

# 전극 배치가 EEG의 Single Dipole Source 추정에 끼치는 영향에 관한 연구

박기범<sup>1</sup>, 김동우<sup>2</sup>, 배병훈<sup>2</sup>, 김수용<sup>2</sup>

1. 인천대학교 물리학과
2. 한국과학기술원 물리학과

## The effect of electrodes' allocation on single dipole source tracing in EEG

K. B. Park<sup>1</sup>, D. W. Kim<sup>2</sup>, B. H. Bae<sup>2</sup>, S. Y. Kim<sup>2</sup>

1. Department of Physics, Incheon University
2. Department of Physics, KAIST

뇌전위 측정에 의해 흥분 뉴런군의 위치를 추정하는 source localization problem은 Evoked Potential 해석법에 있어서 매우 중요한 의미를 갖는다. 이번 논문에서는 EEG 실험에서의 전극 배치가 S/N(signal to noise ratio)과 추정 오차 사이에 어떤 영향을 미치는가를 Monte Carlo 시뮬레이션으로 조사하였다. 머리 모델은 3중 구각 모델을 사용하였고 이를 이용하여 forward problem을 계산하였다. 쌍극자 파라미터를 minimization 하는 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 전극 배치를 어떻게 했는가에 따라 그에 따른 오차가 변화한다. 이러한 오차의 원인을 제거하기 위해서 새로운 전극 배치를 모델링하여 기존의 전극 배치와 비교해 보았다. 그 결과 전극 밀도와 입체각에 대한 오차를 크게 줄일 수 있었다.

### 1. 서론

EP 검출시 SP를 완전히 제거한다는 것은 현실적으로 불가능하며, SP외의 노이즈 성분인 motion artifact, EOG(ElectroOccipitalGraph)의 혼입, sweating에 의한 galvanic skin reflex 등도 현실적으로 뇌전위 측정시 일반적으로 포함되는 노이즈들이다. EP는 우리가 실험에서 얻고자하는 signal이고 SP와 여러가지 노이즈는 제거되어야 할 signal이다.

EP와 SP의 신호크기비는 자극의 종류에 따라 다르고 개인차를 보이지만 보통 0.1 - 0.8 정도이다. 흔히 사용되는 EP 검출 방식인 Average 방식으로는 같은 자극에 대한 실험 횟수가 N이면 S/N(signal to noise ratio)이  $\sqrt{N}$ 에 비례하여 증가한다. 따라서 최종적인 EP의 S/N비는  $0.1\sqrt{N}$ 에서  $0.8\sqrt{N}$  정도가 된다. S/N이  $\sqrt{N}$ 에 비례한다는 것은 같은 실험을 여러번 할수록 큰 S/N을 얻을 수 있다는 것이다. S/N이 클수록 source localization은 정확해지므로 실험자는 같은 실험을 가능한 많이 수행하여야 한다. 그러나 실험을 여러번 하는 것에는 한계가 있고 이것은 S/N의 한계를 만든다. 예를 들어, 같은 실험을 100번하여 얻은 S/N값을 10만큼 증가시키기 위해서는  $0.1\sqrt{N}$ 인 경우에는 12000번,  $0.8\sqrt{N}$ 인 경우에는 400번의 반복 실험을 더 하여야 한다.

기존의 연구에서는 S/N이 dipole추정에 미치는 영향, head 모델 변수가 dipole추정에 미치는 영향등이 집중적으로 연구되었고 2,8) 전극 배치 방식에 대한 고려는 아직 이뤄지지 않았다. 본 논문에서는 여러 가지 오차의 원인 중에서 전극 배치에 의해 나타나는 오차를 조사하였다. 특히, 단일 쌍극자 모델은 이용한 source localization문제에서 전극의 개수, 쌍극자의 위치 및 방향에 대한 S/N과 추정 오차 사이의 관계를 Monte Carlo 시뮬레이션을 통하여 조사하였다. 전극의 개수, 쌍극자의 방향, 쌍극자의 위치 등에 의해 추정 오차가 변화하였고 이러한 과정에서 전극의 밀도, 입체각 등이 추정 오차에 영향을 미침을 알 수 있었다.

본 시뮬레이션에서 사용한 전극 배치로 인해 나타난 오차의 원인을 토대로 최소한 앞에서 언급한 오차의 원인 - 전극의 밀도와 입체각 - 을 줄일 수 있는 새로운 전극 배치 모델을 제시해 보았다. 그러나 입체각은 인간의 머리 형태의 구조적인 문제때문에 크게 할 수 있는 한계가 있으므로 그 크기를 일정하게 하였다. 전극의 밀도는 연구 결과를 분석해 볼 때 균일한 것이

좋기 때문에 면적당 전극수를 일정하게 하는 방식을 택하였다. 이렇게 하여 모델링한 전극 배치와 기존의 연구자들이 많이 사용한 전극 배치를 비교하는 과정에서 새로 모델링한 전극 배치가 앞에서 언급한 오차의 원인을 줄이는 효과를 가지고 있음을 보였다.

### 2. 계산 방법

이 논문에서는 두피(scalp), 두개골(skull), 뇌(brain)를 나타내는 인간의 뇌에 대한 3중 구각(spherical shell) 모델을 사용해서 8) 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(그림1.(a)). 전극 위치의 범위는  $\theta(30^\circ \leq \theta \leq 120^\circ)$ 와  $\varphi(120^\circ \leq \varphi \leq 240^\circ)$ 로 설정하였다 12). 전류 쌍극자가 Z축 위의 L 지점에 있을 때 구표면의  $(\theta, \phi)$  위치에서 발생하는 전위는 아래의 식으로 표현된다 6, 9).

$$V = \left[ \sum_{n=1}^{\infty} c_n f_n^{m=1} \left( n P_n P_n(\cos\theta) + (P_n \cos\varphi + P_n \sin\varphi) P_n^1(\cos\theta) \right) \right] / (4\pi\epsilon R^2) \quad \dots (1)$$

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

$$c_n = (2n+1)^2 s^{-1} (n(n+1)d_n),$$

$$d_n = ((n+1)s + n)(1 + ns^{-1}(n+1))$$

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

- L : dipole의 z 좌표
- $P_1$  : 뇌의 반지름
- $P_2$  : 두개골의 반지름
- R : 두피의 반지름
- $\sigma$  : 뇌와 두피의 전기 전도도
- $\sigma_s$  : 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 있다 9).

source localization은 6개의 파라미터 즉 쌍극자의 위치( $\theta, \varphi$ )와 쌍극자의 성분( $P_x, P_y, P_z$ )을 minimization하는 문제이지만 ( $P_x, P_y, P_z$ )에 대해서는 선형 이므로 6차원 minimization 문제를 3차원 minimization 문제로 바꾸어서 계산할 수 있다 10). 이러한 minimization은 simplex method를 사용하여 접근하였다 11). 아래의 함수가 simplex method를 사용하여 minimization한 함수이다.

$$S = \sum_{i=1}^N (V_i - \hat{V}_i)^2 \quad \dots (2)$$

- $V_i$  : i 번째 전극의 EEG 전위
- $\hat{V}_i$  : 추정된 쌍극자와 (1)식을 통하여 i 번째 전극에서 발생하는 전위
- N : 전극의 개수

측정값에는 반드시 잡음 신호가 첨가된다. 그러므로 이에 의해 측정된 전위값을 쌍극자 파라미터를 찾는 데 이용한다면 당연히

추정된 쌍극자 파라미터에는 오차가 있게 된다. 이 오차의 정도를 평균 위치 오차(average position error,  $\epsilon_{ap}$ )와 평균 성분 오차(average component error,  $\epsilon_{ac}$ )로 나타내기로 했다(8). 오차의 단위는 percentage이고 오차가 10(%)라고 하는 것은 추정된 source 위치로부터 반경 R/10 (R은 구모델의 반경)안에 실제 source가 있다는 것이다. 이러한 오차들의 정의는 아래와 같다.

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

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

여기에서  $d_i$ 는 쌍극자 파라미터를 나타낸다. ( $d_1, d_2, d_3$ )는 쌍극자의 위치 ( $f, \theta, \phi$ )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 조사했다(12).

$$\%I^2 = 100 \times \left[ 1 - \frac{\sum_{i=1}^N (I_i - \bar{I})^2}{\sum_{i=1}^N I_i^2} \right]$$

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^N \frac{I_i - \bar{I}}{\sigma_i} \quad \dots (4)$$

$\chi^2 = \chi^2 / \nu$   
 $\sigma_i$  : i 번째 전극에서 발생한 noise의 표준 편차  
 $\nu$  : 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  $\epsilon_{ap}, \epsilon_{ac}$  사이의 관계 그래프는 전극의 갯수를 20, 40, 135로 변화시켜가면서 계산하였고 쌍극자의 방향에 대한 S/N와  $\epsilon_{ap}, \epsilon_{ac}$  사이의 관계 그래프는 쌍극자의 방향을 X축 방향( $\phi=0$ ), Y축 방향( $\phi=90^\circ$ ), X축과 Y축의 중간 방향( $\phi=45^\circ$ )으로 변화시켜가면서 계산하였다. 쌍극자의 위치에 대해서는 spherical coordinates( $f, \theta, \phi$ )에서 (0.1, 90°, 0°), (0.5, 90°, 0°), (0.8, 90°, 0°), (0.5, 90°, 45°), (0.8, 90°, 45°), (0.5, 90°, 90°), (0.8, 90°, 90°), (0.8, 0°, 0°)로 변화시켜 가면서 S/N와  $\epsilon_{ap}, \epsilon_{ac}$  사이의 관계 그래프를 계산하였다. 그래프는 S/N에 따른 각 점들의 평균을 power 함수로 fitting하여 그렸다.

새로 모델링한 전극 배치는 면적당 전극수가 일정하여야 한다. 그런데 머리의 모델을 구모델로 선택했기 때문에 그림1과 같이 면적을 나누어 각 고리에 전극을 배치해야 한다. 각 고리에 전극을 배치할 때에는 전극의 갯수( $n$ )를 아래의 식이 만족하도록 배치한다.

$$\frac{n}{\int_0^\pi \int_0^{2\pi} \sin\theta d\theta d\phi} = const \quad \dots (5)$$

### 3. 결론

- 1). 그림3에서, 전극의 갯수가 많을 수록 오차는 줄어들었다.
- 2). 그림4에서, dipole의 방향이 radial 방향일수록 오차는 줄어들었다.
- 3). 그림5,6,7에서, dipole의 위치가 중앙에서 외피로 갈수록 average position error가 줄어들었고, 외피에서 중앙으로 갈수록 average component error가 줄어들었다. 이것은 dipole의 입체각때문이다.
- 4). 그림6에서, 위치에 따른 오차외에 전극의 밀도에 대한 오차가 나타남을 보였다.
- 5). 그림8에서, 지금까지의 오차를 줄일수 있는 새로운 전극 배치를 보였다.

6). 그림9에서, 기존의 전극 배치와 비교한 결과, 새로운 전극 배치가 지금까지 나타남 오차를 줄일수 있음이 보였다.

대다수의 EEG 실험에서 전극 배치에는 큰 신경을 쓰지 않고 배치하는 경향이 있다. 단지 몇 개의 전극을 배치한 것인가에 주목을 한다. 그러나 전극의 밀도와 입체각은 실제 측정 값에 커다란 영향을 주는 것으로 나타났다(앞의 결과 (1), (2), (3), ). 그러므로 실제 실험에서 전극 배치를 할 때 여러 다른 오차의 원인 뿐만 아니라 전극의 밀도와 입체각도 충분히 고려하여 배치하여야 한다.

source localization에서 추정오차를 줄이기 위한 새로운 방식의 전극 배치를 제시해 보았다(앞의 결과 (4)). 그 결과 새로 모델링한 전극 배치에서는 기존의 전극 배치에서 나타난 커다란 오차를 거의 제거시킬 수 있음을 볼 수 있었다. 이를 통해서, 전극 밀도와 입체각에 의해 나타나는 오차에 대해서는 같은 전극수라도 S/N을 높이는 효과를 얻을 수 있고 또한 source의 위치가 변함에 관계없이 오차를 일정하게 하는 효과도 얻을 수 있었다. 이러한 방법을 응용하여 새로운 오차의 원인을 찾아냈을 경우에도 그 원인을 제거할 수 있는 방법을 찾는 데 도움을 줄 수 있을 것이다.

source localization과정에서 나타날 수 있는 오차의 요인을 제거하기 위해서 고려해야 할 것은 본 연구에서의 전극의 밀도, 입체각 외에도 여러 가지가 있을 것이다. 예를 들어, signal과 noise의 신호처리, multi-dipole 모델의 도입 등이 그것이다(2, 12). 실제 source localization method가 임상적 중요성을 갖고, 뇌 연구의 중요한 tool 이 되기 위해서는 source의 위치를 정확히 측정하는 것이 필수적이다(3). 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.

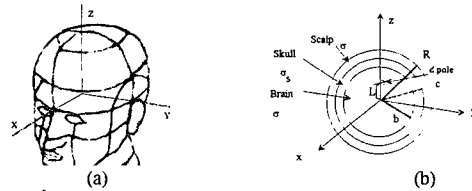


그림1.

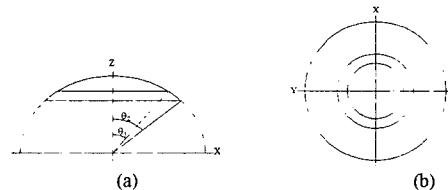


그림2. 전극이 들어갈 면적소.

(a) 오른쪽 귀쪽에서 머리를 본 모습.  $\theta_1$ 과  $\theta_2$ 로 지시된 부분이 전극이 들어갈 면적이다. (b) 정수리에서 머리를 내려다 본 모습. (a)에서  $\theta_1$ 과  $\theta_2$ 로 지시된 부분이 고리로 나타내진다.

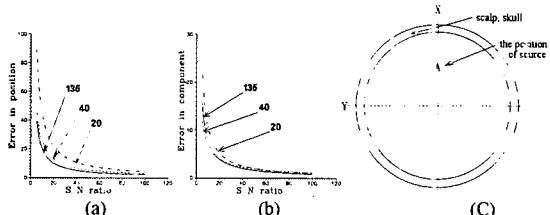


그림3. 전극의 갯수에 대한 S/N와  $\epsilon_{ap}, \epsilon_{ac}$  사이의 관계 그래프.

(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) A 위치는 이 실험의 측정 위치, 좌표 X는 코의 위치, 좌표 Y는 귀의 위치이다. 밖의 원과 안의 원사이에는 scalp과 skull이 있다.

전극 배치가 EEG의 Single Dipole Source 추정에 미치는 영향에 관한 연구

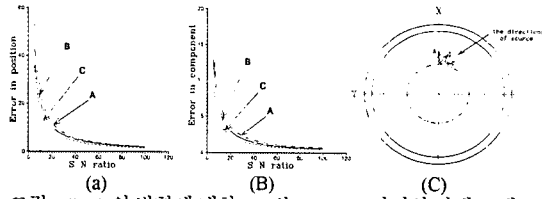


그림4. dipole의 방향에 대한 S/N과  $\epsilon_{ap}$ ,  $\epsilon_{ac}$  사이의 관계 그래프.

(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) 화살표가 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.

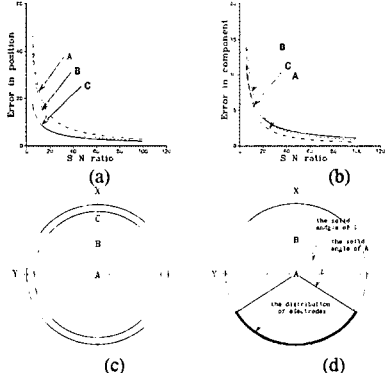


그림5. X축 방향에 대한 S/N과  $\epsilon_{ap}$ ,  $\epsilon_{ac}$  사이의 관계 그래프.

(a)(b) dipole의 위치가 실선은 Fig5.(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.

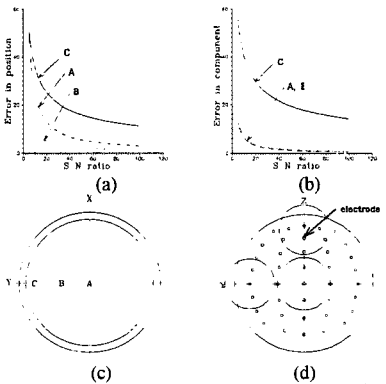


그림6. Y축 방향에 대한 S/N과  $\epsilon_{ap}$ ,  $\epsilon_{ac}$  사이의 관계 그래프.

(a)(b) dipole의 위치가 실선은 Fig6.(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.

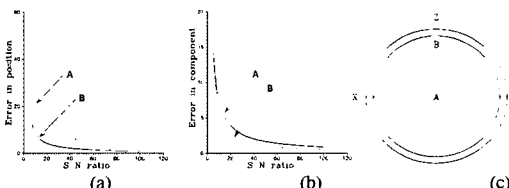


그림7. Z축 방향에 대한 S/N과  $\epsilon_{ap}$ ,  $\epsilon_{ac}$  사이의 관계 그래프.

(a)(b) dipole의 위치가 실선은 Fig7.(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.

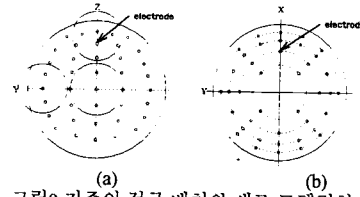


그림8. 기존의 전극 배치와 새로 모델링한 전극 배치의 형태 비교. (a) 기존의 전극 배치. (b) 새로 모델링한 전극 배치.

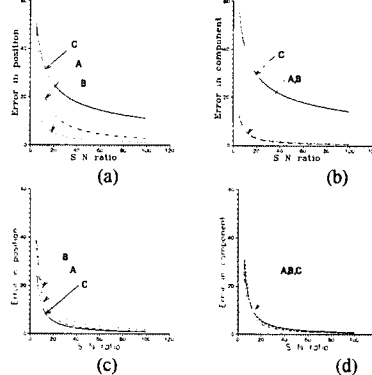


그림9. Y축의 끝부분에서 기존의 전극 배치와 새로 모델링한 전극 배치의 결과 비교 그래프.

(a)(b)(c)(d) dipole의 위치가 실선은 Fig6.(c)의 C, 점선은 B, 굵은 점선은 A 일 때이다. 전극의 갯수는 40개. (a)(b) 기존의 전극 배치에 의한 결과 그래프. (c)(d) 새로 모델링한 전극 배치에 의한 결과 그래프. (a)(c) S/N와 average position error 사이의 관계 그래프. (b)(d) S/N와 average component error 사이의 관계 그래프.

4. 참고 문헌

- [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. 1984.
- [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.