

MEG Measurement Using a 40-channel SQUID System

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

Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

Received 15 August 2002

40 채널 SQUID 시스템을 이용한 뇌자도 측정

권혁찬*, 이용호, 김진목, 김기웅, 박용기

Abstract

We have earlier developed a 40-channel SQUID system. An important figure of merit of a MEG system is the localization error, within which the underlying current source can be localized. With this system, we investigated the localization error in terms of the standard deviation of the coordinates of the ECDs and the systematic error due to inadequate modeling. To do this, we made localization of single current dipoles from tangential components of auditory evoked fields. Equivalent current dipoles (ECD) at N1m peak were estimated based on a locally fitted spherical conductor model. In addition, we made skull phantom and simulation measurements to investigate the contribution of various errors to the localization error. It was found that the background noise was the main source of the errors that could explain the observed standard deviation. Further, the amount of systematic error, when modeling the head with a spherical conductor, was much less than the standard deviation due to the background noise. We also demonstrated the performance of the system by measuring the evoked fields to grammatical violation in sentence comprehension.

Keywords : SQUID, MEG, localization, auditory evoked field, skull phantom

I. 서 론

뇌자도 기술은 뇌신경세포의 전기 생리학적 활동에 의해 발생하는 자장 신호를 다채널 자장센서로 측정하고, 측정된 자장 신호의 공간적 분포로부터 활동전류에 대한 정보를 제공하는 기술이다 [1]. 뇌자도 신호는 지자기와 같이 주변에서 발생하는 잡음에 비해 매우 작기 때문에 측정이 어려웠으나 고감도 자장 센서인 초전도 양자간섭장치와 자기차폐기술의 발달로

기술적 어려움이 극복되었다.

매우 짧은 시간에 위치를 이동하며 진행되는 뇌의 활동을 측정하는 비파괴적인 방법 중 쉽게 사용될 수 있는 방법은 뇌파이다. 뇌파는 뇌 속의 활동전류가 전기전도도가 다른 여러 물질, 즉, 뇌, 뇌척수액, 두개골, 머리가죽을 거쳐 머리표피에 분포된 전위차를 측정하기 때문에 시간 분해능은 뛰어나지만 전류원의 공간적 정보를 제공하는 데는 한계를 가진다. 반면에 fMRI 나 PET 는 뇌 활동이 활발한 부위를 비교적 정확하게 보여줄 수 있지만 시간분해능이 나쁜 단점을 가진다. 한편 뇌자도 신호는 뇌파와 같은 시간 분해능을 가짐은 물론, 머리가

*Corresponding author. Fax: +82 42 868 5290

e-mail : hckwon@kriss.re.kr

자기적으로 투명하기 때문에 공간적으로 떨어진 위치에서 측정이 가능하고 따라서 공간 분해능도 우수한 장점을 가진다. 특히 해부학적으로 공간분해능이 우수한 MRI 영상에 뇌자도의 측정결과를 좌표화할 경우 뇌기능 연구나 임상적 활용 범위가 더욱 넓어질 수 있다.

현재 사용중인 대부분의 뇌자도 장치는 자장의 방사형 성분(radial component)을 측정하도록 센서를 배치하여 세포내의 1 차 활동전류에 의한 자장을 주로 측정하도록 되어 있다. 이는 머리를 단순한 구형의 도체 모형으로 모델링하여 전류원을 계산할 때 세포 외에서 발생하는 2 차 전류에 의한 영향으로 인한 구조적인 오차를 줄일 수 있다는 이유 때문이다. 방사형 성분을 이용한 전류원의 국지화 오차는 현재 수 mm 정도로 보고되고 있으며 전류원의 위치가 깊을수록 오차는 커진다 [2]-[3]. 그러나 방사형 성분은 전류원의 바로 윗부분에서 크기가 0 이 되고, 전류원의 방향과 수직인 옆쪽으로 깊이에 비례하는 거리만큼 떨어진 곳에서 2 개의 최대값을 가지기 때문에 측정 범위가 최소한 이보다 넓어야 하는 단점을 가진다.

한편 접선 방향(tangential component)의 자장 신호는 전류원의 바로 윗부분에서 최대가 되기 때문에 측정범위가 비교적 좁아도 자장분포로부터 전류원의 위치를 직관적으로 추정할 수 있고, 센서의 집적화가 쉬워 다채널 시스템에 유리한 장점을 가진다. 반면에 접선 성분은 2 차 전류의 영향을 받기 때문에 전류원의 국지화 오차가 클 것으로 알려져 있지만, 계산결과에 의하면 모델링에 따른 오차는 어느 방향의 자장성분을 측정하더라도 나타나는 것으로 보고된 바 있다 [4]. 지금까지 접선 성분을 이용하여 뇌자도나 심자도를 측정한 결과는 보고된 바 있으나 [5], [6] 이를 이용한 전류원 국지화에 대한 실험적 결과는 거의 없다 [7].

본 연구실에서는 접선 방향을 측정하는 평면형 40 채널 시스템을 개발한 바 있는데 [8] 이를 실제로 뇌자도 측정에 활용하기 위해서는 우선 잡음 특성이 우수하여야 한다. 뇌세포 1 개의 전류 세기는 약 30 fAm이고 한번에 수십만 개의 뇌세포가 활동하더라도 측정되는 자장의 크기는 100 fT 내외로 매우 작다. 특히 뇌자도 신호는 주로 수십 Hz 이하의 저주파 성분

을 가지므로 저주파 잡음이 중요하다. 또한 뇌의 활동 부위에 대한 공간적 정보를 얻기 위해서는 전류원 국지화의 오차가 충분히 작아야 한다.

본 연구에서는 접선 성분을 측정하는 평면형 40 채널 시스템을 뇌자도 측정에 활용할 때 시스템의 성능을 가늠하는 전류원 국지화의 오차를 결정하기 위해 실제적으로 고려되어야 할 사항을 조사하였다. 뇌의 청각령은 소리 자극에 대해 뇌에서 1차적으로 반응하는 부위인데 자극 제시 후 약 100 ms 후에 나타나는 N1m peak의 활동부위는 단일 쌍극자 전류원으로 잘 모델링된다. 또한 이는 재현성있게 나타나므로 동일한 피측정자에 대한 청각유발신호를 반복적으로 측정하여 N1m peak에서 구한 전류원의 위치에 대한 표준편차를 시스템의 국지화 오차를 평가하는 방법으로 사용하였다. 국지화에 오차에 영향을 미치는 요인으로는 잡음 대 신호비(Noise-to-signal ratio:NSR), 좌표 측정의 오차, 측정중 머리의 움직임, 정문제 및 역문제 계산의 오차 등을 고려하여야 하는데 이를 조사하기 위하여 실제 뇌모양의 skull phantom 측정과 simulation을 수행하였다. 또한 이 시스템을 이용하여 문장을 이해할 때 뇌에서 발생하는 신호를 측정한 결과를 보임으로써 시스템의 성능을 확인하였다.

II. 측정방법

1. 청각자극유발자장 측정

31 세의 건강한 남자의 왼쪽 귀에 1 kHz의 청각자극을 170 ms 동안 가했을 때 오른쪽의 측두엽에서 발생하는 청각유발신호를 측정하였다. 청각신호는 플라스틱 튜브와 비자성의 이어폰을 통해 피측정자의 귀에 전달되었으며, 자극의 간격은 1.2~1.8 s 사이에서 임의로 변화하도록 하였다. 측정하는 동안 피측정자는 눈을 뜨고 있었으며 머리를 움직이지 않도록 주의하였다. 실험을 시작하기 전에 3차원 디지털저(ISOTRAK II)로 머리와 듀아의 공간 좌표를 측정하였으며, 때로는 실험 후에도 좌표를 측정하여 실험이 진행되는 동안의 머리 움직임의 영향을 조사하였다.

뇌자도 신호는 40 채널 SQUID 시스템을 이용하여 자기 차폐실내에서 측정되었다. 이 시스템에는 듀아 바닥에 평행한 두 직교 성분을 측정하는 40 개의 SQUID 미분계 센서가 약 25 mm 간격으로 배치되어 있는데, 검출코일의 중심은 Fig. 1과 같이 듀아 바깥면에서 24 mm 떨어져 있고 측정면적은 각 변이 100 mm 정도인 정사각형이다.

뇌자도 신호는 60 Hz 제거 필터와 0.3~100 Hz 대역투과필터를 거친 후 500 Hz의 샘플링 주파수로 수집하였다. 수집된 신호는 100 회 가산평균하고 디지털 필터로 40 Hz 이상의 주파수 성분을 제거하였다. 측정된 신호의 기저선 보정을 위해 자극 제시 전 0.2 s 부터 0.5 s 동안의 유발 신호를 측정하였다. 유발 신호에서 N1m의 전류원을 계산하기 위한 N1m의 잠복 시간은 모든 채널의 자장값의 rms 값으로부터 결정하였다. 전류원을 계산하기 위하여 머리는 측정부위의 곡률에 가장 가까운 구형의 도체 모델을 적용하였으며 구의 중심은 측정부위에서 반경 3 cm 정도 안에 있는 좌표를 측정한다음 최소자승법으로 결정하였다. 역문제를 계산하기 위한 방법으로는 simulated annealing 알고리즘을 사용하였다 [9]. 이때 정문제에서의 자장을 계산하기 위해서는 구형의 도체에 적용되는 Savas [10]의 해를 이용하였다. 이렇게 구한 전류원의 위치는 비근점(nasion)과 양쪽 전이부(preauricular)에 의해 정의되는 머리 좌표계

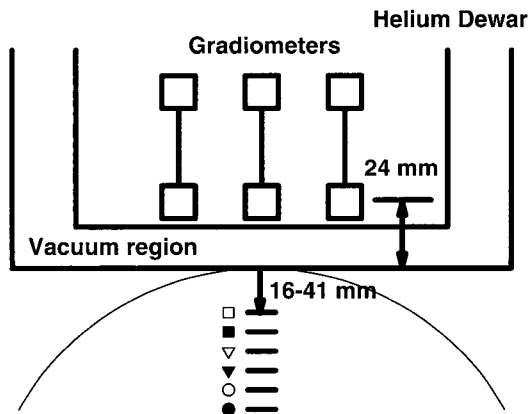


Fig. 1. Arrangement of the detection coil and dipole sources in the simulations.

에 표시되었다. 동일한 피측정자에 대해 12회의 반복 측정에서 구한 전류원의 위치에 대한 평균과 표준편차를 구하고 이를 피측정자의 MRI 영상에 표시하였다.

2. simulation 측정

위에서 구한 전류원이 갖는 오차의 유발요인을 분석하기 위해 simulation을 수행하였다. Fig. 1과 같이 듀아로부터 101 mm 밑에 중심을 갖는 구형 도체와 듀아로부터 16~41 mm 인 곳에 있는 6 개의 전류원을 가정하였다. 먼저 크기가 일정한 전류원에 의해 40 채널에서 측정되는 자장의 크기를 계산하고 여기에 잡음 신호를 더하여 가상의 신호를 합성하였다. 잡음 신호는 피측정자가 없이 측정된 시스템 잡음이나 청각유발 신호중 청각자극이 가해지기 이전에 측정된 뇌잡음 신호를 이용하였다. 이로부터 역문제를 풀어 전류원의 위치를 구한 다음 처음에 가정한 전류원의 위치와 비교하였다. 이 때 전류원의 크기를 조절하면 잡음의 크기에 따른 오차의 크기를 알 수 있다. 또한 잡음의 형태는 측정 때마다 매번 다를 수 있으므로 여러 종류의 잡음 신호에 대해 simulation을 수행하였다.

3. skull phantom 실험

오차의 요인을 실험적으로 결정하기 위해 실제 뇌의 모형인 skull phantom을 이용하여 전류원 국지화의 오차를 분석하였다. Phantom 내부는 0.9 %의 생리 식염수가 채워져 있고 왼쪽 측두엽의 청각령 부근에는 깊이 10~30 mm인 곳에 3개의 쌍극자 전류원을 설치하였다. 먼저 듀아와 phantom의 위치를 측정한 다음 전류원에 7 Hz의 교류 전류를 흘리고 이 때 발생하는 자장 신호를 0.5 s 동안 100회 측정하여 가산평균하였다. 측정결과를 분석하여 전류원의 위치를 구하는 과정은 위와 같으며 이 결과를 미리 측정해 둔 전류원의 실제 위치와 비교하였다. 이와같은 실험은 실험방법이 실제 뇌자도 측정때와 같지만 머리 움직임에 의한 영향이 배제되고 전류의 세기를 조절하면 잡음의 영향도 조절할 수 있기 때문에 오차 요인을 실험적으로 분석할 수 있다. 또한 복잡한 뇌모양을 단순한 구형의 도체로 모델링할 때 정문제에서

미처 고려하지 못한 2차 전류의 영향이 국지화 오차에 미치는 영향도 조사할 수 있다.

III. 결과 및 논의

Fig. 2는 청각유발신호의 N1m peak에서 접선 성분의 크기를 매핑한 결과로서 전류원의 위치를 직관적으로 보여 주고 있고 이는 단일 쌍극자 전류원에 대한 전형적인 패턴이다. N1m peak에서의 NSR 값은 12회 측정결과 평균 0.2 정도였다. 여기서 NSR은 자극 제시전 0.2 s 동안(prestimulus)의 잡음을 전구간, 모든 채널에 대한 rms값을 구하고 이를 N1m peak에서 모든 채널에 대한 rms값으로 나누어준 것이다.

Fig. 3은 12회 측정에서 구한 N1m peak에서의 전류원의 위치를 x-y 및 x-z 평면에 나타낸 것이다. 여기서 원점은 양쪽 전이부의 중간이고, x 축은 원점에서 비근점 방향을, y 축은 x 축과 직각인 방향을, z 축은 x-y 평면과 직각인 방향으로 정의된다. 전류원의 방향은 후두부 아래쪽으로 향하고, 12회 측정에서 구한 전류원 위치의 표준편차 $\sigma = (\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + \sigma_z^2)^{1/2}$ 는 5.5 mm, 각각의 성분은 $\sigma_x = 2.3$ mm, $\sigma_y = 3.9$ mm, $\sigma_z = 3.1$ mm이었다.

한편 이를 피측정자의 MRI 영상에 표시하면 Fig. 3(c)와 같이 청각영으로 알려진 부분에 있

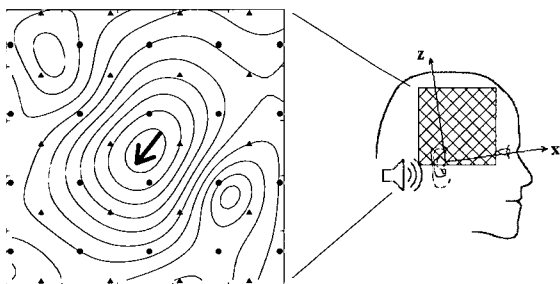
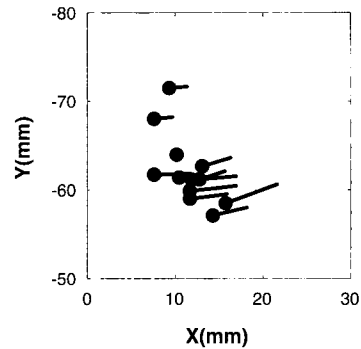
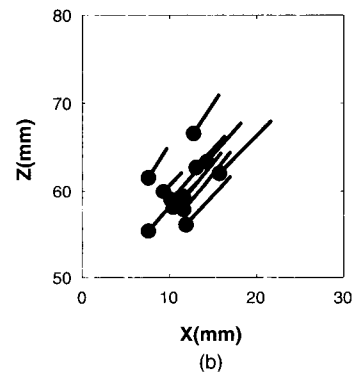


Fig. 2. An example of the isofield map of the magnitude of tangential fields at the N1m peak latency, where lines are separated at 25 fT steps. Circles and triangles indicate the positions of the gradiometers over the temporal area of right hemisphere.

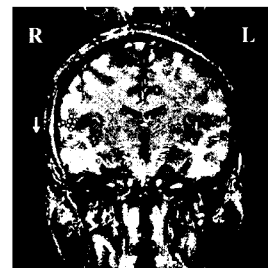
음을 보여준다 [11]. 이 결과는 접선성분을 측정하는 본 시스템이 측두엽의 뇌기능 연구에 활용될 수 있음을 보여준다.



(a)



(b)



(c)

Fig. 3. Estimated source locations at N1m peak latency for one subject in repeated measurements of auditory evoked fields. (a) The sources are projected on x-y and (b) x-z plane of the coordinates, and (c) registered on the MR image taken for the subject, where the direction of dipole current is indicated by an arrow.

Fig. 4는 위 측정에서 나타난 오차의 원인을 분석하기 위해 simulation한 결과이다. Fig. 4(a)는 시스템 잡음을 이용하여 잡음의 크기에 따른 오차의 크기를 NSR의 함수로 나타낸 것이다. 오차의 크기는 잡음의 크기에 비례하며 듀아로부터 멀어질수록 더 커짐을 볼 수 있다. NSR이 극히 작아져도 오차는 0.5 mm 이하로 작아지지 않는데 이는 역문제 계산에 의한 오차로 생각된다. Fig. 4(b)는 NSR이 0.2인 경우 듀아로부터의 거리에 따른 오차를 나타낸 것이다. 청각유발신호 측정시 듀아로부터 전류원의 거리가 평균 39 mm였던 것을 고려하면, 잡음에 의한 오차는 3.7 mm로 계산된다. 또한 뇌잡음을 포함할 경우 이는 4.3 mm로 증가한다. 따라서 위에서 얻은 표준편차 5.5 mm에는 잡음의 영향으로 인한 오차가 상당히 포함되어 있음을 알 수 있다.

뇌자도 측정에서는 머리와 듀아의 공간좌표를 측정할 때마다 머리 좌표계를 정의하는데 이 때 사용되는 3차원 디지털라이저 자체의 오차 뿐 아니라 기준점을 측정하는 과정에서의 오차 때문에 머리 좌표계의 위치가 갖는 오차를 피할 수 없다. Fig. 5는 skull phantom의 측정결과로서 Fig. 5(a)는 phantom의 위치를 고정시키고 전류원의 세기를 바꾸어 잡음의 영향에 따른 표준편차의 크기를 실험적으로 보여준다. 잡음의 영향에 의한 오차의 크기나 전류원이 듀아에서 멀어질수록(전류원이 깊어 있을수록) 증가하는 경향 등이 simulation 결과와 일치하고 있다. 따라서 좌표계의 오차가 표준편차에 미치는 영향은 매우 작음을 보여준다. Fig. 5(b)는 깊이가 다른 3개의 전류원에 대해 잡음의 크기에 따라 전류원의 위치와 실제 위치의 차이를 보여주는 결과이다. 잡음이 너무 커서 불안정한 경우를 제외하면 잡음의 크기에 상관없이 거의 일정한 차이를 가짐을 보여준다. 이와같은 차이는 깊이에 따라 증가하는데 이는 복잡한 형태의 뇌 모양을 단순한 구형으로 가정할 때 정문제에서 고려할 수 없는 2차 전류의 효과로 인해 나타나는 systematic error이다. 그러나 전류원의 실제 위치를 측정하는 과정에서의 오차와 기준점의 위치를 다시 측정하는데 따른 오차도 포함되어 있기 때문에 두 가지 요인을 나누어 분석할 필요가 있다.

위와 같은 skull phantom 측정에서 전류원의 세기를 충분히 크게 하면 잡음의 영향을 배제할 수 있다. 이를 위치를 바꾸면서 반복적으로 수행하면 매번 phantom의 좌표를 측정하지만 좌표 측정에 의한 오차는 방향성이 없기 때문에 평균적으로 0에 수렴하고 systematic error만 남는다. 반면에 역문제 계산에서 발생하는 오차는 0.5 mm 이하이고 잡음의 영향도 무시되므로 반복측정 결과의 분산은 거의 좌표측정 오차에 의해서만 결정된다. 10회 측정에서 얻은 표준편차를 구한 결과 전류원의 깊이에 상관없

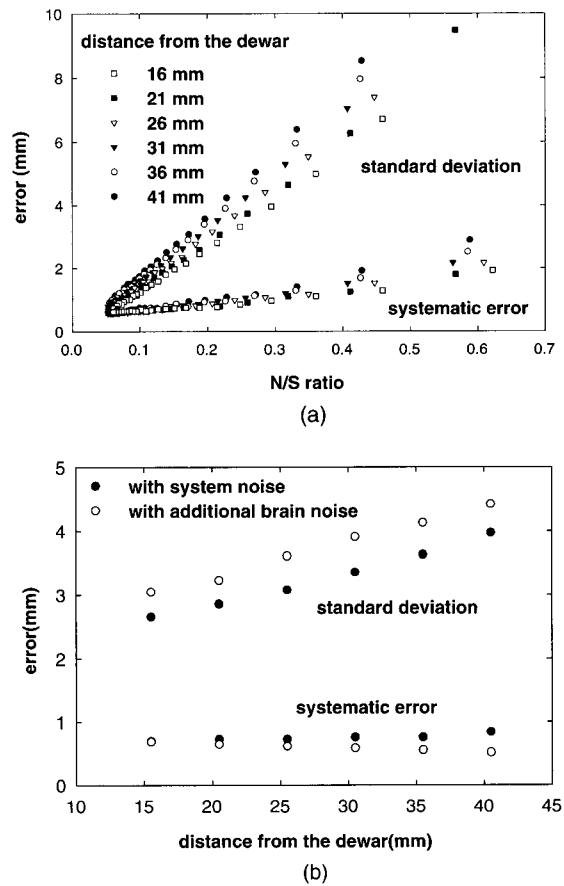


Fig. 4. Standard deviation and systematic error obtained from simulations using a spherical conductor model, where dipoles are located at 16-41 mm below the dewar. (a) The results with background system-noise are shown as a function of NSR, and (b) averages of standard deviations and systematic errors at NSR of 0.2 are plotted as a function of the distance from the dewar.

이 2.1 mm의 표준편차를 보였고, systematic error는 깊이 10~30 mm일 때 1~6 mm 인 것으로 나타났다. 이는 Fig. 5(b)에서 좌표측정 오차 2.1 mm를 뺀 결과와 일치한다.

이밖에도 뇌자도 측정에서는 측정중 머리를 고정시키기 어렵기 때문에 머리 좌표가 바뀔 수 있다. 이로 인한 오차를 구하기 위해 청각 유발신호 측정시 머리 좌표를 실험 전후에 각각 측정하고, 동일한 뇌자도 신호에 대해 서로 다른 좌표를 적용했을 때의 전류원의 위치를 비교하였다. 모두 5회의 측정에서 전류원의 위치는 평균 2.5 mm의 오차를 보였으며 좌표측정에 의한 오차를 빼면 머리 움직임에 의해 1.4 mm의 오차가 발생하는 것으로 나타났다.

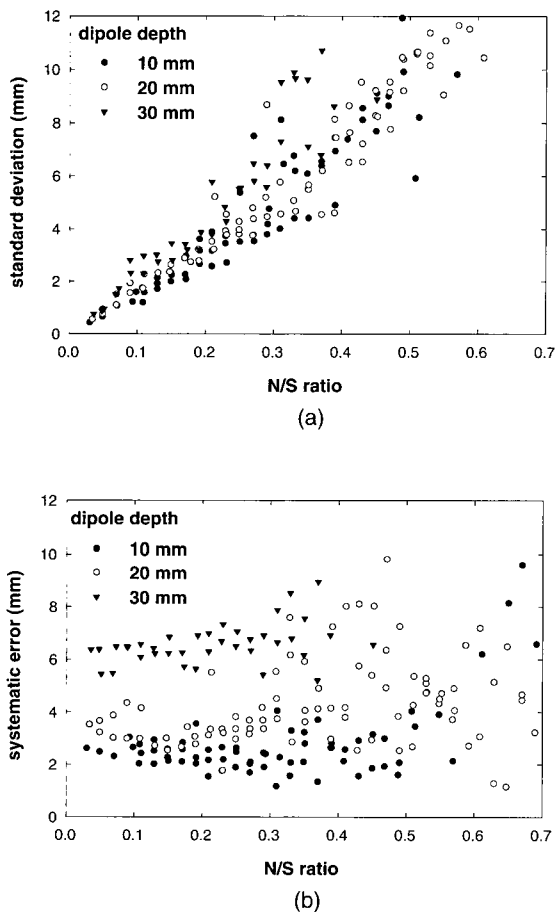


Fig. 5. Systematic error and standard deviation in skull phantom measurements, (a) systematic error, (b) standard deviation.

Table 1. Estimated errors in the localization of N1m sources of auditory evoked fields.

Error source	Error(mm)
Noise(system noise)	3.7
Noise(system + brain noise)	4.3
Digitizing error	~2.1
Head movement	~1.4
Standard deviation	~5.0
Systematic error(depth:20 mm)	~3.0

Table 1은 지금까지의 결과를 정리한 것으로 이들 요인을 모두 고려하면 5.0 mm의 표준편차를 갖는 것으로 계산되어 청각유발신호 측정에 의해 확인된 5.5 mm와 거의 일치한다. 또한 뇌자도 측정에서는 뇌 잡음을 포함하는 시스템 잡음이 오차의 주된 요인이며 좌표 측정이나 머리의 움직임에 의한 오차가 일부 포함된 것을 알 수 있다. 따라서 본 시스템의 잡음이 상용의 시스템보다 2 배 정도 큰 것을 고려하면 성능 개선을 통해 국지화 오차를 더욱 줄일 수 있을 것으로 기대된다. 복잡한 뇌모양을 단순한 구형 도체로 모델링할 때의 systematic error는 깊이 20 mm의 전류원인 경우 약 3 mm로 나타났다.

IV. 문장이해에 대한 뇌자도 측정

뇌에서 언어를 이해하는 과정을 연구하기 위해서는 단어 또는 문장을 보여주거나 들려줄 때 뇌에서 일어나는 신경활동을 기록하여야 한다 [12].

여기서는 본 시스템의 활용도를 보이기 위하여 문법적 오류를 갖는 한글 문장을 이해할 때의 뇌자도를 측정하였다. 한 문장은 아래와 같이 네 개의 구절로 구성되는데 마지막 구절

“아이가 정원에서 나무를 꺾었다”

“아이가 정원에서 나무를 꺾었다”

로 문법적 오류를 판단하게 되므로 마지막 구절이 제시될 때의 뇌자도를 측정하였다. 모두 216 문장을 사용하였으며 그중 절반은 수동형을 사용하여 문법적으로 틀리도록 하였다. 문장을 들려줄 때 피측정자는 마음속으로 문장의 적합 여부를 판단하도록 하였으며 제시되는 문장의 순서는 피측정자마다 다르게 하였다. 측

정 방법은 자극 제시전 0.2 s를 포함하여 1.2 s 동안 측정하고 각각 108 개의 자극에 대한 파형을 가산 평균한 뒤 0.3~20 Hz의 디지털 필터로 처리하였다.

Fig. 6은 각각의 경우에 대해 모든 채널에 대한 rms값을 나타낸 것으로 문법적으로 틀린 문장을 들었을 때 신호가 커지고 특히 240 ms, 430 ms, 850 ms에서 신호의 크기가 뚜렷이 커짐을 확인할 수 있다. 아직 문장 이해에 대한 통일된 이론은 없지만 일반적으로 문법적 오류를 가지는 문장에 대해서는 100~500 ms (left-anterior negativity: LAN), 600~1000 ms (P600) 부근에서 신호가 커지고 의미론적 오류를 가지는 경우 400 ms (N400) 부근에서 신호가 커지는 결과를 보인다고 알려져 있다 [13]. 본 실험의 결과는 문법적인 오류를 가지는 문장에서 나타나는 LAN, P600외에 240 ms에서도 peak가 나타났는데 이는 최근에 관찰된 ELAN(early left-anterior negativity)으로 보인다.

Fig. 7은 시간대별로 뇌의 활동부위를 표시한 것으로 언어 이해의 처리과정이 각기 다른 곳에서 일어남을 보여준다. 그러나 이와 같은 실험에서는 문장의 설계방법에 전문가의 협력이 필요할 뿐 아니라, 피측정자의 주의력이나 문장 이해도에 따라 결과가 달라질 수 있기 때문에 의미있는 결론을 얻기 위해서는 여러 사람을 대상으로 측정한 결과를 통계적으로 분석해야 한다.

V. 결 론

뇌자도 시스템을 이용하여 실제로 뇌의 활동 부위를 국지화할 때 수반되는 기술적 사항을 살펴보았다. 시스템의 성능을 나타내는 지표로서 중요한 국지화 오차를 평가하고 오차의 유발 요인을 분석하였다. 이를 위해 동일한 피측정자에 대해 1 kHz의 청각자극에 대한 유발자장을 반복 측정하고 N1m peak에서의 전류원 위치 추정에 대한 표준편차를 조사하였다. 측정된 표준편차 5.5 mm는 주로 잡음의 영향임을 알 수 있었고, 좌표 측정, 머리의 움직임 등에 의한 오차가 일부 포함된 것으로 나타났다. 도체 모델링에 의한 systematic error는 깊이 20

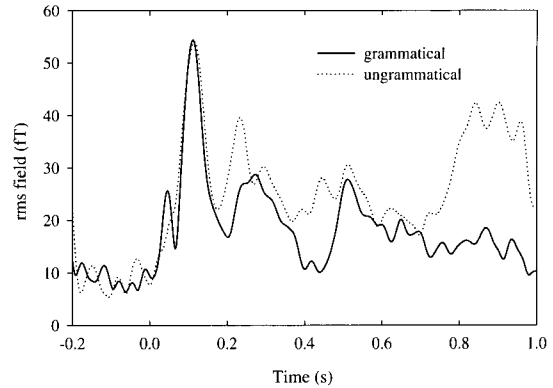


Fig. 6. Rms waveform of the auditory evoked responses to grammatical violations across all channels.

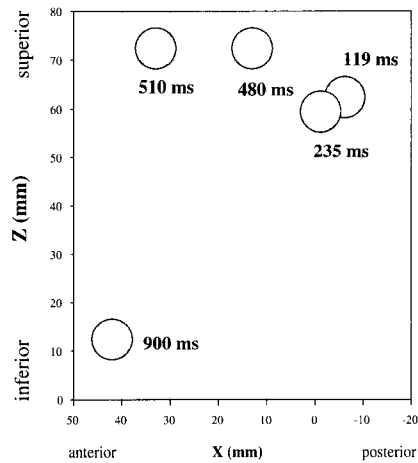


Fig. 7. Time course of syntactic processes in sentence comprehension.

mm인 전류원인 경우 3 mm로 나타났다.

시스템의 성능을 확인하기 위하여 문법적 오류를 가지는 문장에 대한 뇌자도 신호를 측정하였다. 문장 이해에 대한 시간적, 공간적 정보를 제공하는 측정 결과는 뇌기능 연구에 충분히 활용될 수 있음을 보여주었다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부의 연구비 지원(국가지정 연구실 사업)으로 수행되었습니다.

참고문헌

- [1] M. Hämäläinen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila and O. V. Lounasmaa, "Magnetoencephalography-theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain," *Rev. Mod. Phys.*, 65, 413-497 (1993).
- [2] E. Menninghaus, B. Lütkenhöner and L. Gonzales, "Localization of a Dipolar Source in a Skull Phantom: Realistic Versus Spherical Model," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 41, 986-989 (1994).
- [3] C. Pantev, C. Gallen, S. Hampson, S. Buchanan and D. Sobel, "Reproducibility and validity of neuromagnetic source localization using a large array biomagnetometer," *Am. J. EEG Technol.*, 31, 83-101 (1991).
- [4] M. Hämäläinen and J. Sarvas, "Realistic Conductivity Geometry Model of the Human Head for Interpretation of Neuromagnetic Data," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 36, 165-171 (1989).
- [5] H. Hitoshi *et al.*, "Visualization of regional myocardial depolarization by tangential component mapping on magnetocardiogram in children," *Int. J. Cardiac Imaging*, 15, 331-337 (1999).
- [6] H. Kwon *et al.*, "Sequential Changes of Magneto-cardiogram in Rat Models of Experimental Myocardial Infarction," *J. Jpn Biomag. Bioelectro. Soc.*, 13, 67-72 (2000).
- [7] H. Kwon, Y. H. Lee, J. M. Kim, J. C. Park and S. Kuriki, "Measurement of tangential fields using a 40-channel SQUID system and localization of current dipoles," *Ext. Abst. ISEC2001*, Osaka, p347 (2001).
- [8] Y. H. Lee *et al.*, "Construction of a 40-channel SQUID System and Its application to Neuromagnetic Measurements," *Progress in Superconductivity*, 2, 20-26 (2001).
- [9] W. Goffe, G. Ferrier and J. Rogers, "Global Optimization of Statistical Functions with Simulated Annealing," *Journal of Econometrics*, 60, 65-100 (1994)
- [10] J. Savas, "Basic mathematical and electro-magnetic concepts of the biomagnetic inverse problem," *Phys. Med. Biol.*, 32, 11-22 (1987).
- [11] B. Lütkenhöner and O. Steinsträter, "High-precision neuromagnetic study of the functional organization of the human auditory cortex," *Audiol. Neurootol.*, 3, 191-213 (1998).
- [12] M. Kutas and K. Federmeier, "Electrophysiology reveals semantic memory use in language comprehension," *Trends Cogn. Sci.*, 4, 463-470 (2000).
- [13] A. Friederici, "Towards a neural basis of auditory sentence processing," *Trends Cogn. Sci.*, 6, 78-84 (2002).