

신호원 극소화를 위한 위치의 최적화 : MNLS

김은정*, 안주만**, 이인범*, 박광석**

*서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학 전공, **서울대학교 의공학 연구소

**서울대학교 의과대학 의공학 교실

전화 02-740-8593 / 팩스 02-3676-1175

Optimization of sensor location for source localization :

Minimum-Norm Least-Square Method

Y. J. Kim*, J. M. Han**, I. B. Lee*, K. S. Park**

*Interdisciplinary Program of Medical and Biological Engineering Major, Seoul Nat'l Univ.

**Inst. of Biomedical Engineering

**Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul Nat'l Univ.

Abstract

The Minimum-Norm Least-Square(MNLS) approach based on lead field theory is an useful method to find an unique inverse solution for the measured magnetic field. The lead field depends on head geometry and location of sources and sensors. So, optimization of sensor array location is important issue for MNLS estimation. In this paper, we present an investigation for the optimization of sensor array location in computer simulation.

1. 서론

외부에서 측정된 magnetic field pattern으로부터 도체 내부의 magnetic source image를 추측하는 것은 biomagnetic 연구의 주요 과제 중의 하나이다. 이러한 inverse problem의 해를 구하는 방법 중 하나가 Minimum-Norm Least-Square(MNLS)이며, Moore-Penrose(pseudo) inverse matrix를 사용하는 이 방법은 계산 속도가 빠르다는 장점을 가지고 있다. MNLS estimation은 sensor array의 위치와 형태에 따라 그 성능이 달라지게 된다. 따라서 이 논문에서는 model simulation을 통해 MNLS의 성능을 향상시킬 수 있는 sensor array를 제시하고자 한다.

2. 실험 방법

A. Lead field and MNLS

Lead field를 L, source에서 측정된 magnetic field를 B, image surface에서 예상되는 dipole source의 moment를 Q라고 한다. 이 때 L의 pseudo inverse L^+ 에 대해, $Q = L^+B$ 를 이용해 image surface에서의 dipole source의 moment를 추정할 수 있다.

B. Simulation Model

Sensor가 위치하는 observation surface는 중심이 $(x,y,z) = (0, 0, 0)$ cm이며, 반지름이 10cm인 구형에서 $z > 5$ cm인 부분을 사용하였다. sensor의 위치는 두 가지 형태를 사용하였는데, 하나는 그림. 1(a)와 같이 인접한 sensor들 간의 간격을 1.6cm로 일정하게 한 것 (model A)이고 다른 하나는 그림. 1(b)와 같이 sensor array 간의 각도를 $\pi/14$ rad로 일정하게 한 것 (model B)이다. sensor의 개수는 모든 경우에 동일하게 113개를 사용하였다. simulation에서 사용한 source는 point source 1개인 경우에는 $(x,y,z) = (2, 2, 6.4031)$ cm에 위치하며, 2개인 경우에는 $(x,y,z) = (\pm 2, \pm 2, 6.4031)$ cm에 각각 위치했다. Point source의 moment는 tangential 성분만 가지며, 그 크기는 1로 정했다. source에서 magnetic field를 측정할 때 noise는 발생하지 않는다고 가정하였다.

neuronal activity source의 위치를 나타내는 Image

surface는 중심이 $(x,y,z) = (0,0,0)$ cm이며 반지름이 7cm인 구형에서 $z > 2$ cm인 부분을 사용하였다. image node들 간의 간격은 0.5cm이며, 그 개수는 567개이다. 또 실제 source가 존재하는 $(\pm 2, \pm 2, 6.4031)$ cm를 포함한다.

MNLS reconstruction의 성능을 분석할 parameter로 'error'와 source의 peak가 존재하는 position 'maxR'을 사용하였다. error E의 식은 다음과 같다.

$$E = \frac{1}{N} \sum_i (P_i' - P_i)^2$$

P_i 는 각 image surface node의 실제 dipole moment, P_i' 는 MNLS에 의해 추정된 dipole moment이며, N은 image surface node 수이다.

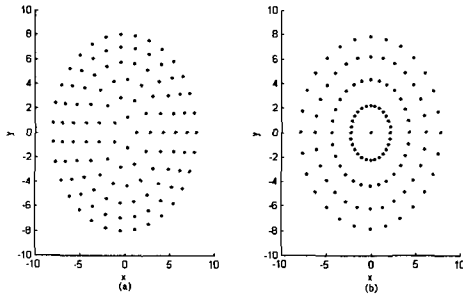


그림 1. sensor 배치
(a) sensor 간격이 일정한 경우
(b) sensor array 사이의 각이 일정한 경우

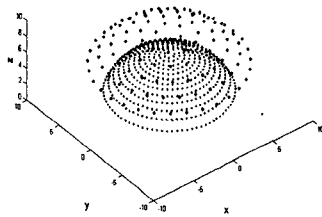


그림 2. sensor와 image node의 분포

3. 결과 및 토의

A. Single Current Dipole

그림 3.(a)는 Sensor 간의 간격이 일정한 model A의 경우, image surface node에서의 dipole moment(tangential 성분)를 interpolation을 이용해 나타낸 것이다. error는 0.0015, maxR은 $(x,y,z) = (2.000, 2.000, 6.4031)$ cm로 point source가 존재하는 위치를 정확히 찾았다. 그림 2.(b)는 sensor array 간의 각도가 일정한 model B의 경우를 나타낸 것으로, error는 0.0049, maxR은 $(x,y,z) = (2.0263, 2.2218, 6.2312)$ cm로 나타났다.

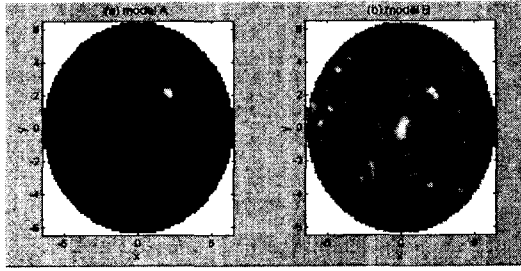
B. Two Current Dipole

그림 4는 model A의 경우를 나타낸 것으로, error가 2.3419이고, maxR은 각각 $(2.0302, 2.0358, 6.3823)$ cm, $(-2.0413, -2.1689, 6.3348)$ cm였다. model B의 경우, maxR이 각각 $(0.5855, 0.8532, 6.9231)$ cm, $(-3.6173, 2.2986, 5.5346)$ cm로 source position을 찾아내지 못했다.

C. Discussion

Single dipole source의 경우, model A는 정확한 source position을 찾았다. 그러나 model B는 그림 3.(b)에서 나타나듯이 정확도가 model A에 비해 현저하게 떨어졌다. 또한 multi-dipole source의 경우 model A는 용인할 수 있을 정도의 error 값을 가졌지만, model B는 source position을 전혀 찾아내지 못했다. Sensor 개수를 50에서 170까지 변화시키면서 simulation을 실행해본 결과, sensor 개수가 동일할 때 model A의 MNLS estimation의 성능이 더 우수한 것으로 나타났다.

덧붙여서, MNLS estimation은 head geometry에 의해서도 그 성능이 좌우되므로, 실제 head model에 대해서도 앞에서 행한 simulation의 결과가 적용되는지에 대한 연구가 요구된다.



Estimation: Magnetic Source Images for a Spherical Model Head”, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 40, No. 4, pp. 387-396, 1993

[4] Jia-Zhu Wang, Samuel J. Williamson, Lloyd Kaufman, “Magnetic Source Images Determined by a Lead-Field Analysis: The Unique Minimum-Norm Least-squares Estimation”, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 39, No. 7, pp. 665-675, 1992

그림 3. single current dipole

(a) model A, (b) model B

밝을수록 source의 크기가 크고, 어두울수록 작다.

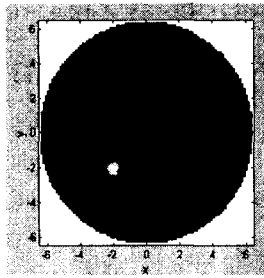


그림 4. two current dipole (model A)

4. 참고문헌

[1] John C. Mosher, Richard M. Leahy, Paul S. Lewis, “EEG and MEG: Forward Solutions for Inverse Methods”, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 46, No. 3, pp. 245-259, 1999

[2] Jia-Zhu Wang, “MNLS Inverse Discriminates Between Neuronal Activity on Opposite Walls of a Simulated Sulcus of the Brain”, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 41, No. 5, pp. 470-479, 1994

[3] Jia-Zhu Wang, “Minimum-Norm Least-Squares