

뇌자도 측정용 37채널 스쿼드 자력계에서의 합성 미분계 및 적응필터, 주파수영역 적응필터에 의한 배경잡음 제거

김기웅* · 이용호* · 권혁찬* · 김진목* · 강찬석***

*한국표준과학연구원 초전도그룹, **고려대학교 물리학과

(2003년 3월 4일 접수, 2003년 6월 12일 채택)

Background Noise Reduction by Software Methods in the 37-channel SQUID Magnetometer System

K. Kim*, Y.H. Lee*, H. Kwon*, J.M. Kim*, C.S. Kang***

*Superconductivity Group, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

**Department of Physics, Korea University, Jochiwon, Korea

(Received March 4, 2003. Accepted June 12, 2003)

요약 : 스쿼드 자력계는 외부의 배경잡음원에 대해서 매우 민감하므로 뇌자도 신호 측정을 목적으로 하는 미세 자기신호 측정에서는 배경자기잡음을 충분히 제거해야 한다. 배경잡음 제거에 일반적으로 사용되는 소프트웨어적 방법으로는 합성 미분계 및 적응필터 방법이 있다. 본 논문에서는 뇌자도 측정용으로 개발한 37채널 스쿼드 자력계에서 합성 미분계, 적응필터 및 주파수 영역 적응필터를 적용하여 각각의 배경잡음 제거 효과 및 각 방법의 장단점을 살펴보고, 임상 뇌자도 측정시 상기 방법들의 선택적 적용에 관하여 논의한다.

Abstract : Measuring subtle neuromagnetic signals requires eliminating background noises. Especially, a SQUID magnetometer is very sensitive to the magnetic noise even from a distant source. As typical software methods, we use the synthetic gradiometer or the adaptive filtering to reduce the noises. In this article, we present noise reduction effects in our 37-channel SQUID magnetometer system by applying each method including the frequency-domain adaptive filtering and discuss a selective application of the methods to the detection of clinical magnetoencephalogram signals.

Key words : Magnetoencephalogram, Noise reduction, Adaptive filtering

서 론

고감도 초전도간섭소자(SQUID)의 개발은 뇌 내부의 신경 다발 속을 흐르는 이온전류에 의해 발생하는 미소 자기장을 측정 가능하게 하였다. 이 기술을 신경 전류에 의한 두피상의 전위를 측정하는 뇌파(뇌전도)와 구분하여 뇌자도(MEG; magnetoencephalogram)라고 부른다[1]. 뇌파 측정에서의 전기장은 뇌 척수액, 두개골, 두피를 통과하여 측정되므로 왜곡이 심한 반면에, 인체는 자기장에 대해 투명하므로 뇌자도는 뇌파

측정에 비해 월등한 공간해상도를 갖는다. 그러므로, 뇌자도 기술은 뇌파의 시간분해능에, 기능성핵자기공명영상법(fMRI)의 공간분해능을 갖는 훌륭한 비침습성 뇌 기능 연구 도구이다. 하지만, 뇌에서 발생하는 자기신호의 크기는 지자기의 수억분의 일(약 10-100 fT) 정도로 매우 작아서, 뇌자도를 측정하기 위해서는 주변의 수많은 배경자기잡음을 제거해야만 한다.

일반적으로 뇌자도 측정은 뮤메탈 및 알루미늄으로 제작된 자기차폐실에서 측정하고, 센서를 미분계로 구성하여 잡음의 공통모드 성분을 제거하거나, 능동적인 방법으로서 별도의 잡음 상쇄 코일에 역방향의 자기장을 가하는 방법에 의해 추가로 배경잡음을 제거한다. 이밖에 소프트웨어에 의한 배경잡음 제거가 있으며, 이 방법은 기본적으로 하나의 신호센서와 하나 혹은 여러 개의 기준센서를 사용한다. 신호센서는 측정하려는 신호원에 근접하도록 배치하므로, 신호센서에는 배경잡음과 측

본 연구는 과학기술부 국가지정연구소(뇌자도 원천기술 개발)의 연구비 지원으로 수행되었음.

통신저자 : 김기웅, (305-340) 대전시 유성구 도룡동 1번지

한국표준과학연구원 초전도그룹

Tel. (042) 868-5676, Fax. (042) 868-5290

E-mail. kwkim@kriss.re.kr

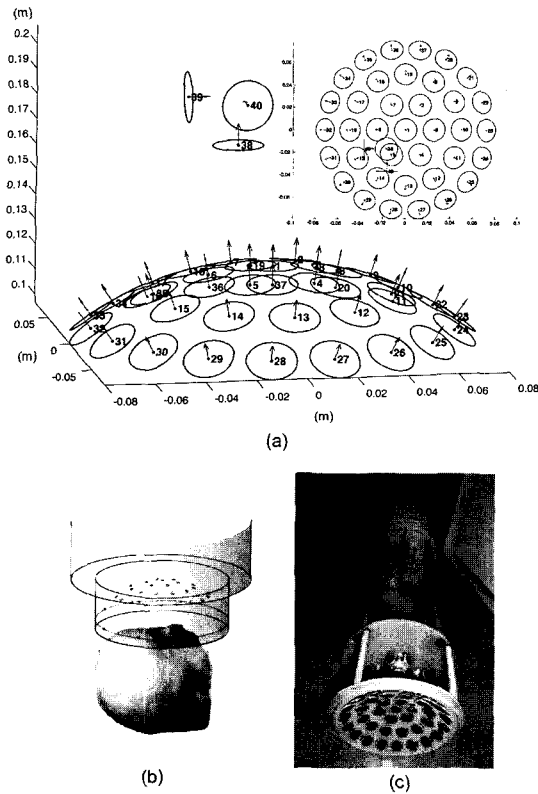


그림 1. (a) 37채널 DROS 자력계에서의 신호센서와 벡터기준센서의 위치와 센서방향 (b) 청각유발신호 측정시의 헬륨 듀아와 센서위치 (c) 센서인서트의 사진

Fig. 1. (a) The signal sensors and vector reference sensors in the 37-channel SQUID magnetometer system (b) Arrangement of the subject, helium dewar, and sensors for measuring auditory evoked signals (c) A photograph of the sensor insert

정하려는 신호가 중첩되어 측정된다. 반면에 기준센서는 신호원에서 비교적 멀리 배치하여, 오직 배경잡음만이 측정되도록 한다. 즉, 기준센서에서 측정된 배경잡음과 상관성이 있는 신호센서의 성분을 빼주어 자기잡음을 제거한다. 실험 상황에서의 자기 잡음원들은 각각 여러 다른 위치에 존재하고, 하나의 센서에 측정되는 신호는 모든 서로 다른 잡음원들에서의 영향의 중첩이다. 따라서, 기준센서를 신호센서에 대해 어떻게 배치하느냐에 따라 잡음 제거 효과가 달라진다. 기준센서는 한편으로는 신호센서와 비교적 밀접한 위치에 배치하여, 신호센서와 같은 양상의 배경잡음을 측정해야하고, 또 다른 한편으로는 신호센서와 충분히 멀리 두어 측정하려는 뇌자도 신호성분이 포함되지 않도록 해야한다[2]. 또, 땀물이 전류에 의한 자기잡음의 경우는 주파수 의존성을 갖는다.

널리 사용되는 소프트웨어에 의한 배경잡음제거 방법에는 합성미분계, 시간영역 적응필터링, 주파수영역 적응필터링이 있으며, 이들은 센서의 배치와 잡음원의 주파수 의존 정도에 따라 그 효과에 있어서 서로 다른 특징을 가진다. 그러므로 효과

적인 배경 잡음 제거를 위해서는 시스템과 주변 배경잡음의 특성을 파악하여 잡음제거 방법을 적용해야한다.

이 논문에서는 우리가 개발한 37채널 반구형 자력계 시스템에 대하여 상기의 세 가지 소프트웨어적 배경잡음제거 방법들을 적용하여 배경잡음 제거 결과를 비교하고, 각각의 방법의 장단점과 현재의 뇌자도 시스템의 잡음특성 파악 및 효과적인 배경잡음 제거에 대해서 논의한다.

37채널 반구형 자력계

우리가 뇌자도 측정용으로 설계 제작한 반구형 37채널 자력계는 이중이완발진을 이용한 스쿼드(DROS; Double Relaxation Oscillation SQUID) 센서를 사용하며, 신호채널 37개와 기준채널 11개로 이루어져있다[3]. 37개 신호채널의 센서지지대는 반구형으로 제작되었는데, 센서배치면의 곡률은 반경 125 mm이며, 센서간 평균간격은 26 mm이고, 전체 측정면적은 직경 180 mm으로 구 표면에 수직인 자기장을 측정하도록 하고, 37채널의 중심에서 5~9 cm 위에 11개의 기준채널을 x, y, z 방향으로 배치하였다. 11개의 기준채널 중 서로 수직인 3개 (채널번호: 38, 39, 40)를 사용하여 한 개의 기준벡터자력계를 구성하였다(그림 1a). 센서 냉각을 위한 듀아는 비자성 fiberglass reinforced plastic (FRP) 튜브를 사용하여 제작하였고, 듀아의 용량은 약 30리터로서 센서 인서트 삽입된 상태에서 액체헬륨 증발율은 약 4 L/d이다. 듀아지지대는 상하이동 및 기울임이 가능하도록 하였으며 비자성 재료를 사용하여 제작하였다. 지지대의 상하 이동거리는 약 90 cm 이고, 좌우로 45°정도 기울일 수 있다. 듀아의 밑면 역시 센서 배치면과 같은 곡률이고, 실험대상자는 그 곡면에 머리를 가능한 밀착한 위치에서 뇌자도를 측정한다(그림 1b). 그림 1c의 인서트에는 듀아 목부분에서 상온으로부터 유입되는 복사열을 차단시키기 위해 radiation baffle을 설치하였고, 열전도도가 작으면서 기계적 강도가 우수한 FRP 튜브를 사용하여 인서트를 구성하였다. 또한 증발되는 차가운 헬륨가스를 이용하여 듀아 목부분의 신호선과 인서트를 냉각시키도록 하였다. 한편 인서트의 수축과 팽창에 따른 길이변화와 진동제거를 위해 슬라이딩 장치와 스프링을 사용하였다. 배선은 열전달률이 적은 망가닌선을 사용하였으며 모든 신호선은 자기잡음 유입을 막기 위해 쌍으로 꼬아서 사용하였다.

소프트웨어적 잡음제거방법

합성 미분계

자기 신호원의 위치를 원점으로 할 때 37채널 신호센서의 위치를 \vec{r}_{si} (i ; 채널번호), 센서의 방향을 \vec{P}_i , 기준벡터자력계의 중심위치를 \vec{r}_n , 위치 \vec{r} 에서의 자기장을 $\vec{B}(\vec{r})$ 라고 하면, 신호센서의 출력은 $S_i = [\vec{P}_i \cdot \vec{B}(\vec{r}_s)]$ 이다. 1차 합성 미분계는 기준벡터자력계의 신호센서의 방향성분을 신호센서에서 빼

주어 구성할 수 있다. 따라서, 1차 합성 미분계의 출력은

$$g_{1i} = S_i - \vec{P}_i \cdot \vec{B}(\vec{r}_r) = [\vec{P}_i \cdot \vec{B}(\vec{r}_{si})] - \vec{P}_i \cdot \vec{B}(\vec{r}_r) \quad (1)$$

으로 주어지고, $g_{1i} \approx -\frac{(n+1)|\vec{r}_{si} - \vec{r}_r|}{r_{si}^{n+1}}$
 $\approx (n+1)B \frac{|\vec{r}_{si} - \vec{r}_r|}{r_{si}^n}$ (여기서 $B \propto \frac{1}{r_{si}^n}$)이므로,
 $|\vec{r}_{si}| \gg |\vec{r}_{si} - \vec{r}_r|$ 인 잡음의 경우는 $|\vec{r}_{si}| \sim |\vec{r}_{si} - \vec{r}_r|$ 의 신호의 경우보다 현저히 감소하는 효과를 볼 수 있다[7]. 이것은 공간적인 필터링에 해당하며, 측정 센서시스템에서 멀리 떨어진 배경잡음원에 의한 자기장을 제거하는 효과를 준다. 신호센서와 기준센서의 거리 $|\vec{r}_{si} - \vec{r}_r|$ 를 baseline이라고 하며, 배경잡음이 제거되지 않는 신호 측정 공간의 크기는 baseline의 크기에 비례한다. 1차 합성 미분계 외에도, 기준센서의 수를 늘려서 2차 경사자계, 3차 경사자계를 측정가능하며, 이를 각각 2차, 3차 합성 미분계라고 한다. 미분계의 차수가 높아질수록, 공간필터링의 경계가 날카롭게 결정되므로, 배경잡음을 공간적으로 특정하여 제거하는 것이 가능하다. 단, 측정값 자체가 자기장이 아닌 2-3차의 경사자계로서, 기준센서들의 배치에 따라서 측정 신호가 왜곡되므로, 이를 추가적으로 보정해 주어야 한다. 이 논문에서는 기준센서 3개를 사용한 1차 합성 미분계를 적용한다[4].

시간영역 적응필터링

적응필터링(adaptive filtering)은 보통 시간영역에서의 기준센서들의 신호에 대한 신호센서 신호의 선형회귀법에 의한 fit이다. 즉, 기준센서들에서 측정된 시계열들의 선형결합과 신호센서에서 측정된 시계열간의 차이의 분산이 최소가 되도록 선형결합 계수(적응계수)를 구하는 것이다. 이것은 신호센서의 이산 시계열을 $B_{sig,t}$ (t; 시간 index), i 번째 기준센서의 시계열 및 적응계수를 각각 $B_{ref,i,t}$ 와 a_i 라고 할 때, 다음과 같은 수식으로 표현할 수 있다[2].

$$\frac{\partial}{\partial a_i} \sum_t (B_{sig,t} - \sum_i a_i B_{ref,i,t})^2 = 0 \quad (2)$$

이 식을 행렬형식으로 나타내면, $b_i = \sum_t (B_{sig,t} B_{ref,i,t})$, $X_{ij} = \sum_t (B_{ref,i,t} B_{ref,j,t})$ 일 때, 적응계수 벡터 \mathbf{a} 는 $\mathbf{a} = \mathbf{X}^{-1} \mathbf{b}$ 로 표현 가능하다. 우리의 1차 합성 미분계 배치에서 이상적으로 구해진 a_i 는 벡터기준센서들의 방향 및 gain의 보정에 해당한다.

주파수영역 적응필터링

좀 더 엄밀한 배경잡음의 제거를 위해서 주파수 영역에서

적응필터링을 수행하는 방법이 있다[5]. 본래 주파수 의존성을 갖는 잡음원은 물론, 앞서 언급한 바와 같이 센서 근처의 금속 등이 존재할 경우에도 외부의 자장변화에 따른 맴돌이 전류에 의한 잡음 자장이 형성되는데, 이것 역시 주파수 의존성을 갖는 잡음원으로 작용한다. 이러한 잡음은 주파수 영역의 적응필터링을 통해 각 주파수 별로 제거하는 것이 가능하다. 이 방법은 주파수 영역의 신호양상을 보기 위해서, 신호 및 기준센서의 시계열 신호를 적당한 창(예: hanning window)을 통하여 푸리에 변환한다. 변화하는 주파수 잡음 양상을 보기 위하여 긴 시간 동안의 시계열을 짧게 여러 개의 윈도우로 나누어 변환한 후, 주파수 영역에서 평균함으로써, 배경잡음원의 주파수 특성을 구한다. 이렇게 구해진 신호센서와 i 번째 기준센서의 주파수 영역 복소신호를 각각 $B_{sig}(f)$ 와 $B_{ref,i}(f)$ 라고 하면, 신호센서에 대한 기준센서의 최적 주파수 반응 적응함수 $G_i(f)$ 는 다음의 식에 의해 구할 수 있다.

$$\frac{\partial}{\partial G_i^*(f)} (\sum_j G_j(f) B_{ref,j}(f) - B_{sig}(f))^* (\sum_j G_j(f) B_{ref,j}(f) - B_{sig}(f)) = 0 \quad (3)$$

여기서 *는 complex conjugate를 뜻한다. 이 최소화 문제를 행렬형식으로 표현하면, $\mathbf{u}_i = B_{ref,i}^*(f) B_{sig}(f)$, $S_{ij} = B_{ref,i}^*(f) B_{ref,j}(f)$ 일 때, 최적 주파수 반응 적응함수 벡터 \mathbf{g} ($g_i = G_i(f)$)는 $\mathbf{g} = \mathbf{S}^{-1} \mathbf{u}$ 로서 표현 가능하다.

자기배경잡음 측정

자력계 시스템을 자기차폐실 안에 설치하여 배경잡음을 측정하였으며, 차폐실 중앙에서의 자기차폐율은 0.01 Hz에서 200 내외이고, 1 Hz에서의 차폐율은 1000 내외, 10 Hz에서는 방향에 따라 차이는 있으나 10,000~100,000의 값을 가진다. 한편 직류지구자장에 대한 차폐율은 보통 1,000 정도의 값을 가진다. 스쿼드 센서에서의 신호는 전단증폭기를 통하여, 0.5 Hz의 고역통과필터 및 100 Hz 저역통과 필터를 통하여, 컴퓨터의 데이터 수집 보드에서 500 Hz 샘플링으로 16초간 측정되었다. 주파수영역 적응필터링에서의 최적 주파수 반응 적응함수는 1초 동안의 시계열을 하나의 윈도우로 하여 Hanning 창을 통해 푸리에 변환한 것을 16개 평균하여 구하였다. 최적 주파수 반응 적응함수의 경우, 배경잡음의 주파수 특성은 시간에 따라 바뀌므로 너무 긴 시간 측정해서 구하면 오차가 커지는 한편, 너무 짧은 시간 동안의 측정결과로부터 구하면 신호와 배경잡음의 주파수 특성이 충분히 구분되지 않으므로 신호까지 제거되어 SN비가 떨어진다[6]. 따라서, 측정 상황에 따라 최적의 시간간격이 있으며, 우리 상황에서는 약 16 초였다.

그림 2에 각 방법에 의한 배경잡음 제거효과 스펙트럼을 보였다. 주파수영역 적응필터링과의 비교를 위해서 자력계, 합성 미분계, 시간영역 적응필터링 방법에서의 잡음 스펙트럼은 1초

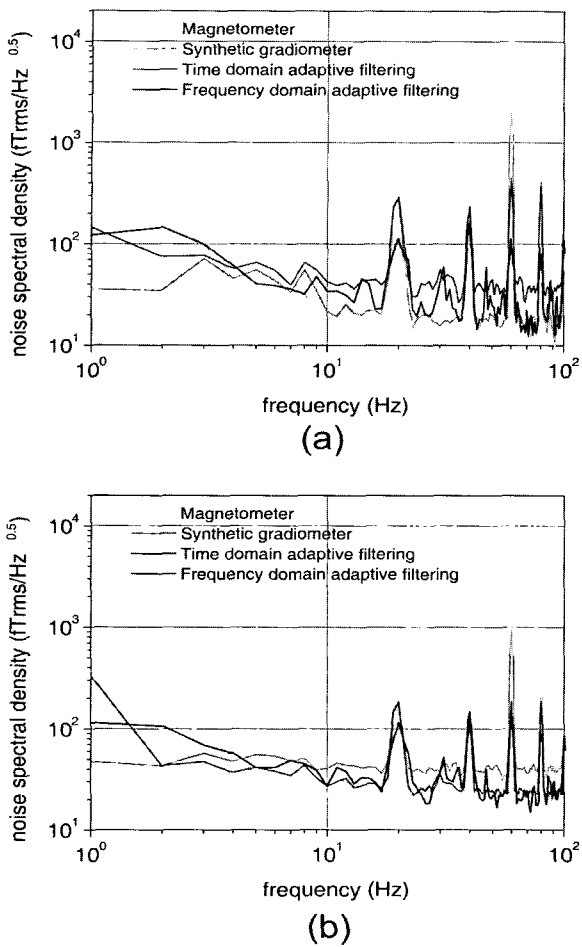


그림 2. 각각의 방법에 따른 자기 배경잡음의 제거효과: (a) 자기차폐실 내부에서의 제 1 신호센서에서의 측정 결과(신호-기준 센서간 거리: 76 mm) (b) 37 채널 전체 센서에 대한 평균 결과
 Fig. 2. Magnetic background spectrum and the noise cancellation effect by applying the respective methods in a magnetic shielding room: (a) The result for the sensor No.1, the baseline of which is 76 mm (b) The average result for the 37 channels

의 윈도우 16개의 평균으로 나타내었다. 즉, 연속된 16초간의 신호평균 결과이다. 배경잡음 제거효과는 센서 제작 공정상 결정되는 특징적 백색잡음의 레벨차이와 위치 및 방향에 따른 진동 잡음 피크의 크기차이를 제외하면 37채널 모든 센서에서 비슷한 양상을 보였다(그림 2b). 벡터기준센서를 사용한 잡음 제거 방법은 독립적인 신호채널 각각에 대해 적용되므로, 대표적인 채널 하나를 대상으로 각 방법들의 특징을 살펴보았다. 그림 2a는 반구 중앙에 위치한 센서(센서번호: 1)에 대한 측정 결과이고, 이 센서의 벡터기준센서에 대한 baseline은 약 76 mm 이다.

배경잡음 제거 결과 및 토의

그림 2에서 보이는 바와 같이 자기차폐 환경에서의 37채널

자력계 시스템의 배경잡음은 1-60 Hz영역에서는 20 Hz, 40 Hz에서 나타나는 진동 성분을 제외하면 거의 평탄함을 볼 수 있다. 1-60 Hz 영역의 평탄한 특성의 잡음은 센서자체의 잡음을 제외하면 대부분 건물의 진동에 의한 것임이 알려져 있다 [2]. 세 가지 배경잡음 제거 방법들의 수행 결과 공통적으로, 1-4 Hz 의 저주파 영역에서는 수 배, 60 Hz 전원 노이즈에서는 8-150배 정도의 잡음 제거효과가 있는 반면, 이 외의 대부분의 영역에서는 잡음이 오히려 더 증가하였음을 관찰할 수 있다. 잡음이 더 증가하는 이유는 세 가지로 생각해 볼 수 있다. 첫 번째는 기준센서 자체가 생성하는 잡음으로서, 외부의 배경잡음과 상관없으므로 제거방법들을 적용할 때 가산된다. 두 번째는 baseline 설정에서 벗어난 배경잡음에 의한 효과이다. 다시 말하면, 신호센서와 기준센서의 거리가 너무 멀어서, 신호와 기준센서에서 측정된 두 개의 배경잡음 시계열에 상관성이 없는 경우이다. 그림 3은 이런 상황을 보여주는 것으로, baseline이 서로 다른 4개의 센서(1번, 6번, 16번, 33번)에 대해서 합성 미분계와 자력계의 5 - 15 Hz 사이의 rms 잡음비를 비교한 것이다. baseline이 증가함에 따라 배경잡음 제거 오차가 커지는 것을 관찰할 수 있다. 세 번째는 신호센서와 기준센서의 상대적인 위치 자체가 진동에 의해 변화할 경우이다. 우리 장치의 경우에 그림 1c에서 보이는 바와 같이 신호 센서가 부착된 구면과 기준센서가 부착된 평면이 외경이 약 8 mm 인 4 개의 FRP 관으로 지지되는데, 이 지지대가 진동할 경우 경사각이 강한 외부의 잡음자장이 측정될 때, 극단적인 경우 신호센서와 기준센서의 진동신호 위상차가 정반대가 될 수 있고, 이 경우에 배경잡음 제거방법들을 적용하면 오히려 신호센서와 기준센서의 진동신호가 가산되어 잡음 피크가 증가할 수 있다. 그림 2a의 20 Hz와 40 Hz, 80 Hz 피크에서 각 방법의 자력계 신호에 대한 잡음비를 살펴보면 그림 4와 같다. 주파수 영역 적응필터링의 경우 각각의 주파수에 대해 독립적으로 적응계수를 결정하므로 잡음 피크가 감소하지만, 감산시의 계수가 고정되어있는 합성미분계나 가장 유력한 잡음 성분(60 Hz 전원 노이즈)의 제거를 기준으로 적응계수를 결정하는 시간영역 적응필터링의 경우에는, 진동신호의 위상차이에 따라 기준센서의 진동까지 가산되어, 잡음피크의 크기가 증가함을 예상할 수 있다. 즉, 이 잡음 피크들은 지지대의 진동 잡음과 그 고조파 피크들로 볼 수 있다.

실험결과 관찰 할 수 있는 각각의 방법들의 장단점을 정리하면 다음과 같다.

합성 미분계

신호-기준 센서간의 상대적인 방향 및 거리(baseline), 센서 gain이 잘 정의된 경우, 신호에서 기준신호를 그대로 빼주므로, 지배적 주파수 성분(전원잡음)의 영향을 받지 않는다. 따라서, 직류 및 저주파 영역의 잡음제거에 탁월하다(그림 2). 단, 정확한 방향 및 센서 gain이 정의되지 않았을 때는 common-mode vector라고 하는 오차 잡음 성분이 생긴다[7]. common-mode vector를 0으로 만들기 위해서는 1차 합성 미분계

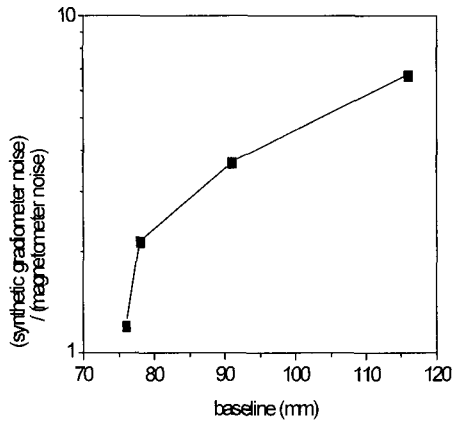


그림 3. 합성미분계 적용시의 baseline 증가에 따른 잡음 레벨의 증가
Fig. 3. Degradation in background noise levels according to increasing the baseline in the synthetic gradiometer configuration

의 경우 균일한 자장을, n차 합성 미분계의 경우 (n-1)차의 균일한 경사자계를 외부에서 직교하는 모든 방향에서 가하여 보정해야만 한다. 또한, 합성 미분계의 차수 보다 잡음원이 발생하는 경사자계의 차수가 높은 경우, baseline이 증가함에 따라 근사 오차가 커지므로, 그림 3에 보인바와 같이 baseline이 증가할수록 배경잡음 레벨도 증가하게 된다.

시간영역 적응필터링

통계적 선형회귀에 의해 신호에서 기준잡음과 가장 비슷한 형태의 성분을 빼주도록 하므로, 합성 미분계의 배치에서 적응필터링을 적용할 경우 common-mode vector를 최소화하는 효과가 있다. 하지만, 기준센서 자체의 노이즈가 클 경우에는 이 노이즈가 선형회귀 과정에서 증폭되어 전체적으로 잡음레벨을 올리는 경우가 있다. 그리고 그림 2의 실험 상황처럼 전원잡음이 지배적일 경우, 이 주파수 성분 위주로 선형 회귀하여 적응계수를 구하게 되므로 직류 및 저주파 성분 등 다른 주파수의 잡음 레벨이 증가한다.

주파수영역 적응필터링

각각의 주파수성분에 대해 독립적으로 주파수 반응 적응함수를 구하므로, 신호 중에 지배적인 주파수성분의 배경잡음(전원잡음)이 있고 이것을 제거하기 위한 연산을 하더라도 다른 주파수성분은 영향을 받지 않는다. 특히, 연속된 윈도우들의 주파수 성분을 평균하는 동안 변화가 없는 주파수 성분(피크 크기의 표준편차가 작은 성분)만을 독립적으로 제거할 수 있고, 다른 주파수 성분에서의 기준센서 자체잡음이 더해지지 않으므로 효과적이다. 같은 이유로, 주파수 독립적인 적응함수의 적용은 앞서 언급한 센서지대대의 진동잡음 제거에 비교적 좋은 효과를 보인다(그림 4). 또한, 센서 시스템에 근접한 금속물질

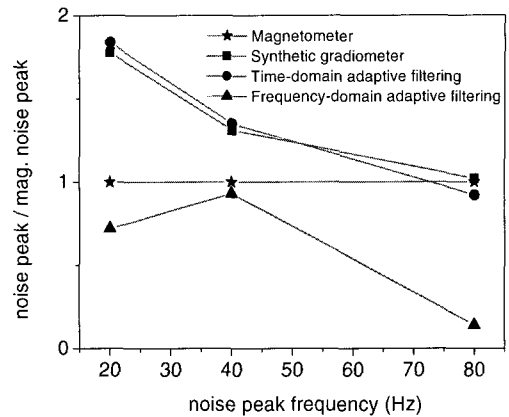


그림 4. 지시대 진동잡음 주파수에서의 자력계 피크에 대한 각 방법의 피크 크기 비교

Fig. 4. Noise peak magnitudes normalized by magnetometer noise peak in the respective methods at the frequencies of vibration noise peaks

에서 발생하는 맴돌이 전류에 의한 자기잡음의 경우, 방향에 따른 자기잡음의 크기 변화가 주파수에 의존하여 서로 다르게 변화하는데, 이 경우 주파수영역 적응필터링을 적용하면 유리하다.

단점으로는 주파수 독립적인 조작으로 인한 결과신호에서의 신호왜곡이 있는데, 특히 평균되는 윈도우의 개수와 제거하려는 잡음피크의 선택기준(표준편차)이 적당하게 설정되지 않은 경우에 발생한다. 방법의 원리를 살펴보면 적응함수 결정을 위해 평균하게되는 시간동안 편차가 없이 지속적으로 나타나는 주파수 피크를 주파수 독립하게 제거하는 것이다. 즉, 적응함수 결정을 위한 시간을 짧게 하여, 넓은 주파수 영역에서의 대부분의 피크가 제거대상으로서 결정되는 경우, 이 영역에 신호성분이 포함되면, 신호성분 중 주파수 영역에서 지속적 피크형태로 나타나는 성분이 제거되므로 신호 모양의 왜곡을 가져올 수 있다[6].

고 찰

이같은 논의로부터, 현재 37 채널 자력계 시스템 상황에서 전원잡음과 지시대 진동잡음을 제외한 대부분의 배경잡음은 센서자체의 잡음 및 설정된 baseline 내부의 잡음일 가능성이 많으므로, 특정 소프트웨어 제거 방법의 무조건적인 적용은 오히려 잡음레벨을 올리는 결과를 야기한다. 실제로 상용화 장비인 캐나다 CTF사의 헬멧형 64채널 장비의 잡음성능 분석에 대한 보고에서도 고성능 자기차폐실 내부에서의 1 Hz 이상에서의 측정능 자력계 센서 자체의 잡음에 의해 제한되므로 합성미분계의 적용이 무의미함을 언급하고있다[10].

따라서, 우리의 시스템을 사용하여 뇌자도를 측정할 경우,

전원잡음 및 특징적인 지지대 진동잡음처럼 특정 주파수에서의 피크형태로 나타나는 잡음은 주파수영역 적응필터링에 의해서 신호성분의 왜곡 없이 제거될 수 있지만, 그 외의 주파수영역에서의 배경 잡음의 제거는 수행하려는 실험의 특성에 따라 방법을 선택적으로 혹은 상호 보완적으로 적용해야 한다는 결론을 얻을 수 있다.

뇌자도 임상 실험의 두 가지 예를 들어보자. 첫 번째는 간질원점의 국지화 문제이다. 간질원점은 간질극파로부터 국지화하는데, 간질극파는 간헐적, 자발적으로 생성되는 뇌파이므로 신호의 평균이 불가능하지만, 그 크기가 1 pT 정도로 비교적 큰 편이고 주파수 대역이 θ 파 영역(3-8 Hz)이므로, 현재 시스템의 배경잡음 레벨에서 충분히 측정 가능하다. 단, 국지화를 위해서는 신호원점(0-level)이 중요하므로, 신호원점의 드리프트 등 저주파 잡음을 제거하기 위해 합성미분계를 적용하는 것이 효과적이다. 정리하면, 이 경우에는 합성미분계를 사용하여 저주파가 제거된 신호에 주파수영역 적응필터링을 다시 적용하는데, 적응함수 결정 시간을 충분히 길게 하여, 지속적으로 나타나는 전원 및 진동 피크잡음만을 제거하는 것이 효과적일 것이다. 두 번째는 자극유발 신호의 국지화 문제이다. 자극 유발 신호는 외부자극에 대해서 항상 일정한 간격 후에 반응신호가 생성되므로 트리거링에 의한 신호의 평균이 가능하다. 대표적인 자극유발 뇌자도 신호인 청각유발 신호 피크 N100m의 경우 주파수는 5-16 Hz 정도이고, 크기는 수십에서 수백 fT 정도로 나타난다. 이 주파수 영역에서의 배경자기잡음은 그림 2에서 약 $20 \text{ fT}_{\text{rms}}/\sqrt{\text{Hz}}$ (16회 평균 결과) 정도로서, 잡음은 신호평균회수의 제곱근에 반비례하여 감소하므로, 100회 정도의 신호평균은 $8 \text{ fT}_{\text{rms}}/\sqrt{\text{Hz}}$ 으로 배경잡음을 감소시킬 수 있다. 하지만, 소프트웨어적 배경잡음제거방법을 사용하면 오히려 관심 주파수 영역에서의 배경잡음 레벨이 올라가서 신호 측정을 어렵게 한다. 즉, 이 경우에는 기준센서들을 이용한 소프트웨어적 배경잡음제거법 이외에, 주요소제거법[8]과 같은 유발신호 및 자발신호의 특성을 이용한 방법을 사용하는 것이 효과적이다. 신호원점의 결정 또한 독립성분분리를 이용한 방법[9]을 사용하는 것이 더 유용하다.

결 론

뇌자도 센서 시스템에 일반적으로 사용되는 기준센서를 이용한 소프트웨어적 배경잡음방법들을 각각 살펴보고, 제작한 37채널 반구형 자력계 시스템에 적용하여 각각의 방법에 대한 장단점과 그 효과를 논의하였다.

보통 상용장비에서의 합성미분계 및 적응필터링의 적용은 비차폐환경 및 준차폐환경에서의 자기잡음 제거에 효과적이고 [6,7], 외부 잡음자장의 차폐가 잘 이루어진 시스템의 1 Hz 이상의 잡음은 대부분 센서 자체의 잡음뿐이므로 소프트웨어적 잡음제거 방법의 효과가 거의 없는 것으로 알려져 있다[10]. 결국 소프트웨어적 잡음제거 방법의 효용성은 시스템의 자기차폐환경과 밀접한 연관이 있다. 잡음제거방법들을 우리의 자력

계 센서 시스템에 적용한 결과, 현재 자기차폐환경에서의 잡음은 전원잡음과 듀아 내부의 센서 지지대 진동 잡음을 제외하면 센서 자체의 잡음이었으며, 자기차폐가 충분히 잘 이루어진 시스템임을 검증할 수 있었다.

현재 시스템에서의 효과적 잡음제거를 살펴보면, 우선 전원잡음과 본 시스템의 구조상 발생하는 센서 지지대 잡음 등 특정 주파수에서의 피크형태로 나타나는 잡음은, 주파수 영역 적응 필터링에 의해서 해당 피크 주파수 성분만 선택적으로 제거 가능하다. 하지만, 이 외의 주파수 영역에서 측정되는, 센서 자체의 잡음과 설정 baseline 내부의 잡음원에 의한 잡음은 소프트웨어적 방법 적용 시 오히려 잡음레벨을 증가시킨다. 특히, 시간영역 적응필터링은 유력한 잡음피크가 존재할 때, 유력한 잡음을 기준으로 잡음을 제거하여 주파수영역 대부분의 잡음레벨을 증가시키므로 본 시스템에는 적당하지 않다. 단, 합성미분계의 경우는 건물 진동 등의 저주파영역($< 2 \text{ Hz}$)의 외부 진동잡음제거에 효과적이므로 간질극파 측정과 같은 장시간 기록에서의 저주파 drift를 제거하는데 이용 가능하다.

보통 소프트웨어적 방법의 선택적인 적용에 대한 논의는, 외부 잡음의 상황이 안정되어 있는가 혹은 시간에 따라 변화하는가에 따라서 합성미분계를 사용할 것인가, 적응필터링을 사용할 것인가의 문제와 신호의 공간적 범위를 결정하는 기준센서의 차수 선택 문제에 한정되어왔으나[7], 현재의 시스템과 같은 잡음상황에서는 측정하려는 임상 뇌자도 신호의 크기 및 주파수 특성에 따라서도 선택적 혹은 상호보완적으로 배경잡음 제거방법을 적용하는 것이 효과적이라는 결론을 얻었다.

참 고 문 헌

1. D. Cohen, "Magnetoencephalography: Detection of the brain's electrical activity with a superconducting magnetometer", *Science*, Vol. 175, pp. 664-666, 1972
2. P.J. M. Woeltgens, R.H. Koch, "Magnetic background noise cancellation in real-world environments", *Review of Scientific Instruments*, Vol. 71, No. 3, pp. 1529-1533, 2000
3. Y.H. Lee, et al., "A multichannel SQUID magnetometer system based on double relaxation oscillation SQUIDS", To appear in *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, 2003
4. W. Becker, V. Diekmann, R. Juergens, C. Kornhuber. "First experiences with a multichannel software gradiometer recording normal and tangential components of MEG", *Physiol. Meas.*, Vol. 14, pp. A45-A50, 1993
5. M. Bick, K. Sternickel, G. Panaitov, A. Effern, Y. Zhang, H. J. Krause, "SQUID gradiometry for magnetocardiography using different noise cancellation techniques", *IEEE Trans. Appl. Supercond.* Vol. 11,

- No. 1, pp.673-676, 2001
6. M. Bick, F. Panaitov, M. Schiek, Y. Zhang, H. J. Krause, "*Adaptive frequency dependent gradiometry applied to SQUID magnetocardiography*", To be published on IEEE Trans. Appl. Supercond.
 7. J. Vrba, SQUID Sensors: Fundamentals, Fabrication and Applications, Kluwer Academic Publishers, pp. 117-178, 1996
 8. T. Kobayashi and S. Kuriki, "*Principal component elimination method for the improvement of S/N in evoked neuromagnetic field measurements*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 46, p.p. 951-957, 1999
 9. K. Kim, et al., "*Partial Principal Component Elimination Method and Extended Temporal Decorrelation Method for the Exclusion of Spontaneous Neuromagnetic Fields in the Multichannel SQUID Magnetoencephalography*", To be published on Progress in Superconductivity.
 10. J. Vrba, et al. "*Whole Cortex 64 Channel System for Shielded and Unshielded Environments*", The 9th International Conference on Biomagnetism, Vienna, Aug 14-20, 1993