

Sensor Calibration of a Helmet MEG System

H. Kwon^{*}, K. Kim, K. K. Yu, J. M. Kim, Y. H. Lee

Brain and Cognition Measurement Lab., Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

(Received 7 September 2010 revised or reviewed 4 October 2010 accepted 5 October 2010)

헬멧형 뇌자도 장치의 센서 교정

권혁찬^{*}, 김기웅, 유권규, 김진목, 이용호

Abstract

We have developed a whole-head MEG system for basic brain research and clinical application. The sensor system consists of a 152 SQUID gradiometer array oriented and located in a suitable way to cover a whole head of the human. The system measures magnetic fields generated by neuronal currents in the brain to get information on the brain activities. For this purpose, the field sensitivity determined by the position, orientation and geometry of the pickup coil as well as amplification factor of the electronic circuits should be known precisely. However, the position and orientation of the pickup coil might be changed from the designed specifications during cool down of the dewar and it is necessary to characterize the field sensitivity. In this study, we made calibration systems to determine the actual position and orientation of the 152 pickup coils and compared the localization results of the N100m source in the auditory cortex.

Keywords : SQUID, Magnetoencephalography, Sensor Calibration, Localization, Inverse Problem

I. 서 론

SQUID(Superconducting QUantum Interference Device)는 초전도체를 이용한 고감도 자기 센서로서 뇌의 신경활동으로 발생하는 미약한 자기 신호인 뇌자도(Magnetoencephalography)를 측정할 수 있다 [1]. Magnetoencephalography (MEG)와 Electroencephalography(EEG)는 모두 시간분해능이 우수하므로 신경세포의 전기생리학적

활동을 측정하여 뇌기능을 진단하는데 유용하지만 몇가지 다른 점이 있다 [2]. EEG에서는 세포내 전류가 전기전도도가 복잡한 여러 매질을 거쳐 머리표피까지 전달되면서 공간적으로 심하게 왜곡된 전위차를 측정하게 되므로 공간적인 정확성이 좋지 않은데 비해, MEG에서는 머리가 자기장에 대해 투명하고 자기적으로 균일하기 때문에 자장 발생원으로부터 공간적으로 떨어진 위치에서 측정이 가능하고 주변 매질에 의한 영향이 거의 없다. 즉, 측정결과가 주로 세포내 전류에 의존하기 때문에 MEG를 이용한 진단은 비접촉·비침습적이면서 자장을

^{*}Corresponding author. Fax : +82 42 868 5290
e-mail : hckwon@kriss.re.kr

발생시키는 활동전류의 공간분해능이 수 mm 정도의 정확도를 가진다.

또 MEG는 표면에 평행한 접선 성분의 전류원에 의해 발생된 신호만 측정하는데 비해 EEG는 주로 표면에 수직인 법선 성분의 전류원에 의해 발생된 신호를 측정하지만 표면에 평행한 접선 성분의 전류원도 일부 포함한다. 즉 MEG는 fissural cortex와 같은 부위에서의 뇌활동을 선택적으로 반영하고 EEG는 fissural cortex와 gyral cortex에서의 뇌활동을 모두 반영한다. 또한 MEG는 표면에서 가까운 피질에서의 뇌활동을 측정하는데 유리하고 전류원이 깊이 있는 경우에는 EEG가 MEG보다 더 민감하다. MEG에서는 신경활동이 그대로 신호로 반영되기 때문에 기준상태를 필요로 하지 않고 신경활동의 세기를 정량화할 수 있다.

MEG 장치는 가능한 많은 수의 채널로 넓은 부위의 자장분포를 한꺼번에 측정하기 위해 센서를 헬멧형으로 배치하는 것이 보통인데, MEG로부터 특정 뇌기능과 관련된 활동부위를 국지화할 경우 자장 분포로부터 전류원을 구하는 역문제를 풀어야 하는데 이때 센서의 위치와 방향을 정확히 알고 있지 않으면 전류원의 정보에 오차를 유발하게 된다. 센서의 위치와 방향은 설계된 값이나 측정된 값을 사용할 수 있지만 제작 과정이나 4.2 K으로 냉각할 때 헬멧 구조물이 수축되어 변형되므로 정확한 센서 정보를 알기 위해서는 MEG 장치를 제작 후 냉각된 상태에서 센서 정보를 교정하는 과정이 필요하다. 본 연구에서는 자체 제작한 152 채널 헬멧형 MEG 장치에 대해 센서 교정 방법을 개발하고 청각유발 뇌자도 신호로부터 구한 1차 청각피질의 전류원을 국지화할 때 교정결과가 미치는 영향을 조사하였다.

II. 측정 및 분석 방법

1. 뇌자도 장치

뇌자도 장치에는 152개의 SQUID 센서와 결합된 baseline 50 mm의 1차 미분계 검출코일이 Fig. 1(a)와 같이 헬멧 형태로 배열되어 있다 [3]. 앞뒤와 좌우 방향의 센서는 최대 250 mm 정도, 높이 방향으로로는 약 190 mm 정도 떨어

져 있다. 센서를 insert에 조립한 후 미분계의 아래쪽 검출코일의 위치와 방향을 Polhemus의 3차원 좌표계(ISOTRAK)로 측정하였다. MEG는 EEG와 달리 센서와 머리의 상대적 위치가 고정되어 있지 않기 때문에 센서의 위치와 방향은 임의의 센서 좌표계로 표시한다.

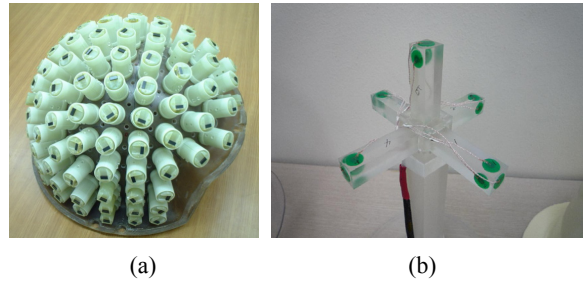


Fig. 1. SQUID sensor array(a) and calibration coil(b).

청각 유발신호는 자기차폐실에서 측정하였으며, 피실험자에게 1 kHz의 순음을 0.8~1.2 초 간격으로 불규칙하게 들려주었을 때 발생하는 뇌자도 신호를 120회 측정하여 가산평균한 뒤 자극 후 100 ms에서 발생하는 N100m 신호의 전류원을 구하였다.

MEG 신호로부터 전류원을 구하기 위해서는 센서와 머리의 상대적 위치를 결정해야 하는데 이를 위해서 서로 80 mm 간격으로 떨어진 4개의 코일을 머리에 부착하고 digitizer로 코일의 좌표를 측정하고 이를 머리 좌표계에서의 좌표로 변환한다. 머리좌표계는 미간(nasion)과 양쪽 귀(left/right preauricular point)의 좌표를 3차원 digitizer로 측정한 뒤 세 점으로 이루어진 평면을 xy 평면으로 정의하고 양쪽 귀의 중간을 원점으로 한다. 원점과 미간을 잇는 선을 x축, x축과 수직이면서 왼쪽 귀로 향하는 방향을 y축으로 정의하고, xy 평면에 수직이고 원점을 지나는 정수리 방향의 z축을 정의한다. 코일을 머리에 부착한 상태로 차폐실에서 MEG 측정준비를 마치면 청각 자극을 들려주기 전에 코일에 SQUID 센서의 잡음을 무시할 수 있도록 충분히 큰 전류를 흘려 코일 자장을 측정한다. 측정된 코일 자장분포로부터 센서 좌표계에서 코일의 위치를 구한다. 따라서 두 좌표계에서 표시된 코일의 좌표를 매개로 센서좌표계의 센서 위치와 방향을 머리좌표계의 센서 정보로

변환할 수 있다. 이렇게 구한 센서 정보와 각 채널에서의 뇌자도 신호로부터 전류원의 위치와 방향을 국지화하였다.

2. 교정장치 및 측정방법

센서교정장치는 Fig. 1(b)와 같이 약 120 mm 길이의 아크릴 막대 3개를 서로 직각 방향으로 연결한 형태를 가지며 아래(-z 방향)를 제외한 막대의 양끝부분에 자장 발생 코일이 부착되어 있다. 구리선으로 5회 감은 코일의 직경은 3 mm이고 x,y,z 방향으로 자장을 발생시키도록 3개의 코일이 있으며, 따라서 모두 15개의 코일이 부착되어 있다. 측정방법은 코일에 1 Hz의 사인파 전류(최대 120 μ A)를 흘리면서 152 채널의 신호를 10초 동안 500 Hz의 sampling rate로 측정하며 15개의 코일에 대해 같은 방법으로 각각 측정한다. 측정된 신호는 10초 동안 가산평균한 사인파의 최대값을 중심으로 20 ms 구간에서의 평균값을 사용하였다. 또 교정코일의 위치와 방향에 따른 영향을 확인하기 위하여 서로 다른 여러 위치에서 측정하였다.

3. 교정 방법

먼저 센서와 교정장치의 상대적인 위치를 구하기 위해 임의의 위치에 있는 교정코일에서 발생한 자장분포와 152개 센서에서 측정된 자장분포를 비교하여 그 차이를 구하고, 15개 코일에 대한 차이의 합이 최소가 되도록 하는 코일의 위치와 방향을 찾는다. 이때 15개 코일의 좌표와 자기 모멘트의 방향은 설계값과 같다고 가정하면 교정장치의 원점(십자가의 중심)과 방향만 결정되면 나머지 코일의 위치도 한꺼번에 결정되므로 교정장치의 원점과 z축의 방향만 변수로 놓으면 된다. 이를 임의로 바꾸면서 100번 반복해 최적의 위치를 찾는다. 센서에서 측정된 자장값으로부터 코일의 위치와 방향을 구하는 역문제를 풀기 위해서 Simulated Annealing (SA) 방법을 이용하였다. 이 방법은 두 자장분포의 차이를 나타내는 비용함수(Cost Function)를 열역학적인 냉각법칙에 따라 최소화하는 방법이다 [4].

코일의 위치와 방향이 결정되면 각각의 센서에 대해 15개 코일에서 발생한 자장값으로부터 센서의 위치와 방향을 구하며, 역문제를 푸

는 과정은 위와 같다. 이렇게 구한 센서 정보를 적용하여 청각유발신호에서 가장 큰 N100m 신호의 전류원을 구하고 교정 전의 센서 정보를 적용하여 구한 전류원의 위치와 비교하였다.

III. 결과 및 논의

152개의 센서 중 동작하지 않는 센서 5개와 동작은 하지만 측정신호가 비정상적으로 큰 2개를 제외한 145개의 센서를 교정하였다.

15개 코일의 자장값으로부터 센서의 위치와 방향을 결정하기 위해서는 15개 코일에서 생성된 자장이 크고 작은 값을 골고루 갖도록 코일이 배치되는 것이 바람직하므로 교정장치의 중심은 센서 배열에서 가장 아래에 있는 센서를 기준으로 약 50 mm 높이에 두었다. 이때 교정 교정장치의 방향을 45° 범위내에서 조금씩 돌리면서 서로 다른 방향에 두고 측정했을 때 4회 교정된 센서 좌표를 교정전 좌표와 비교하여 그 차이를 Fig. 2에 평균값과 표준편차로 나타내었다.

먼저 앞뒤 방향의 x 좌표 변화를 보면 헬멧의 앞쪽에 배치된 센서(1-32)는 대체로 좌표값이 감소하였고 뒤쪽에 배치된 센서(80-120)의 좌표값은 증가하였다. 즉 대부분의 센서가 헬멧의 중심을 향해 수축되었으며 헬멧의 구조 때문에 앞쪽이 더 많이 수축되었음을 보여준다. 좌우 방향의 y 좌표도 중심을 향해 수축되었음을 보여준다. 다만 정수리 부근의 센서(140번 전후 센서)가 오른쪽으로(- 방향) 5 mm 정도 이동한 것으로 나타났는데 그 이유는 확실하지 않다. 상하 방향의 z 좌표는 큰 변화를 보이지 않았다. 교정 결과에 영향을 미치는 요인은 열수축과 교정 전의 좌표측정오차, 교정 과정에서의 계산오차 등이 있는데 좌표측정오차는 방향성이 없을 것이므로 대부분의 좌표변화는 열수축에 의한 것으로 보이고 표준편차가 큰 일부 센서는 역문제 계산과정에서의 오차로 판단된다. 즉 코일과 센서의 상대적 위치나 방향 때문에 측정된 자장값이 큰 값부터 작은 값까지 골고루 분포하지 않을 경우 계산오차가 커질 수 있다.

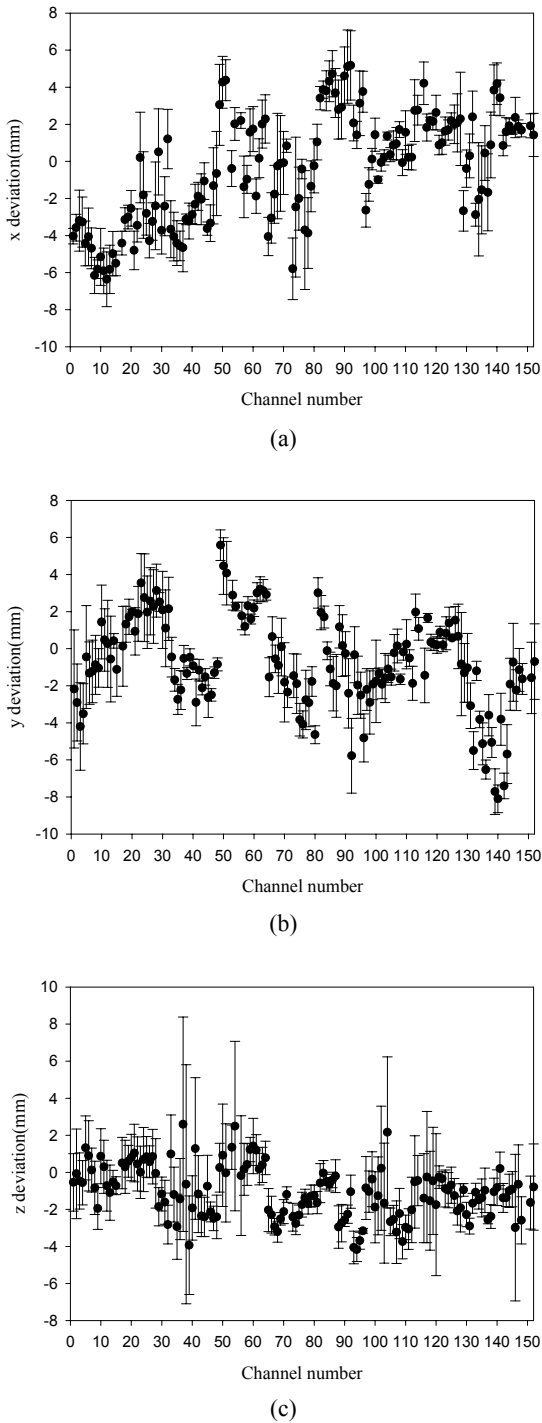


Fig. 2. Deviations from original sensor position in x,y,z coordinates after sensor calibration.

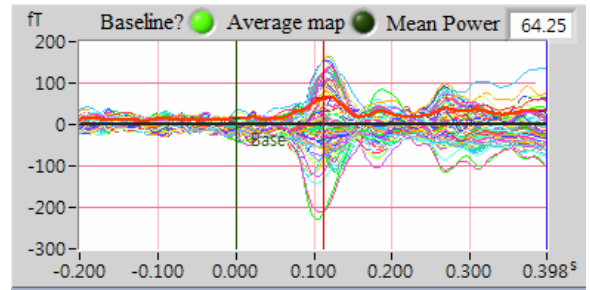


Fig. 3. Auditory evoked fields.

Table 1. Results of source localization of N100m peak in auditory evoked magnetic fields before and after sensor calibration.

	x(mm)	y(mm)	z(mm)
Left(before and after)	-0.6	54.5	52.6
	2.7 ± 0.6	55.1 ± 1.3	53.0 ± 0.4
Right(before and after)	10.7	-53.0	53.1
	10.6 ± 0.8	-49.6 ± 1.0	53.3 ± 0.5

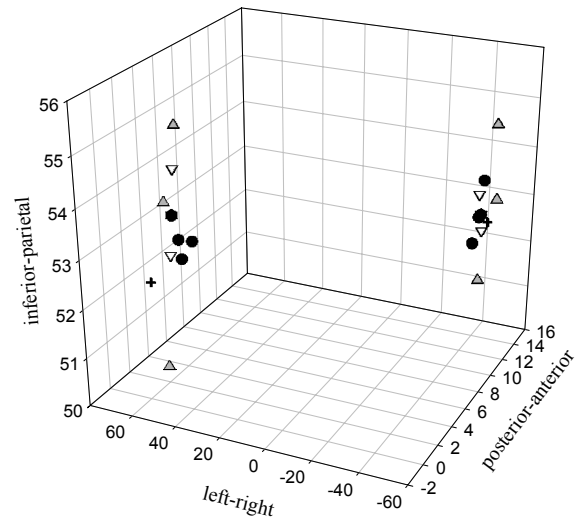


Fig. 4. Locations of N100m source for original sensor array (+) and calibrated sensor arrays with various directions (●) and positions (▲) of calibration coil set relative to helmet, and using different magnetic moment values. (▽).

교정결과가 뇌 활동부위의 국지화에 미치는 영향을 확인하기 위해 위에서 구한 4 세트의 센서교정결과를 이용하여 Fig. 3과 같은 청각유

발뇌자도에서 N100m 전류원의 위치를 국지화한 결과는 Table 1과 같고 이를 머리 좌표계에서 나타내면 Fig. 4와 같다. 교정된 센서 좌표를 이용하여 구한 N100m 전류원의 위치(●)는 교정전의 센서 정보로 국지화한 위치(+) 보다 왼쪽 측두엽에서는 약 3 mm 앞쪽에, 오른쪽 측두엽에서는 약 3 mm 왼쪽에 위치하여야 함을 보여 주었다.

또 교정장치의 중심이 헬멧 아래쪽 센서를 기준으로 0, 30, 50, 80 mm 높이에 두고 교정했을 때의 결과(▲)를 보면 교정장치를 너무 낮거나 높게 두지 않는다면 교정장치의 위치에 따른 영향이 1 mm 내외로 매우 작은 것을 알 수 있었다. 한편 역문제를 계산할 때 교정코일의 자기 모멘트의 크기를 정확하게 입력해야 하는데 코일의 크기나 회로 저항 등의 오차로 2~3 %의 오류는 있을 수 있으므로 자기 모멘트의 크기를 추정치보다 ± 6 % 정도 크거나 작은 값을 입력했을 때 교정된 센서 정보가 미치는 영향을 조사하였다(▽). 그림에서 보듯이 국지화된 전류원의 위치는 ± 1 mm로 실제 영향은 이보다 훨씬 작을 것으로 판단된다.

본 연구에서는 센서교정장치를 이용하여 냉각 후 동작상태에서의 센서 위치와 방향을 교정할 수 있었으며 센서의 위치 변화는 주로 헬멧의 냉각으로 인한 열 수축 때문이었음을 확인하였다. 그러나 교정장치의 위치에 따른 영향을 줄이고 역문제 계산과정에서의 오차를 줄이기 위해서는 더 많은 코일을 다양한 높이에 배치한 교정장치가 유용할 것으로 생각되며 교정 결과의 정확도를 평가할 수 있는 오차 분석법에 대한 연구가 필요하다.

IV. 결론

본 연구에서는 15개의 코일로 구성된 MEG 센서 교정장치를 제작하고 152 채널 헬멧형 MEG 장치의 센서 위치와 방향을 교정하였다.

교정결과는 대부분의 센서에서 수 mm 변이가 생긴 것으로 확인되었으며 변이의 방향이 중심 방향으로 향한 것으로 보아 열 수축에 의한 헬멧 구조물의 변화가 주된 요인으로 판단된다.

청각유발뇌자도 신호에서 N100m의 활동부위를 국지화한 결과는 교정전의 센서 정보를 사용했을 때와 비교하여 3 mm 정도 차이를 보였으며 이는 뇌자도의 활용에 센서 교정이 매우 중요함을 보여준다.

그러나 교정의 정확도를 높이기 위해서는 교정장치의 보완이나 교정 결과의 정확도를 평가할 수 있는 오차 분석법에 대한 연구가 필요하다. 또한 반복적인 측정으로부터 센서 위치의 오차변화가 재현성있게 나타나는지 확인할 필요가 있다.

결론적으로 본 연구 결과는 뇌자도를 활용한 뇌기능 연구에서 더욱 정확한 정보를 제공하는데 기여할 것이다.

References

- [1] M. Hämäläinen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila, O. V. Lounasmaa, "Magnetoencephalography-theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain", *Rev. Mod. Phys.* 65, 413-497 (1993).
- [2] D. M. Goldenholz, S. P. Ahlfors, M. S. Hmlinen et al, "Mapping the Signal-To-Noise-Ratios of Cortical Sources in Magnetoencephalography and Electroencephalography", *Human Brain Mapping*, 30, 1077-1086 (2009).
- [3] Y. H. Lee, H. Kwon, K. K. Yu, J. M. Kim and K. Kim, "A helmet-type magnetoencephalography system having compact axial gradiometer structure", 제24회 일본생체자기학회 학술논문집, 22 (2009).
- [4] W. Goffe, G. Ferrier and J. Rogers, "Global Optimization of statistical functions with simulated annealing", *J. Economet.* 60, 65-100 (1994).