

모델 변수가 EEG의 Single Dipole Source 추정에 끼치는 영향에 관한 연구*

박기범, 박인호
인천대학교 물리학과
김동우, 배병훈, 김수용
한국과학기술원 물리학과
박찬영, 김신태
카멘 전자 연구소

초 록

단일 쌍극자 모델을 source localization 문제에 적용시키는 것은 초보적이기도 하지만 필수적이기도 하다. 시뮬레이션을 이용하여 단일 쌍극자를 추적함으로써 얻은 결과는 실제 인간의 뇌에 관한 EEG 임상 실험에 여러가지 정보를 제공해줄 수 있기 때문이다. 이번 논문에서는 EEG 실험에서의 전극 배치가 S/N(signal to noise ratio)과 추정 오차 사이에 어떤 영향을 미치는가를 Monte Carlo 시뮬레이션으로 조사하였다. 머리모델은 3중 구각 모델을 사용하였고 이를 이용하여 forward problem을 계산하였다. 쌍극자 파라미터를 minimization하는 문제는 simplex method를 이용하여 계산하였다. 컴퓨터 시뮬레이션 결과, 특이한 점은 전극의 밀도와 입체각에 의해 쌍극자 파라미터 오차가 변화했다는 사실이다. 이것은 곧바로 전극 배치와 연관이 된다. 실제 EEG 실험에서 전극배치를 어떻게 했는가에 따라 그에 따른 오차가 변화한다.

1. 서 론

뇌에 관한 연구중에서 머리 내부의 쌍극자에 의해 머리 표면에 발생하는 potential을 측정하여 감각 인식 영역을 추정하는 연구는 선진외국에서 중요시여겨 급성장하고 있는 분야이다¹⁻⁷. 이러한 연구 분야에 접근하기 위한 방법에는 크게 EEG(Electro Encephalo Graphy)와 MEG(Magnetic Encephalo Graphy)가 있다¹⁻⁸. EEG는 SQUID를 이용하는 MEG에 비해 경제적인 잇점이 있고 쌍극자의 모멘트 추정에 있어 MEG보다 정확하다는 잇점이 있기 때문에^{1,8)} source tracing 분야에서 강력한 측정 수단으로서 이용되어 왔다.

대뇌의 생리학적 기능을 알기 위해서 감각의 이동 경로, 방법, 뇌에서의 유발형태등이 연구되고 있으며 이러한 것은 생물학, 정신 분석학, 의학 등에서 필수적인 연구 과제들이다. 특히 감각기에 의해 자극을 받은 사람의 뇌에서 발생하는 유발전위(evoked potential)를 검출하여 뇌의 감각 인식 영역을 추정하는 source localization 문제는 EEG 등을 통한 좋은 응용 연구 영역 중에 하나이다¹⁻⁶.

실제의 EEG 실험에서, 뇌의 표면에 발생하는 유발전위는 source의 크기나 위치에 관계없이 정확하게 측정되어야 한다. 그러나 측정상의 오류나 문제때문에 현재까지는 정확한 측정이 불가능하여 측정값에 오차가 나타나게 된다. EEG와 같은 source localization 문제는 정확한 source 추정이 목적이기 때문에 이와 같은 측정상의 오류나 문제를 방지하여야 한다. 최소한, 오차의 원인을 완벽하게 제거하지 못한다면 측정된 값이 특정 상황-source의 위치, 전극의 갯수-에 따라 어느 정도의 오차를 가지고 있다라는 것은 알고 있어야 한다. 이러한 오차에 대한 척도는

* 이 연구는 상공자원부의 공업기반기술과제의 지원을 받아 수행하였습니다.

S/N값에 크게 의존한다²⁾. 이것은 S/N값이 클수록 정확한 source 추정이 가능하기 때문이다. 그러나 S/N값을 크게하는 데는 한계가 있으므로 적당한 S/N값을 선택할 수 밖에 없다.

기존의 EEG연구에서는 전극 배치에 대한 고려 없이 S/N과 모델변수사이의 관계만을 조사하였다^{2, 8)}. 즉, 전극의 배치 형태는 실험자마다 달랐고 단지 전극의 갯수가 많을수록 오차가 줄어든다는 원리에만 주목을 하였다. 그러나 전극의 배치 형태에 대한 고려 없이 나온 결과는 예측했던 오차보다 더 크게 나타난다. 이러한 오차는 실험자가 인지하기 어려운 오차이기 때문에 이러한 오차를 오차의 범위가 아닌 결과의 범위에 포함하기 쉽다.

이번 논문에서는 여러 가지 오차의 원인 중에서 전극 배치에 의해 나타나는 오차를 조사하였고 이에 따른 오차에 대한 척도를 알아보았다. 특히, EEG에 대한 단일 쌍극자 모델을 이용한 source localization문제에서 전극의 갯수, 쌍극자의 위치 및 방향에 대한 S/N과 추정 오차 사이의 관계를 Monte Carlo 시뮬레이션을 통하여 조사하였다. 전극의 갯수, 쌍극자의 방향, 쌍극자의 위치 등에 의해 추정 오차가 변화하였고 이러한 과정에서 전극의 밀도, 입체각 등이 추정 오차에 영향을 끼침을 알 수 있었다. 따라서 뇌파를 측정할 때에 하는 전극배치는 곧바로 오차의 원인으로 작용하기 때문에 주의하여 결정해야 한다.

이 시뮬레이션 연구에서 사용한 파라미터는 쌍극자의 6개의 성분 ($f, \theta, \phi, P_x, P_y, P_z$)을 가지고 있다⁸⁾. 이 중 3개는 쌍극자의 위치 (f, θ, ϕ)이고, 나머지 3개는 쌍극자의 성분 (P_x, P_y, P_z)이다. 오차에 대한 종류는 여러 가지가 있지만 우리는 그 중 파라미터에 대한 오차를 사용하였고, 파라미터에 대한 오차는 평균 위치 오차(average position error)와 평균 성분 오차(average component error)로 나누어 사용하였다⁸⁾.

2. 계산 방법

이 논문에서는 두피(scalp), 두개골(skull), 뇌(brain)를 나타내는 인간의 뇌에 대한 3중 구각(spherical shell) 모델을 사용해서⁸⁾ 두피 표면 위의 전위에 대한 forward problem을 계산하였다. 좌표축은 이마와 뒤통수 사이를 연결한 선을 X축, 왼쪽 귀와 오른쪽 귀를 연결한 선을 Y축, 정수리(vertex)와 목 사이를 연결한 선을 Z축으로 설정하였다. 전극 위치의 범위는 $\theta(30^\circ \leq \theta \leq 120^\circ)$ 와 $\phi(120^\circ \leq \phi \leq 240^\circ)$ 로 설정하였다¹²⁾. 전류 쌍극자가 Z축 위에 있을 때 구표면의 (θ, ϕ) 위치에서 발생하는 전위는 아래의 식으로 표현된다^{6, 9)}.

$$V = \left[\sum_{n=1}^{\infty} c_n r_1^{n-1} (nP_z P_n(\cos\theta) + (P_x \cos\phi + P_y \sin\phi) P_n^1(\cos\theta)) \right] / (4\pi\sigma R^2)$$

$$s = \sigma_s / \sigma, \quad f_1 = r_1 / R, \quad f_2 = r_2 / R,$$

$$c_n = (2n+1)^3 s / (n(n+1)d_n),$$

$$d_n = ((n+1)s + n)(1 + ns/(n+1))$$

$$+ (1-s)(n + (n+1)s)(f_1^{2n+1} - f_2^{2n+1}) - n(1-s)^2 (f_1/f_2)^{2n+1}$$

r_1 : 뇌의 반지름

r_2 : 두개골의 반지름

R : 두피의 반지름

σ : 뇌와 두피의 전기 전도도

σ_s : 두개골의 전기 전도도

(P_x, P_y, P_z) : 쌍극자 모멘트

P_n, P_n^1 : Legendre polynomials, associated Legendre functions

쌍극자가 Z축 이외의 임의의 위치에 있을 때에는 spherical coordinates를 이용하여 좌표축을 회전시킴으로써 전위를 구할 수 있다⁹⁾.

source localization은 6개의 파라미터 즉 쌍극자의 위치(f, θ, φ)와 쌍극자의 성분(P_x, P_y, P_z)을 minimization하는 문제이지만 (P_x, P_y, P_z)에 대해서는 선형이므로 6차원 minimization 문제를 3차원 minimization 문제로 바꾸어서 계산할 수 있다¹⁰⁾. 이러한 minimization은 simplex method를 사용하여 접근하였다¹¹⁾. 아래의 함수가 simplex method를 사용하여 minimization한 함수이다.

$$s = \sum_{i=1}^N (V_i - \hat{V}_i)^2 \tag{2}$$

V_i : i번째 전극의 EEG 전위

\hat{V}_i : 추정된 쌍극자와 (1)식을 통하여 i번째 전극에서 발생하는 전위

N : 전극의 갯수

측정값에는 반드시 잡음 신호가 첨가된다. 그러므로 이에 의해 측정된 전위값을 쌍극자 파라미터를 찾는데 이용한다면 당연히 추정된 쌍극자 파라미터에는 오차가 있게 된다. 이 오차의 정도를 평균 위치 오차(average position error, ϵ_{ap})와 평균 성분 오차(average component error, ϵ_{ac})로 나타내기로 했다⁸⁾. 이러한 오차들의 정의는 아래와 같다.

$$\epsilon_{ap} = \frac{|d_1 - \hat{d}_1| + |d_2 - \hat{d}_2| + |d_3 - \hat{d}_3|}{3\sqrt{d_1^2 + d_2^2 + d_3^2}} \times 100$$

$$\epsilon_{ac} = \frac{|d_4 - \hat{d}_4| + |d_5 - \hat{d}_5| + |d_6 - \hat{d}_6|}{3\sqrt{d_4^2 + d_5^2 + d_6^2}} \times 100 \tag{3}$$

여기에서 d_i 는 쌍극자 파라미터를 나타낸다. (d_1, d_2, d_3)는 쌍극자의 위치 (f, θ, φ)이고, (d_4, d_5, d_6)는 쌍극자의 성분(P_x, P_y, P_z)이다.

쌍극자 추정법에 있어서 식(1)의 potential에 Gaussian form을 갖는 random noise를 포함시켰다. 이때, S/N비를 5부터 100까지 변화시켜 가면서 각각의 S/N에 대해서 10회씩 쌍극자를 추정하는 방법으로 Monte Carlo 시뮬레이션을 수행하고 $\epsilon_{ap}, \epsilon_{ac}$ 의 평균과 표준편차를 구했다.

아래의 percent variance와 normalized chi-square를 계산하여 goodness-of-fit을 조사했다¹²⁾.

$$\%V = 100 \times \left[1 - \frac{\sum_{i=1}^N (V_i - \hat{V}_i)^2}{\sum_{i=1}^N V_i^2} \right]$$

$$X_r^2 = \sum_{i=1}^N \left(\frac{V_i - \hat{V}_i}{\sigma_i} \right)^2 \tag{4}$$

$X_r^2 = X^2/\nu$

σ_i : i번째 전극에서 발생한 noise의 표준 편차

ν : 자유도 = (전극의 갯수) - (추정되는 파라미터의 갯수)

이 시뮬레이션에서는 아래의 조건을 변화시켜 가면서 S/N와 $\epsilon_{ap}, \epsilon_{ac}$ 사이의 관계 그래프를 그렸다.

- 1) 전극의 갯수
- 2) 쌍극자의 방향
- 3) 쌍극자의 위치

전극의 갯수에 대한 S/N와 ϵ_{ap} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프는 전극의 갯수를 20, 40, 135로 변화시켜가면서 계산하였고 쌍극자의 방향에 대한 S/N와 ϵ_{ap} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프는 쌍극자의 방향을 X축 방향($\varphi=0^\circ$), Y축 방향($\varphi=90^\circ$), X축과 Y축의 중간 방향 ($\varphi=45^\circ$)으로 변화시켜가면서 계산하였다. 쌍극자의 위치에 대해서는 spherical coordinates(f, θ, φ)에서 (0.1, $90^\circ, 0^\circ$), (0.5, $90^\circ, 0^\circ$), (0.8, $90^\circ, 0^\circ$), (0.5, $90^\circ, 45^\circ$), (0.8, $90^\circ, 45^\circ$), (0.5, $90^\circ, 90^\circ$), (0.8, $90^\circ, 90^\circ$), (0.8, $0^\circ, 0^\circ$)로 변화시켜 가면서 S/N와 ϵ_{ap} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프를 계산하였다. 그래프는 S/N에 따른 각 점들의 평균을 power 함수로 fitting하여 그렸다.

3. 결과 및 논의

1) 전극의 갯수에 의한 오차

그림1.(a)를 보면, 전극의 갯수가 증가함에 따라 average position error가 줄어들음을 볼 수 있다. 전극의 갯수가 증가하는 것은 전극의 밀도가 증가하는 것을 말한다. 이것은 같은 위치A에서 전극의

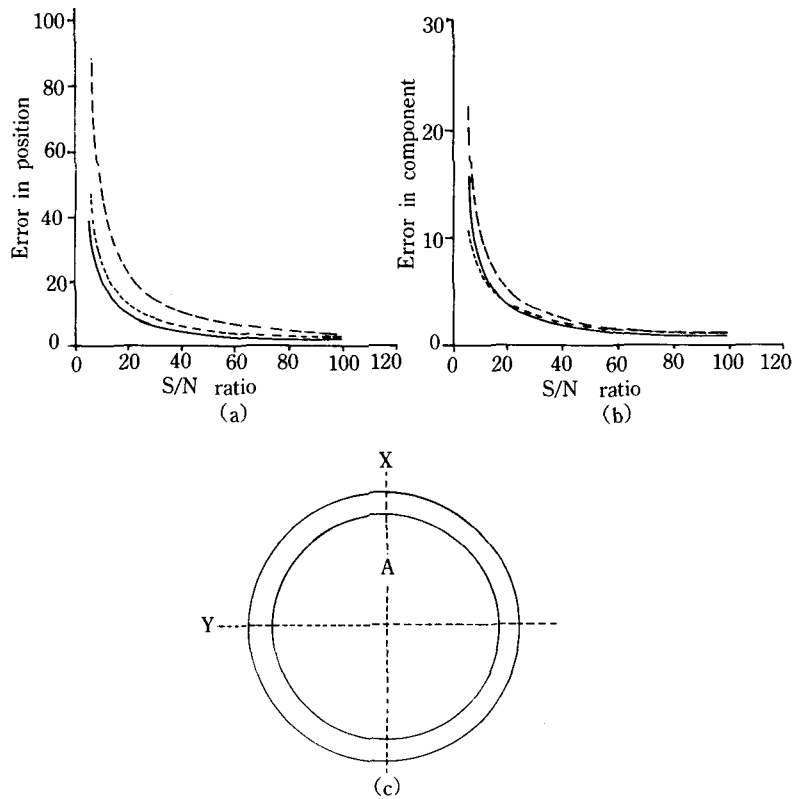


그림1. 전극의 갯수에 대한 S/N와 ϵ_{ap} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프.

(a)(b)전극의 갯수가 실선은 135개, 점선은 40개, 큰 점선은 20개 일 때이다. 전극의 갯수는 40개. (a) S/N와 average position error 사이의 관계 그래프. (b)S/N와 average component error 사이의 관계 그래프. (c)A위치는 이 실험의 측정 위치, 좌표 X는 코의 위치, 좌표 Y는 귀의 위치이다. 밖의 원과 안의 원사이에는 Scalp과 skull이 있다.

밀도가 변화함에 따라 average position error도 변화한다는 것을 의미한다. 그림1.(b)를 보면, 역시 전극의 갯수가 증가함에 따라 average component error가 줄어듦을 볼 수 있다. 이것은 같은 쌍극자에 대해 전극의 밀도가 변화하면 그에 따라 오차도 변화한다는 것을 의미한다. 이러한 현상은 뒤에서 다시 나타난다.

2) dipole의 방향에 의한 오차

그림2.(a)를 보면, 쌍극자의 방향이 (0, 1, 0) 일 때 error가 가장 적은 것으로 나타났다. (1, 0, 0) 일 때 error가 가장 크게 나타났으며, (0.7, 0.7, 0) 일 때는 앞의 두 값의 중간값이 나타났다. 그림2.(c)에서 (0, 1, 0)는 내부의 점선 구 상에서 쌍극자의 방향이 tangential 방향임을 가리키고, (1, 0, 0)는 radial 방향을 가리킨다. 이것은 쌍극자의 방향이 tangential 방향에서 radial 방향으로 갈수록 average position error가 커지는 것을 말한다. 이러한 양상은 그림2.(b)에서 보는 바와 같이 average component error에서도 나타난다.

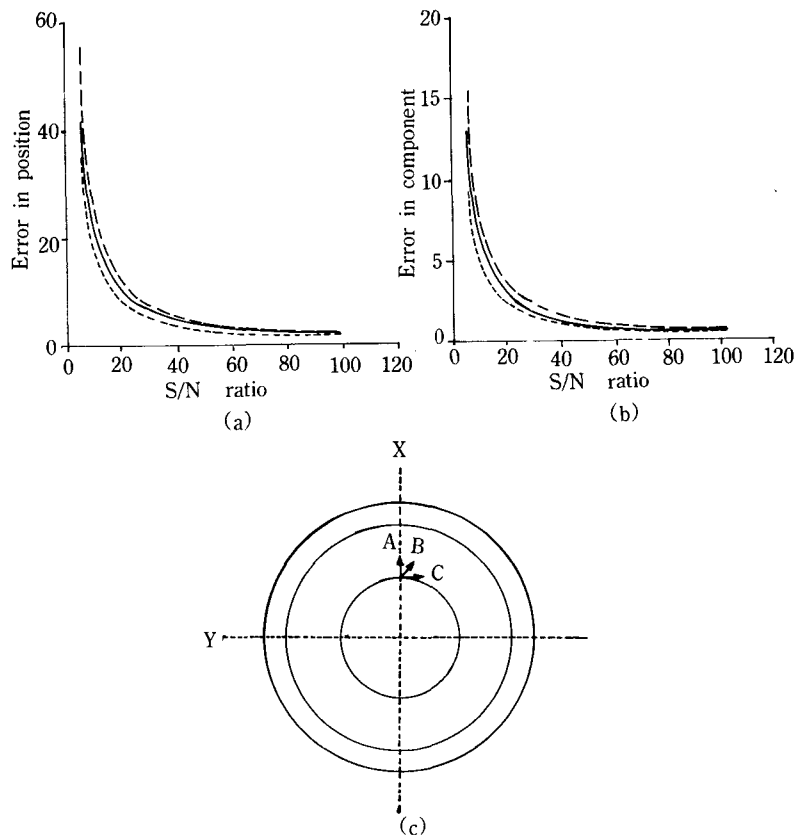


그림2. dipole의 방향에 대한 S/N와 ϵ_{ap} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프.

(a)(b)dipole의 방향이 실선은 (0.7, 0.7, 0), 점선은 (0, 1, 0), 굵은 점선은 (1, 0, 0) 일 때이다. 전극의 갯수는 40개. (a)S/N와 average position error 사이의 관계 그래프. (b)S/N와 average component error 사이의 관계 그래프. (c)A화살 표시가 있는 위치는 이 실험의 측정 위치, 좌표 X는 코의 위치, 좌표 Y는 귀의 위치이다. A는 dipole의 방향이 (1, 0, 0), B는 (0.7, 0.7, 0), C는 (0, 1, 0) 일 때이다.

3) dipole의 위치에 의한 오차

(1) X방향으로의 위치

그림3.(a)를 보면, 측정 위치가 중앙에서 외곽 쪽으로 갈수록 error가 줄어들음을 볼 수 있다. 그러나 그림3.(b)에서는 그림3.(a)의 반대 현상이 나타난다. 즉 쌍극자의 성분의 경우 외곽에서 중앙 쪽으로 갈수록 error가 줄어든다. 그림3.(d)는 source의 A, B 위치에 따른 입체각 차이를 나타낸다. 전극 배치에 대해 A는 큰 입체각을 가지고 있고 B는 A보다 작은 입체각을 가지고 있다. 그러나 같은 전극 밀도에 대해 A는 큰 입체각을 가진 반면 쌍극자 측정에 있어서는 B보다 부정확한 값을 가진다. 즉 A는 입체각은 크지만 정확하지 못하고 B는 입체각은 A보다 작지만 정확도는 A보다 높다. 정확도가 높다는 것은 쌍극자의 위치를 잘 찾는 것을, 입체각이 크다는 것은 쌍극자의 방향 즉 쌍극자의 모멘트를 잘 찾는 것을 의미한다. 그러므로 정확도는 average position error에 적용되고, 입체각은 average component error에 적용된다. 이것이 그림3.(a)와 그림3.(b)에서 서로 반대 양상이 나타나는 이유이다. 이러한 양상은 구체 내의 거의 모든 점에서 나타난다.

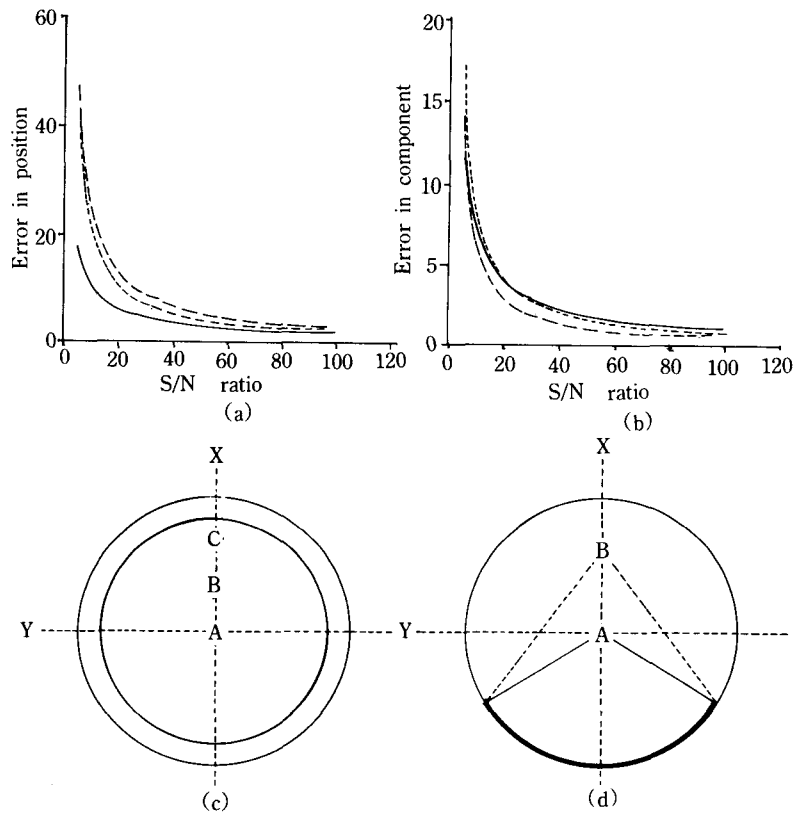


그림3. X축 방향에 대한 S/N와 ϵ_{ap} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프.

(a)(b)dipole의 위치가 실선은 Fig3.(c)의 C, 점선은 B, 굵은 점선은 A 일 때이다. 전극의 갯수는 40개.
 (a)S/N와 average position error 사이의 관계 그래프. (b)S/N와 average component error 사이의 관계 그래프. (c)A, B, C 위치는 이 실험의 측정 위치. (d)A, B 위치에 따른 solid angle 차이. 굵은 실선은 머리 뒷부분의 전극 배치를 나타냈다.

(2) X와 Y의 중간 방향으로의 위치

한편, X축 상의 위치 이외의 다른 방향으로의 위치에서의 경향성을 살펴보기 위하여 X축과 Y축의 중간 지점에 존재하는 축 위에 source를 위치하고 똑같은 시뮬레이션을 시도하였다. 그림4.(a)와 그림4.(b)에서 보는 바와 같이 거의 똑같은 양상이 일어남을 알 수 있다. average position error는 중앙에서 외피로 갈수록 정확해지고 반면에 average component error는 외피에서 중앙으로 갈수록 정확해진다. 이것은 입체각과 정확도에 의한 차이이다. 하지만 그림3.(b)와 그림4.(b)에서 보듯이 비록 외피에서 중앙으로 갈수록 정확해지지만 그 차이는 미약하다. 이는 서론에서도 말했듯이 EEG가 쌍극자 모멘트 추정에서 정확하기 때문이다.

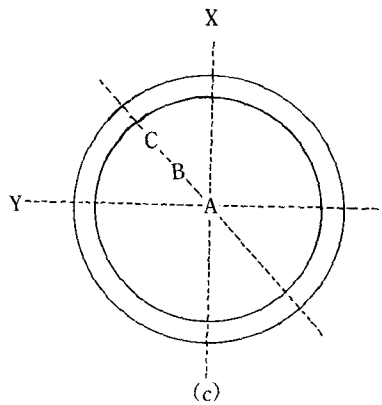
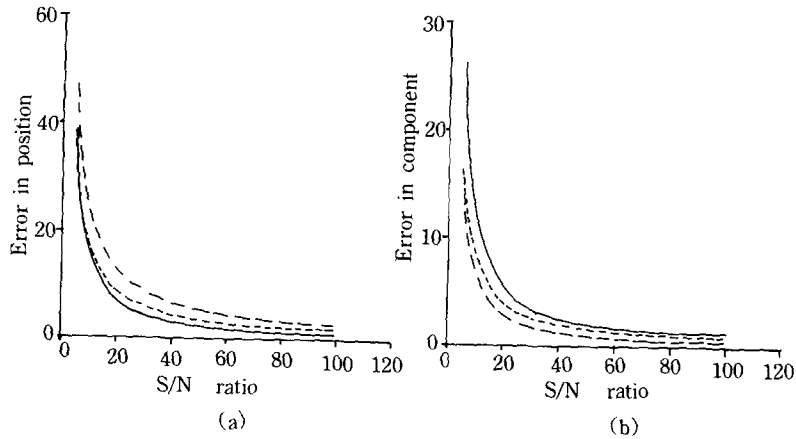


그림4. X축, Y축의 중간 방향에 대한 S/N와 ϵ_{ap} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프.

(a)(b)dipole의 위치가 실선은 Fig3.(c)의 C, 점선은 B, 굵은 점선은 A 일 때이다. 전극의 갯수는 40개.
 (a)S/N와 average position error 사이의 관계 그래프. (b)S/N와 average component error 사이의 관계 그래프. (c)A, B, C 위치는 이 실험의 측정 위치.

(3) Y방향으로의 위치

그림5.(d)는 머리 뒷부분에 전극을 배치한 상태이다. 그런데 Y축 끝부분의 작은 원에는 전극의 밀도가 아주 작게 분포되어 있다. 지금까지 행해진 시뮬레이션에서는 source의 위치가 주로 이마 부분이나 중심 부분이었다. 그렇기 때문에 전극의 밀도값이 각 지점에서 거의 같았고 이러한 밀도값은 오차에 커다란 영향을 주지 못하여 지금까지 언급을 하지 않았다. 그러나 Y축 끝부분에서는 상황이 다르다. 전극의 밀도가 미약하기 때문에 오차에 직접적인 영향을 미치게 된다. 그림5.(a)와 그림5.(b)에서 이러한 현상이 나타났다. 실선 즉, 그림5.(c)에서의 C지점에서 측정된 값이 전극 밀도의 지배를 받아 큰 오차를 나타냈고 이것은 average position error와 average component error의 경우 모두에서 나타났다. 이에 반해 A, B지점에서는 전극의 밀도가 비슷하기 때문에 그림5.(a)와 (b)에서 입체각과 정확도에 의한 반대 그래프가 나타났다. 그림5.(d)에서

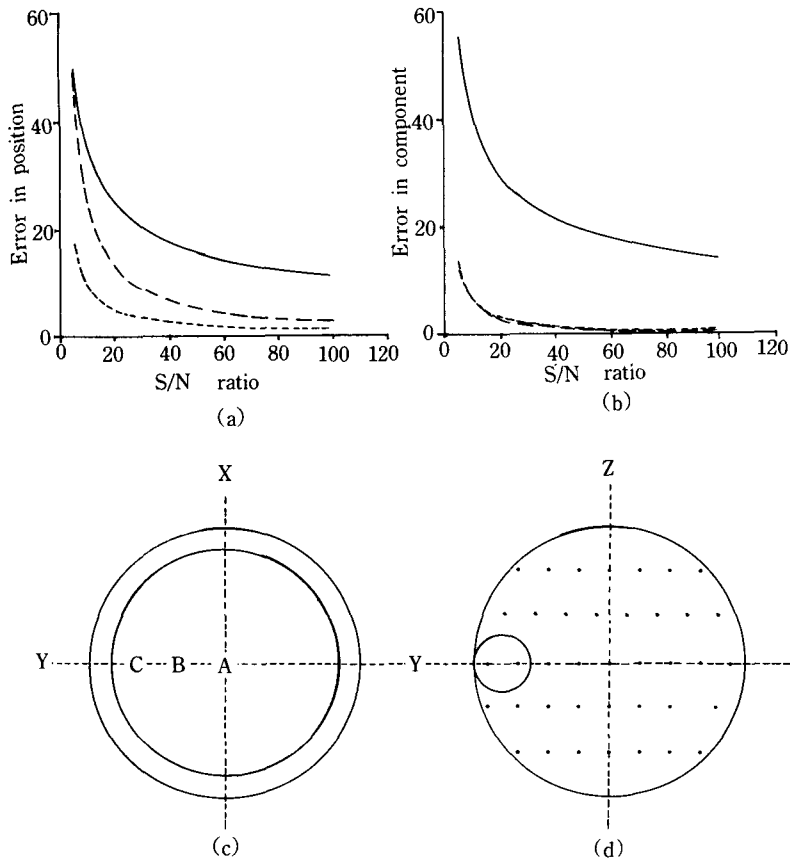


그림5. X축 방향에 대한 S/N과 ϵ_{op} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프.

(a)(b)dipole의 위치가 실선은 Fig3.(c)의 C, 점선은 B, 굵은 점선은 A 일 때이다. 전극의 갯수는 40개.
 (a)S/N와 average position error 사이의 관계 그래프. (b)S/N와 average component error 사이의 관계 그래프. (c)A, B, C 위치는 이 실험의 측정 위치. (d)전극의 갯수가 40개 일 때의 전극 배치. 좌표 Z는 정수리 부분의 위치이다.

Z축의 맨 윗부분을 보면, 전극의 밀도가 상당히 밀집되어 있다. 이것은 Y축의 작은 원과는 대조가 되는 부분이다. 이러한 Z축의 밀집된 부분은 중심 부분과 비슷한 전극의 밀도를 가진다. 그러므로 밀도에 대한 의존도보다 입체각과 정확도에 대한 의존도가 더 크다는 것을 예상할 수 있다. 다음 시뮬레이션이 그에 관한 실험이다.

(4) Z방향으로의 위치

그림6.(c)의 B지점은 전극의 밀도가 A지점과 비슷한 부분이다. 그렇기 때문에 전극의 밀도보다 입체각과 정확도에 의존하여 측정 결과가 나타난다. 그림6.(a)를 보면, 정확도에 의해서 중심에서 외피로 갈수록 average position error가 정확해졌고, 그림6.(b)에서는 입체각에 의해서 외피에서 중심으로 갈수록 average component error가 정확해진다는 사실을 보여 준다.

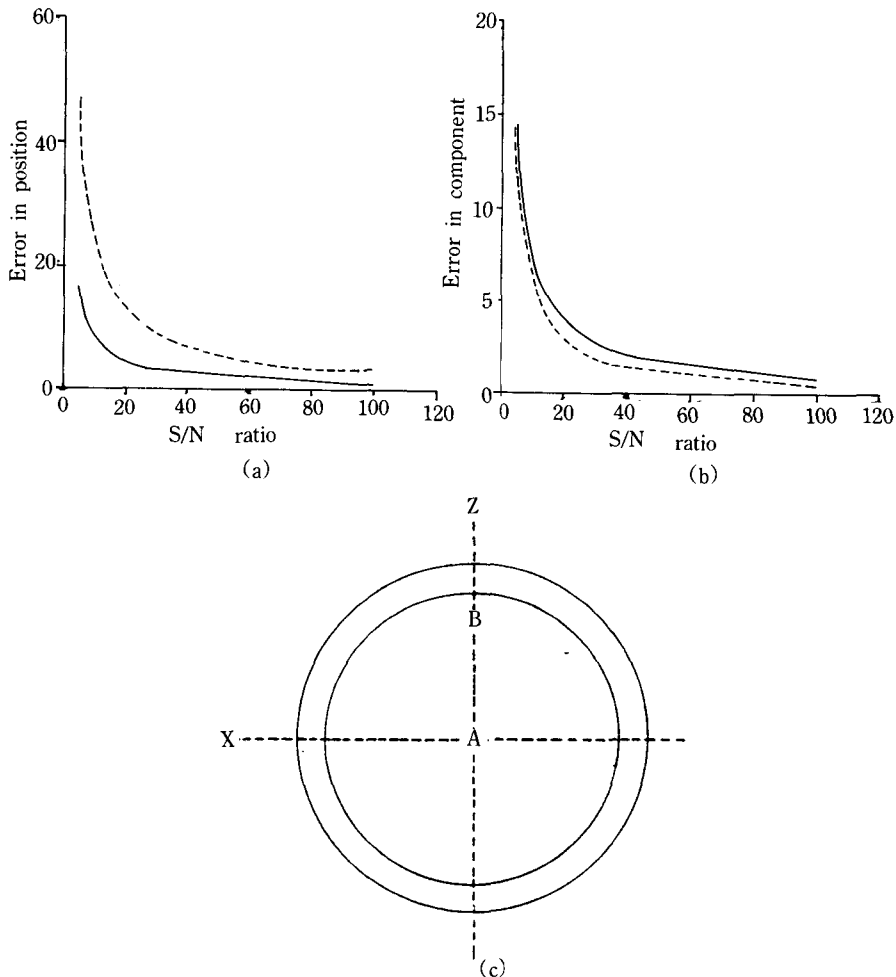


그림6. Z축 방향에 대한 S/N와 ϵ_{ap} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프.

(a)(b)dipole의 위치가 실선은 Fig3.(c)의 B, 점선은 A 일 때이다. 전극의 갯수는 40개. (a)S/N와 average position error 사이의 관계 그래프. (b)S/N와 average component error 사이의 관계 그래프. (c)A, B 위치는 이 실험의 측정 위치. 좌표 Z는 정수리의 위치이다.

4) 쌍극자 모멘트의 Radial과 Tangential방향에 의한 오차

이미 앞에서 쌍극자의 방향이 radial 일 때 보다 tangential 일 때 오차가 작게 나타났다. 이러한 현상을 면밀히 보기 위하여 그림7.(c)에서와 같이 쌍극자 모멘트를 놓고 시뮬레이션을 시도하였다. 그림7.(a)를 보면, 그림7.(c)의 A지점부터 C지점까지 시계 반대 방향으로 돌아가는 동안 오차가 점점 줄어들어가는 것을 볼 수 있다. A지점은 내부 원에서 radial 방향이고 C지점은 tangential 방향이다. tangential 방향이 radial 방향보다 정확하다는 것은 구체내의 모든 지점에 적용된다. 이것은 전극의 밀도, 입체각 그리고 정확도와 같은 오차의 요인에 관계없이 나타나는 또 하나의 독립된 요인이다.

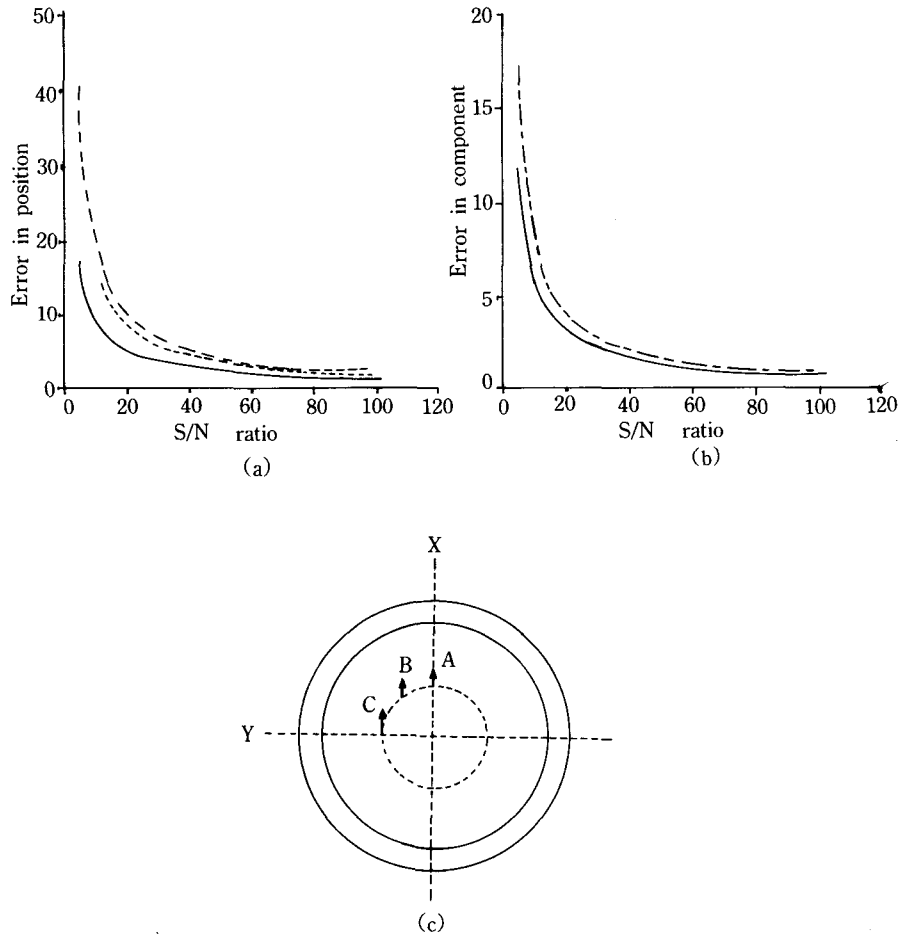


그림7. Radial과 Tangential에 대한 S/N와 ϵ_{op} , ϵ_{ac} 사이의 관계 그래프.

(a)(b)dipole의 위치가 실선은 Fig3.(c)의 C, 점선은 B, 굵은 점선은 A 일 때이다. 전극의 갯수는 40개.
 (a)S/N와 average position error 사이의 관계 그래프. (b)S/N와 average component error 사이의 관계 그래프. (c)A, B, C 위치는 이 실험의 측정 위치.

IV. 결 론

일반적으로 EEG에 의한 임상실험을 할 때 전극 배치는 필수적으로 행해져야만 한다. 그러나 대다수의 EEG 실험에서 전극 배치에는 큰 신경을 쓰지않고 배치하는 경향이 있다. 단지 몇 개의 전극을 배치할 것인가에 주목을 한다. 그러나 지금까지의 결과에서 전극의 밀도와 입체각은 실제 측정값에 커다란 영향을 주는 것으로 나타났다. 그러면 가장 적합한 전극 배치는 어떤 것인가. 지금까지의 결과로는, 가능한 넓은 입체각과 조밀한 전극 밀도를 사용하되 단위면적당 동일한 전극수로 배치하는 것이 가장 적합하다. 그러나 이렇게 배치하는 것에는 한계가 있고 또 이렇게 배치한 이후에 새로운 오차의 요인이 발생할 수도 있다. 그렇기 때문에 각각 실험의 성격에 맞게 전극 배치를 하여야 하는데 이 때 위의 오차의 원인 뿐만 아니라 여러 오차의 원인들을 충분히 고려하여 배치하여야 한다.

EEG 임상실험 과정에서 나타날 수 있는 오차의 요인은 이번 시뮬레이션에서 찾은 전극의 밀도, 입체각, 정확도 외에도 여러 가지가 있다. 예를 들어, signal과 noise의 처리, multi-dipole의 처리 등이 그것이다^{2, 12}. 실제 EEG 측정 실험에서는 어떤 특별한 자극에 대한 source의 위치를 측정하는 것이 중요하다³⁾. 그러나 아직까지 특별한 자극에 의해 발생된 source의 위치에 대한 정확한 data가 없기 때문에 evoked potential을 이용하여 source를 추정하여도 그것이 얼마나 정확한 것인지 확인하기는 힘들다. 이러한 이유때문에 신뢰도가 높은 결과를 얻기 위해서는 최대한 오차의 요인들을 제거하여야만 한다. 그러기 위해서는 더욱 많은 오차의 요인들을 찾아내어야만 하겠다.

EEG에 의한 실험은 MEG에 의한 실험보다 쌍극자 모멘트 추정에 있어 더욱 정확하다³⁾. 실제로 앞의 실험 결과들로 부터 average component error가 average position error보다 훨씬 정확하게 측정되었음을 볼 수 있다. 이에 반해 MEG에 의한 실험은 쌍극자의 위치 추정에 있어 EEG보다 정확하다. Evoked potential에 의해 source 추정을 할 때 이러한 사실을 이용하여 EEG와 MEG를 병행하여 실험한다면 보다 정확한 결과를 얻을 수 있을 것이다.

참고문헌

1. B. N. Cuffin, "A comparison of moving dipole inverse solutions using EEG's and MEG's," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, pp. 905-910, Nov. 1985.
2. R. P. Gaumond, J. H. Lin, and D. B. Geselowitz, "Accuracy of dipole localization with a spherical homogeneous model," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, pp. 29-34, Jan. 1983.
3. R. M. Gulrajani, F. A. Roberge, and P. Savard, "Moving dipole inverse ECG and EEG solutions," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, pp. 903-910, Dec.
4. C. J. Henderson, S. R. Butler, and A. Glass, "The localization of equivalent dipoles of EEG sources by the application of electrical field theory," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 39, pp. 117-130, 1975.
5. R. N. Kavanagh, T. M. Darcey, D. Lehmann, and D. H. Fender, "Evaluation of methods for three-dimensional localization of electrical sources in the human brain," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-25, pp. 421-429, 1978.
6. J. P. Ary, S. A. Klein, and D. H. Fender, "Location of sources of evoked scalp potentials: Correction for skull and scalp thicknesses," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-28, pp. 447-452, Jun. 1981.

7. C. C. Wood, "Application of dipole localization methods to source identification of human evoked potentials," *Evoked Potentials, Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 388, pp. 139–155, June 1982.
8. C. J. Stock, "The influence of model parameters on EEG/MEG single dipole source estimation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME–34, pp. 289–296, Apr. 1987.
9. F. Perrin, O. Bertrand, and J. Pernier, "Scalp current density mapping : Value and estimation from potential data," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME–34, pp. 283–288, Apr. 1987.
10. B. He, T. Musha, Y. Okamoto, S. Homma, Y. Nakajima, and T. Sato, "Electric Dipole tracing in the brain by means of the boundary element method and its accuracy," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME–34, pp. 406–414, Jun. 1987.
11. W. H. Press, S. A. Teucolsky, W. T. Vetterling, and B. P. Flannery, *Numerical Recipes in C : The art of scientific computing*, Cambridge university press, 1992.
12. S. Supek, and C. J. Aine, "Simulation studies of multiple dipole neuromagnetic source localization : Model order and limits of source resolution," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME–40, pp. 529–539, Jun. 1993.

The effect of model parameters on single dipole source tracing in EEG

K.B. Park, I.H. Park

Department of Physics, Incheon University, Incheon Korea

D.W. Kim, B.H. Bae, S.Y. Kim

Department of Physics, Korea Advanced Institute of Science and Technology, Taejon Korea

C.Y. Park, S.T. Kim

Carmen Electric Research Center

ABSTRACT

The accurate localization of electrical sources in the brain is one of the most important questions in EEG, especially in the analysis of evoked responses and of epileptiform spike activity. A detailed simulation study of single dipole source estimation based on EEG is given in this paper. The effects of dipole model parameters on single dipole source tracing in EEG are examined in some detail using the Monte Carlo simulation. The error of source localization is found to be greatly influenced by how the electrodes are distributed over the head and the number of them.