J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 25, No. 6, 575-580, 2004

뇌자도에서 전체 평균과 이를 이용한 해부학적 위치 추정

권혁찬, 김기웅, 김진목, 이용호, 박용기

한국표준과학연구원 생체자기계측센터
(2004년 6월 21일 접수, 2004년 12월 16일 채택)

Grand Average in MEG and Crude Estimation of Anatomical Site

H. Kwon, K. Kim, J.M. Kim, Y.H. Lee, Y.K. Park

Biomagnetism Research Center, Korea Research Institute of Standards and Science
(Received June 21, 2004. Accepted December 16, 2004)

요 약 : 본 연구에서는 뇌자도 신호의 전체 평균을 구하고 표준뇌를 이용하여 전류원의 해부학적 위치를 대략적으로 추정하는 방법을 제시하였다. Minimum norm estimation 알고리듬과 truncated singular value decomposition을 이용하여 측정된 신호를 재현할 수 있는 전류원 분포를 구하고, 이 전류원에 의해 표준 센서면에서 측정될 것으로 예상되는 신호로 변환한 다음 모든 피실험자에 대한 전체 평균을 구하였다. 모의 실험에서는 서로 다른 위치에서 측정된 피실험자의 뇌자도 신호의 전체 평균에서 얻은 전류원이 각 피실험자의 뇌자도 신호에서 얻은 전류원의 평균값과 수 mm 이내에서 일치하였다. 이는 신호가 미약하더라도 활동 부위의 평균적인 위치를 전체 평균에서 알 수 있음을 보여주며 청각 자극에 대한 N100m 신호의 전류원을 구하여 실험적으로 확인하였다. 또한 이 결과는 전체 평균에서 구한 활동부위의 전류원 정보를 N100m의 전류원을 기준점으로 표준뇌에 대략적으로 표시할 수 있음을 보여준다.

Abstract : In this work, a method is presented to find an anatomical site of a current source crudely in a standard brain using grand average of MEG data. Minimum norm estimation algorithm and truncated singular value decomposition were applied to calculate the distributed sources that can reproduce the measured signals. Grand average over all subjects was obtained from the transformed signals, which would be detected in a standard sensor plane by the obtained distributed current sources. In the simulation study, it was shown that the localized dipole using the grand average is consistent with the mean location of localized dipoles of all subjects within several mm even with large inter-individual differences of sensor positions. This result suggests that the mean location of low level signal source can be estimated as a dipole source in grand average and it was confirmed in the localization of the current source of N100m. when the localized dipole is registered on a standard brain. This result also suggests that the activity region obtained from grand average can be crudely estimated on a standard brain using the source location of the N100m as a reference point.
Key words : Magnetoencephalography, Minimum norm estimation, Grand average, Standard brain, Auditory cortex, Anatomical site

서 론

뇌자도는 뇌신경세포에 흐르는 신경 전류에 의해 발생되는 자기 신호로서 다채널 센서로 뇌자도의 공간적 분포를 측정하면 이로부터 활동 전류에 대한 정보를 알 수 있다[1]. 뇌자도 신호의 크기는 지자기나 전력선과 같이 주변에서 발생되는 환경 자기잡음에 비해 매우 작기 때문에 일반적인 자기 센서로는 측정이 어렵지만 고감도 센서인 초전도 양자간섭장치(superconducting quantum interference device: SQUID)와 자기차폐기술을 이용하면 측정이 가능하다.

본 연구는 과학기술부의 연구비 지원(국가지정 연구실 사업)으로 수행되었습니다.
통신저자 : 권혁찬, (305-340) 대전광역시 유성구 도룡동 1번지
한국표준과학연구원 생체자기계측센터
Tel. 042-868-5629, Fax. 042-868-5290
E-mail. hckwon@kriss.re.kr

산소 대사량이나 혈류를 측정하는 fMRI(functional magnetic resonance imaging)와 PET (positron emission tomography)가 뇌의 활동을 간접적으로 관찰하는데 비해 뇌자도는 뇌전도처럼 ms의 시간분해능으로 신경 전류의 변화를 직접 측정한다. 또한 머리가 자기적으로 투명하기 때문에 전기전도도의 불균일에 의한 신호의 왜곡이 뇌전도보다 훨씬 작아 전류원의 공간적 정보를 비교적 정확하게 제공하며 공간적으로 머리에서 떨어진 위치에서 비접촉·비침습적으로 측정이 가능한 장점을 가진다. 다채널 장치로 측정된 뇌자도 신호의 공간적 분포로부터 신경 전류의 정보를 구하기 위해서는 임의의 전류원과 도체의 모델로부터 센서에서 측정되는 자장의 크기를 계산하여 그때의 자장분포가 측정된 자장분포와 가장 근사하도록 전류원을 결정한다. 이때 일반적으로 구형의 도체 내부에 있는 1개 또는 수개의 쌍극자 전류원으로 모델링하지만 자극의 형태에

따라 도체 내부에 넓게 분포된 전류원으로 추정하기도 한다. 또한 피실험자의 MRI 영상에 전류원의 위치를 표시하면 전류원의 해부학적 정보를 얻을 수 있다. 그러나 인지 기능 연구에서는 자극에 대한 신호가 작아 피실험자의 자장 분포로부터 전류원의 정보를 파악하기 어려운 경우가 많다.

뇌의 활동을 측정하여 뇌기능을 연구하기 위해서는 자극에 대한 피실험자의 반응을 측정하고 MRI 영상과 결합하여 얻은 전류원의 해부학적 위치를 찾아 다수의 피실험자에 대해 공통적으로 활성화된 부위를 찾는 것이 일반적인 방법이다.. 이는 자극마다 인지하는 시점이 다르고 같은 자극이라도 피실험자마다 달라질 수 있기 때문에 결과의 통계적 신뢰도를 높이기 위함이다. 특히 신호의 크기가 작은 경우 모든 피실험자의 신호에 대한 전체 평균을 분석하면 서로 다른 조건에서의 측정결과를 비교하는데 유용하게 사용될 수 있다. 뇌전도의 경우 머리의 크기에 관계없이 전극의 위치가 표준화되어 있기 때문에 각 전극에서의 신호를 모든 피실험자에 대해 평균한 전체 평균(grand average)을 구할 수 있다. 하지만, 뇌자도 신호는 크기나 모양이 센서의 위치와 방향에 따라 달라지기 때문에 뇌전도와 같은 방법을 적용할 수 없다. 따라서 모든 피실험자에 대해 동일한 조건의 센서 배치가 필요한데 머리 전체를 측정할 수 있는 전두형 시스템 (whole-head system)에서는 측정시 피실험자의 머리가 센서에 대해 가능한 한 같은 위치에 놓이도록 하는 방법이 사용될 수는 있지만[2] 본 연구에 사용된 것과 같이 머리 일부분만을 측정할 수 있는 평면형 듀아에서는 사용하기 어렵다. 또다른 방법으로는 센서 배치가 다른 조건에서 측정된 신호를 센서 배치가 같은 조건에서의 신호로 변환하는 방법을 생각할 수 있는데 이는 센서 배치가 서로 다른 시스템에서 측정된 심자도 신호를 비교하기 위해 활용된 적이 있으며[3], 전두형 뇌자도 시스템에도 적용된 결과가 보고된 적이 있다[4].

본 연구에서는 신호 변환 방법을 이용하여 뇌자도에서 전체 평균을 계산하고 이로부터 구한 전류원의 해부학적 위치를 표준뇌에서 추정하는 방법을 제시하고 모의 실험과 청각유발신호의 전류원 분석을 통하여 유용성을 검증하였다. 모의실험에서는 서로 다른 위치에서 측정된 뇌자도 신호를 표준 센서면에서의 신호로 변환한 다음 모든 피실험자에 대해 전체평균을 구하였으며, 잡음의 영향에 따른 전체 평균의 특성을 조사하였다. 또한 청각 자극에 대한 뇌자도 반응을 측정하여 N100m의 전류원 정보를 구하고 전체평균에서 구한 전류원의 위치를 표준뇌에 표시하는데 기준점으로 이용할 수 있는 지를 확인하였다.

뇌자도 신호 변환 및 전체 평균 계산 방법

1. 측정장치

뇌자도는 본 연구실에서 개발된 40 채널 SQUID 시스템을 이용하여 자기 차폐실내에서 측정하였다. 이 시스템에는 듀아 바닥에 평행한 접선 방향의 두 직교 성분을 측정하는 각 20 개씩의 검출코일이 약 25 mm 간격으로 배치되어 있고 사각형의 측정 범위는 한 변이 100 mm 정도이다[5]. 미분형 검출코일의 baseline은 40 mm이고 검출코일의 중심은 듀아 바깥면에서 24 mm 떨어져 있다. 자장의 방사형 성분(radial component)을 측정하면 전류원의 바로 위에서 신호의 크기가 0이 되는 자장 분포를 갖지만, 접선 성분의 자장 분포에서는 전류원의 바로 위에서 신호의 크기가 최대값을 가지기 때문에 측정 범위가 좁아도 자장분포로부터 전류원의 위치를 직관적으로 쉽게 추정할 수 있는 장점을 가진다[6].

2. 뇌자도 측정

피실험자는 청력에 이상이 없고 뇌질환의 병력이 없는 건강한 남자 9명 (24-31 세, 평균: 29세)에 대해 오른쪽 귀에 1 kHz의 청각자극을 170 ms 동안 가했을 때 자극 제시 전 0.2 초부터 0.7 초 동안 왼쪽 측두엽에서 발생되는 청각유발자장 신호를 측정하였다. 실험전에 대상자에게 실험의 목적과 내용을 충분히 설명하고 자발적인 동의를 얻었다.

측정시 듀아의 중심이 대략적으로 피측정자의 왼쪽 측두엽 위에 위치하도록 한 다음 피실험자의 비근점(nasion), 양쪽 전이부(preauricular) 및 듀아의 3차원 공간좌표를 측정하여 센서의 위치를 머리좌표계로 변환하였다. 뇌자도에서는 피실험자의 머리좌표계를 기준으로 전류원을 계산하거나 표시하는 것이 보통이다. 여기서 정의된 머리좌표계의 원점은 양쪽 전이부의 중심이며, 원점과 비근점을 연결하여 양의 방향의 x 축으로 하고 양쪽 전이부와 비근점이 만드는 평면에 포함되면서 왼쪽 전이부를 향하는 y 축을 정의하며 xy 평면에 수직인 정수리 방향의 z 축을 정의한다.

청각신호는 플라스틱 튜브와 비자성의 이어폰을 통해 1.2-1.8 초의 불규칙한 간격으로 피실험자의 귀에 전달되며, 측정하는 동안 피실험자의 머리가 움직이지 않도록 주의하였다. 뇌자도 신호는 60 Hz 제거필터와 0.3-100 Hz의 대역투과필터를 거친 후 A/D 카드에서 500 Hz의 샘플링 주파수로 수집하였다. 수집된 신호는 100회 가산평균하고 디지털 필터로 20 Hz 이상의 주파수 성분을 제거한 다음 자극 제시 전 0.2 초 동안 측정된 신호로 기저선을 보정하였다.

뇌전도에서와 같이 뇌자도에서도 나타나는 N100m은 자극이 제시되고 약 100 ms 후에 나타나는 반응으로서 전류원의 발생 위치나 특성에 대해서는 많이 알려져 있으므로 본 연구에서도 N100m의 전류원을 이용하였다. 전류원을 계산하기 위해 머리는 측정부위의 머리 모양에 가장 가까운 구형의 도체 모델과 Savas의 해를 적용하였다[7]. 이때 근사구의 중심과 반경을 결정하기 위해 측정부위 주변에서 반경 3 cm 정도 이내에 있는 표면 좌표를 측정한 다음 이 좌표들로 구성되는 근사구를 최소자승법으로 결정하였다. 근사구의 중심과 반지름은 피실험자에 따라 달라지며, 표준뇌로는 collin27[10]로 알려진 영상을 사용하여 머리 좌표계에서 왼쪽 측두엽 아래에 위치한 (0,0,5) cm의 좌표를 중심으로 하는 구형 도체를 가정하였다. 전류원을 구하는 방법으로는 단일 전류원인 경우 simulated annealing 알고리듬을 사용하였고, 분포 전류원을 구할 때는 minimum norm estimation 방법을 사용하였다.

3. 모의 실험

전체평균의 기준이 되는 표준 센서면은 그림 1(a)와 같이 왼쪽 측두엽 위에서 중심좌표가 (0,12,5) cm 이고 xz 평면과 평행인 면으로 정의하였으며 (b)는 9명의 피실험자에

대해 뇌자도 측정시 실제로 센서면이 분포한 위치로서 각기 다른 위치에서 측정되었다. 이때 표준 센서면의 중앙 5 cm 아래인 (0, 7, 5)cm 에 있는 단일 쌍극자 전류원을 가정하고 피실험자의 근사구와 같은 도체 모델을 적용했을 때 측정되는 자장신호를 각 피실험자의 측정면에서 계산하고 뇌자도 측정시 자극 제시 전 0.2초 동안 측정된 피실험자의 잡음 신호를 더하였다. 잡음의 크기는 약 10~15 fT_{rms} 정도였고 전류원의 세기를 시간에 따라 변하도록 하여 잡음 대 신호비(noise-to-signal ratio: NSR)를 조절하였으며 전류원이 가장 큰 100 ms에서의 NSR은 0.15~0.25 였다. 여기서 NSR은 각 측정시점에서 모든 채널의 잡음과, 잡음을 포함한 신호의 rms 비를 나타낸다. 같은 방법으로 그림 1(b)와 같이 전류원이 x 방향으로 2.5, 4, 6 cm 떨어진 곳에 있을 때의 모의신호도 계산하였다. 그림 2는 모의실험에 사용된 가상 신호의 한 예를 보여준다.

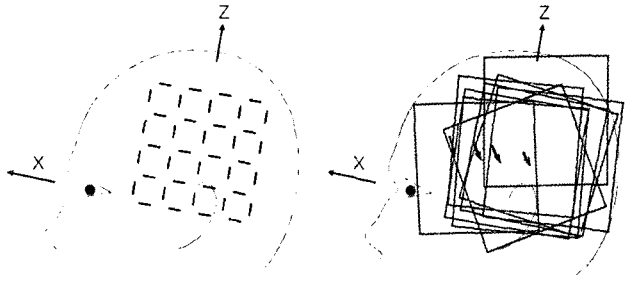


그림 1. (a) 표준 센서면과 (b) 뇌자도 측정시의 실제 센서 위치. 화살표는 모의 실험에 사용된 쌍극자 전류원의 위치를 나타낸다.

Fig. 1. (a) Definition of standard sensing plane and (b) real sensing planes in MEG measurements. Arrows indicate the single dipoles used in the simulations.

4. 표준 센서면에서의 뇌자도 신호 복원과 전체평균

임의의 위치에서 측정된 뇌자도 신호를 발생시키는 전류원의 정보를 구하면 표준 센서 면에서 측정될 것으로 예상되는 신호를 추정할 수 있다. 이때 실제 전류원에 대한 정보를 전혀 모르는 상태이므로 도체내에 다수의 전류원이 있다고 생각한다. 측정된 뇌자도 신호의 공간적 분포로부터 전류원의 분포를 추정하기 위해서는 전류원이 위치하는 공간, 즉 피실험자의 근사구를 정의하고 그 공간 내부에 다수의 쌍극자들을 배치하여 이로부터 발생된 자장분포가 측정된 자장분포와 유사하도록 전류원의 크기와 방향을 계산한다. 즉 전기전도도가 균일한 층으로 구성된 구형 도체 모델에서는 도체내에 분포되어 있는 다수의 쌍극자 전류원을 가정할 때 센서에서 측정되는 자장은 각 전류원에 의해 발생되는 자장의 선형적인 합으로 나타나므로 i번째 채널에서 측정되는 신호 B_i는 아래와 같이 표시된다.

$$B_i = \int L_i(r_0) J^p(r_0) dv \qquad (1)$$

여기서 $L_i(r_0)$는 lead field를 의미하며 r_0에 있는 전류원 $J^p(r_0)$가 단위 벡터일 때 i번째 채널에서 나타나는 각 방향의 민감도 분포를 의미한다. 위식은 유일해를 갖지 않는 특성 때문에 $J^p(r_0)$를 구할 수 없으므로 대신 $L\hat{J}-B^2$를 최소화시키는 분포 전류원 $\hat{J}$를 구하였으며, 이를 위해 minimum norm estimation 알고리듬을 이용하고 잡음의 영향을 줄이기 위해 truncated singular value decomposition을 적용하였다 [8][9]. 여기서는 구형 도체내에 1 cm 간격으로 분포한 전류원을 가정하고 전류원의 세기를 계산하였다. 이때 법선 방향의 전류원은 외부에 자장 신호를 발생시키지 않으므로 접선 성분만 고려한다. 이렇게 구한 전류원의 분포로부터 역으로 각 채널에서 복원된 신호 $\hat{B}$와 원래 측정된 신호 B와의 차이를 나타내는 지수 g는 다음 식으로 표현할 수 있다.

$$g = \sqrt{\frac{1}{M}(B-\hat{B})^T(B-\hat{B})} \qquad (2)$$

여기서 $M=40$은 채널 수를 나타낸다. 또한 이 전류원 분포에 의해 표준 센서면에서 측정될 것으로 예상되는 자장신호를 계산하고 9명에 대한 결과를 가산 평균하면 표준 센서면에서의 전체 평균 신호를 얻을 수 있다. 전체 평균의 자장분포로부터 단일 쌍극자 전류원을 구하는 방법은 앞에서 N100m의 전류원을 구할 때와 같다.

결과 및 분석

1. 모의 결과

단일 쌍극자 전류원에 의해 피실험자의 센서면에서 측정된 뇌자도 신호로부터(그림 2) 가상의 전류원 분포를 구하고, 이로부터 복원된 각 채널에서의 신호와 처음 측정된 신호의 차이를 식 (2)에 의해 계산하면 g는 약 10 fT_{rms} 내외로 나타나 측정 잡음과 비슷한 수준이었다. 또한 이와 같은 전류원 분포에 의해 표준 센서면에서 측정될 것으로 예상되는 신호를 복원하면 이는 원래의 단일 쌍극자 전류원에 의해 표준 센서면에서 측정될 것으로 예상되는 신호와 측정잡음인 10-15 fT_{rms}의 범위내에서 일치함을 확인하였다. 이는 계산된 전류원의 분포가 단일 쌍극자인 원래 전류원과는 다르지만 실제 신호를 잡음 범위내에서 재현할 수 있음을 보여준다.

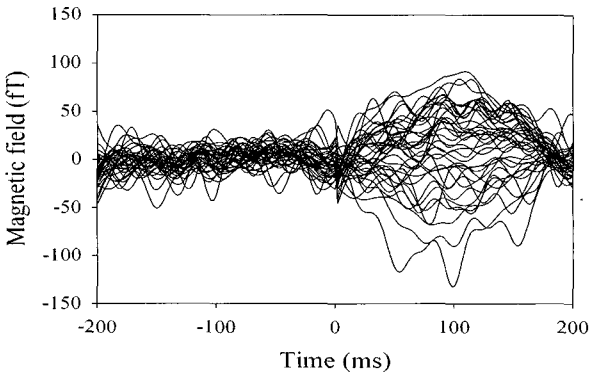


그림 2. 모의 실험에 사용된 신호의 예.

Fig. 2. Example signals for simulation study.

그림 3는 단일 쌍극자 전류원에 의해 발생되는 자장 신호를 표준 센서면에서 잡음없이 측정했을 때의 자장 분포를 나타내며, 그림 4는 임의의 위치에서 측정된 피실험자의 뇌자도 신호를 표준 센서면에서의 자장 신호로 복원하고 이를 전체 평균했을 때 NSR이 평균 0.26 정도인 50 ms(그림 2)에서의 자장 분포인데, 전체 평균의 자장 분포는 실제 전류원의 정보를 잘 반영하고 있음을 보여준다. 이때 두 자장 분포의 유사성을 비교하기 위해

$$1-\sum(B_g-B_s)^2/\sum B_s^2$$

로 정의되는 goodness-of-fit (GOF)를 계산하였다. 여기서 B_g는 전체 평균에서 40채널의 자장 신호를, B_s는 그림 3의 자장 분포와 9명의 피실험자에 대한 뇌잡음의 평균값을 더한 자장 신호를 나타낸다. 즉 B_s는 센서의 위치가 항상 표준 센서면과 일치한다고 가정할 때 신호 변환 없이 얻을 수 있는 전체 평균이다. 그림 5(a)-(d)는 0-200 ms 구간에 있는 100개의 측정점에서 계산된 GOF의 분포를 NSR의 함수로 나타낸 것이며 그림 5(e)는 NSR의 범위를 0.05 간격으로 나누어 같은 구간내에 있는 GOF값을 묶어 평균값으로 나타낸 것이다. 이 결과는 전체 평균의 자장 분포가 전류원의 위치에 상관없이 원래의 자장 분포를 잘 반영하고 있으며 이는 잡음의 영향을 받지만 NSR<0.3 에서 GOF는 약 90 % 이상이고 NSR=0.4 에서도 GOF는 80 % 정도로 나타났다. 이 결과는 측정시 센서의 위치가 모든 피실험자에 대해 정확히 일치하지 않아도 전류원의 위치가 측정 범위를 크게 벗어나지 않으면 모든 피실험자에 대해 같은 위치에서 측정했을 때의 결과와 비슷한 전체 평균을 구할 수 있음을 보여주며, 특히 신호의 크기가 작아 전류원의 정보를 알기 어려울 경우 효과적으로 활용될 수 있을 것으로 생각된다. 표 1은 그림 4의 전체 평균에서 구한 전류원의 좌표를 9명의 피실험자에 대해 각각 계산된 전류원 위치의 평균값 및 실제 전류원의 위치와 비교한 것이고 그림 6은 이를 표준 센서면에 나타낸 것이다. 이 결과는 어느 정도의 잡음이 있는 상태에서 전체 평균의 자장 분포로부터 전류원의 위치를 구하더라도 각 피실험자에서 구한 활동 부위의 평균적인 위치와 수 mm의 오차로 일치하고 실제 전류원의 위치를 추정하는 데도 활용될 수 있음을 보여준다.

표 1. 전류원 국지화의 결과

		x(cm)	y(cm)	z(cm)	error(cm)
전류원 1	실제 위치	0	7.0	5.0	
	평균 위치	-0.14±0.36	7.00±0.32	5.10±0.26	0.17
	전체 평균	0.20	7.08	5.11	0.24
전류원 2	실제 위치	2.5	6.54	5.0	
	평균 위치	2.51±0.05	6.44±0.29	5.09±0.21	0.14
	전체 평균	2.47	6.49	5.05	0.08
전류원 3	실제 위치	4.0	5.75	5.0	
	평균 위치	4.07±0.20	5.31±0.65	5.31±0.38	0.54
	전체 평균	3.84	5.37	5.05	0.42
전류원 4	실제 위치	6.0	3.61	5.0	
	평균 위치	5.70±0.90	3.06±1.55	5.45±0.86	0.77
	전체 평균	5.87	2.50	5.67	1.30

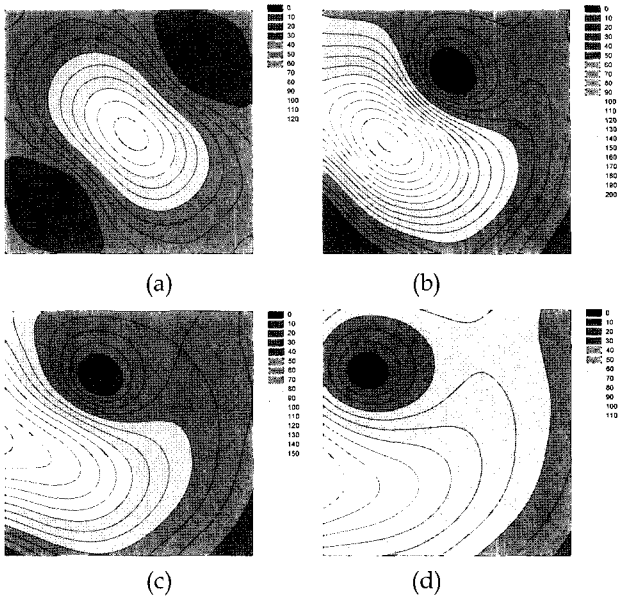


그림 3. 단일 쌍극자 전류원이 (a) x=0, (b) x=2.5, (c) x=4, (d) x=6 cm 에 있을 때 표준 센서면에서 등자장 곡선
Fig. 3. Isofield map in the standard sensing plane by single current dipole sources at (a) x=0, (b) x=2.5, (c) x=4, (d) x=6 cm.

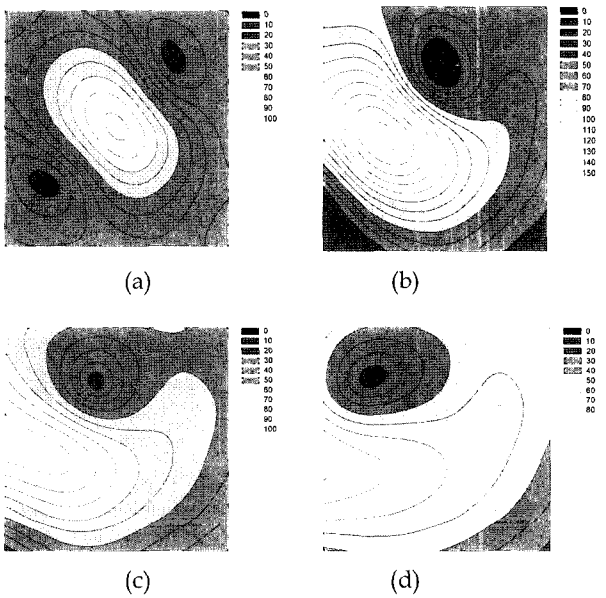
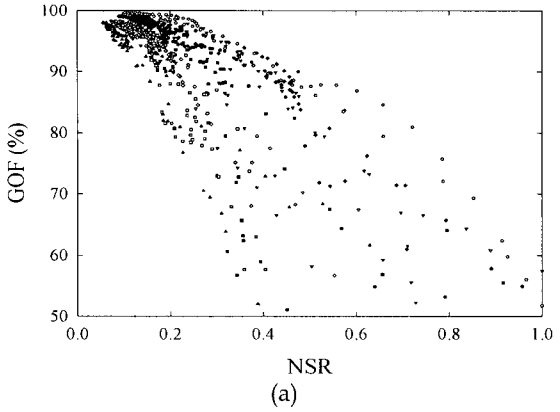
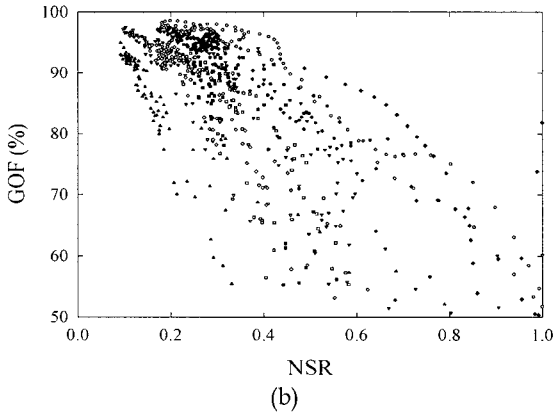
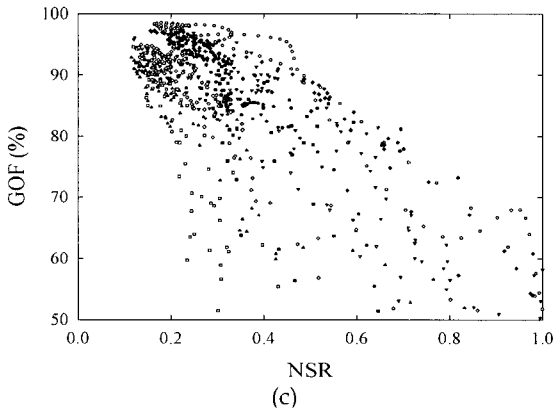
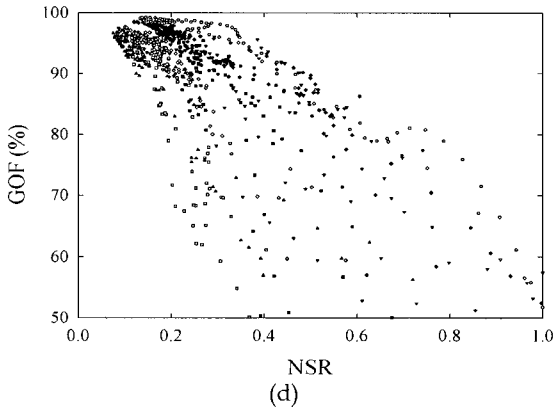


그림 4. 단일 쌍극자 전류원이 (a) x=0, (b) x=2.5, (c) x=4, (d) x=6 cm 에 있을 때 표준 센서면에서 전체 평균의 등자장 곡선
Fig. 4. Isofield map of grand averaged signal in the standard sensing plane by single current dipole sources at (a) x=0, (b) x=2.5, (c) x=4, (d) x=6 cm.









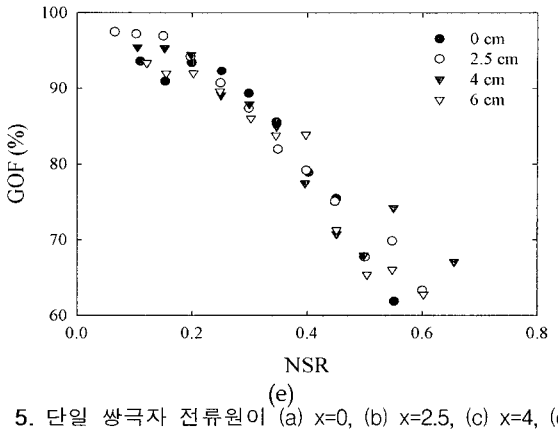


그림 5. 단일 쌍극자 전류원이 (a) x=0, (b) x=2.5, (c) x=4, (d) x=6 cm 에 있을 때 NSR과 전체 평균과 원래 전류원에 의한 자장 분포의 유사성을 나타내는 GOF의 관계와 (e) NSR 구간별 평균값

Fig. 5. GOF representing the similarity of field distributions between grand average and original dipole fields as a function of NSR for single current dipole sources at (a) x=0, (b) x=2.5, (c) x=4, (d) x=6 cm and (e) their mean values within a period of NSR of 0.05

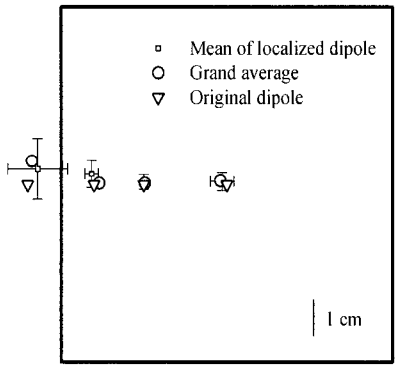


그림 6. 단일 쌍극자 전류원이 x=0, 2.5, 4, 6 cm 에 있을 때 표준 센서면에 표시한 전류원의 국지화 결과

Fig. 6. Localization results plotted on the standard sensing plane for single dipole sources at x=0, 2.5, 4, 6 cm.

2. 청각유발 뇌자도 실험 결과

위의 모의 실험에서는 피실험자마다 뇌의 크기가 다른 것은 무시하고 전류원의 위치가 모두 같은 경우를 가정하였지만 실제로는 해부학적인 위치는 같아도 기하학적으로는 전류원의 위치가 다르기 때문에 실제 상황에서 전체 평균의 실험적 유용성을 확인할 필요가 있다. 이를 위해 청각 유발 뇌자도를 측정하고 N100m의 전류원에 대해 전체 평균에서 구한 전류원의 위치와 각 피실험자의 뇌자도 분포에서 구한 전류원의 위치를 그림 7에 비교하였다. 여기서 등자장곡선은 전체 평균에서 구한 N100m의 자장 분포를 나타낸다. 피실험자마다 전류원의 위치는 다르지만 평균적인 위치 (-0.6, 5.0, 5.4)cm는 전체 평균으로부터 구한 전류원의 위치 (-0.3, 4.7, 5.7)cm와 다르지 않았고(t-test, p_x=0.14, p_y=0.22, p_z=0.26), 전류원의 방향 또한 잘 알려진대

로 후두엽 아래쪽을 향하고 있었다. 그림 8은 표준뇌의 MRI 영상에서 비근점과 양쪽 전이부의 좌표를 찾아 이를 기준으로 전체 평균에서 구한 전류원의 정보를 표시한 것으로 sylvian fissure에 있는 청각령과 잘 일치함을 보여준다. 이 결과는 각 피실험자에 대한 전류원의 정보가 없어도 N100m의 위치를 기준으로 하면 전체 평균에서 구한 전류원의 위치를 표준뇌에 표시할 수 있고 따라서 활동부위의 해부학적 위치를 대략적으로 추정할 수 있음을 실험적으로 보여주며 앞으로 뇌자도를 이용한 인지기능 연구에 유용하게 활용될 수 있을 것이다.

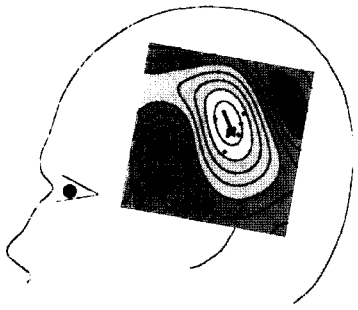


그림 7. 청각유발 뇌자도의 전체 평균에서 N100m의 등자장 곡선과 전류원. 9명의 피실험자에서 개별적으로 구한 전류원은 점으로 표시되어 있다.
Fig. 7. Isofield map of N100m in the grand average of auditory evoked fields and the obtained single dipole source. Dipole sources of 9 subjects are indicated by dots.

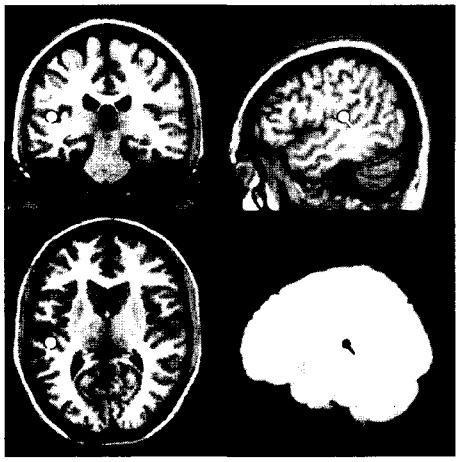


그림 8. 표준뇌에 표시한 N100m의 전류원.
Fig. 8. Current source of N100m registered on a standard brain.

결 론

본 연구의 목적은 뇌자도 신호의 전체 평균을 구하고 이로부터 전류원의 정보를 표준뇌에 표시하므로써 전류원의 해부학적 위치를 대략적으로 추정하는 방법의 효용성을 검증하는 것이다. 표준 센서면에서의 신호 변환을 이용한 전체 평균의 자장 분포는 모든 피실험자에 대해 같은 위치에서 측정했을 때와 비슷한 결과를 보였으며, 전체 평균에서 구한 단일 쌍극자 전류원의 위치는 전류원의 실제 위치 또는 각 피실험자에 대해 구한 전류원 위치의 평균값과 서로 잘 일치하고 있음을 모의 실험에서 확인하였다. 이는 측정시 센서의 위치가 모든 피실험자에 대해 정확히 일치하지 않아도 전류원의 위치가 측정 범위를 크게 벗어나지 않으면 전체 평균을 이용하여 전류원의 정보를 얻을 수 있음을 의미한다. 이는 각 피실험자에 대한 전류원의 해부학적 정보가 없어도 N100m의 전류원을 기준으로 하여 전체 평균에서 구한 전류원의 위치를 표준뇌에 표시하면 전류원의 해부학적 정보를 대략적으로 추정할 수 있음을 의미한다. 본 연구의 결과는 뇌자도를 이용한 뇌기능 연구에서 신호가 작아서 활동부위의 해부학적 정보를 얻기 어려운 경우 유용하게 활용될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. M.S. Hämäläinen, R. Hari, R.J. Ilmoniemi, J. Knuutila and O.V. Lounasmaa, "*Magnetoencephalography-theory, instrumentation and applications to the noninvasive studies of the working human brain*", Rev. Mod. Phys., Vol. 65, pp. 413-497, 1993
2. P. Walla, B. Hufnagl, G. Lindinger, H. Imhof, L. Deecke and W. Lang, "*Left Temporal and Temporoparietal Brain Activity Depends on Depth of Word Encoding: Magnetoencephalographic study in healthy young subjects*", Neuroimage, Vol. 13, pp. 402-409, 2001
3. J. Numminen, S. Ahlfors, R. Illmoniemi, J. Montonen and J. Nenonen, "*Transformation of multichannel magnetocardiographic signals to standard grid form*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 42, pp. 72-78, 1995
4. Th. R. Knösche, "*Transformation of whole-head MEG recordings between different sensor positions*", Biomed. Tech., Vol. 47, pp. 59-62, 2002
5. Y.H. Lee, J.M. Kim, H. Kwon, Y.K. Park, J.C. Park, D.H. Lee and C.B. Ahn, "*Construction of a 40 channel SQUID system and Its application to neuromagnetic measurements*", Progress in Superconductivity, Vol. 2, pp. 20-26, 2000
6. 권혁찬, 정용석, 이용호, 김진목, 김기웅, 김기영, 박기락, 배장호, "*심자도를 이용한 심근 전류분포 복원과 임상적 응용*", 의공학회지, 24(5), pp. 459-464, 2003
7. H. Kwon, Y.H. Lee, J.M. Kim, Y.K. Park and S. Kuriki, "*Localization accuracy of single current dipoles from tangential components of auditory evoked fields*", Phys. Med. Biol., Vol. 47, pp. 4145-4154, 2002
8. M. Hämäläinen and R. Ilmoniemi, "*Interpreting magnetic fields of the brain: minimum norm estimates*", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 32, pp. 35-42, 1994
9. J. Nenonen, M. Hämäläinen and R. Ilmoniemi, "*Minimum norm estimation in a boundary element torso model*", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 32, pp. 43-48, 1994
10. C. Holmes, R. Hoge, D. Collins, R. Woods, A. Toga and A. Evans, "*Enhancement of mr imagies using registration for signal averaging*", J. Comput. Assist. Tomo., Vol. 22, pp. 455-462, 2000