수 있을 것이다

참 고 문 헌

[1] M. Hamalainen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, and O. V. Lounasmaa, "Magnetoencephalography-theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain," Rev. Modern Phys., vol. 65, pp 413-497, 1993.

[2] H. J. Wieringga, "MEG, EEG and the integration with Magnetic Resonance Images,"Twente Univ. Press, Enschede, 1993.

[3] T. Kobayashi, and S. Kuriki, "Principle Component elimination method for improvement of S/N in evoked neuromagnetic field measurements", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol 46, pp.951-958, 1999.

[4] H. Ishibashi, M. Kawakastu, M. Adachi, and M. Kodani, "A basic investigation of noise reduction for MEG data using independent component analysis based on correlation function", Proc. of the Biomag 2000, pp. 861-864, Espoo, Finland, 2000.

[5] J. Vrba, J. McCubbin, S. Lee, and M. B. Burbank, "Environmental Noise Cancellation for Biomagnetic Measurements", Advances in Biomagnetism, pp.721-724, Plenum Press, New York, 1992.

[6] S. E. Robinson, "Noise Cancellation in Biomagnetometers",

Advances in Biomagnetism, pp.733-736, Plenum Press, New York, 1992.

[7] C. B. Ahn, D. H. Lee, Y. H. Lee, and J. B. Hong, "Development of a New Signal Processing System for 40 Channel MEG Mapping System", Proc. 4thAsia Pacific conf. Med. &Bio. Eng., p.236, Seoul, Korea, 1999.

[8] 이용호, 김진목, 권혁찬, 박용기, 박종철, 이동훈, 안창범 "뇌자도 측정을 위한 40채널 SQUID 시스템 개발", 의공학회지, 21권1호, pp.31-37, 2000.

[9] B. Widrow, S. Stearns, "Adaptive Signal Processing", Pentice-Hall Press, Upper Saddle River, NJ, 1985.

[10] C.B. Ahn, D.H. Lee, W.C. Shin, H.C. Kwon, and Y.H. Lee, "Adaptive noise subtraction for measurement of evoked field with various models and adaptation parameters," Proc. of the Biomag2000, pp.887-890, Espoo, Finland, 2000.

[11] 이동훈, 안창범, "적용 차감 방식의 파라미터 최적화에 따른 유발자계 신호의 신호대 잡음비 향상", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, p.61, 2003.

[12] 이동훈, 신원창, 이용호, 안창범, "40채널 뇌자도 시스템에서 적응필터를 이용한 노이즈 제거," 대한전기학회 하계학술대회 논문집, pp.3213-3215, 2000.

감사의 글

이 논문은 2002년도 광운대학교 교내 학술 연구비 지원에 의해 연구되었으며, 뇌자도 측정과 관련한 한국 표준과학연구원의 도움에 감사드립니다.

저 자 소 개



이 동 훈 (李東熏)

1970년 12월 1일생. 1996년 광운대 공대 전기공학과 졸업. 1999년 광운대 대학원 전기공학과 졸업(석사). 현재 광운대 대학원 전기공학과 박사과정.

Tel: (02) 940-5148

E-mail: ldhspl@explore.kw.ac.kr



안 창 범 (安昌範)

1958년 4월 16일생. 1981년 서울대 전자공학과 졸업. 1983년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사. 1986년 동 대학원 공학박사. 1986년~1991년 University of California, Irvine 조교수. 1992년~현재 광운대 전기공학과 교수. 1989년 Sylvia

Sorkin Greenfield Award 수상. 1996년 대한의용생체공학회 메디슨 의공학상 수상. 1997년 IR52 장영실상 수상.

Tel: (02) 940-5148,

E-mail: cbahn@daisy.kw.ac.kr