

개선된 다운힐 심플렉스 법을 이용한 주파수 영역에서의 뇌자도 신호원 추정

김병준, 안광옥, 이찬희, 정현교

서울대학교 전기공학부

Magnetoencephalography Source Localization using Improved Downhill Simplex Method in Frequency Domain

Byeong-Jun Kim, Kwang-Ok An, Chany Lee, Hyun-Kyo Jung

School of Electrical Engineering, Seoul National University

(Received January 24, 2008, Accepted May 16, 2008)

Abstract

Nelder-Mead downhill simplex method (DSM), a kind of deterministic optimization algorithms, has been used extensively for magnetoencephalography(MEG) dipolar source localization problems because it does not require any functional differentiation. Like many other deterministic algorithms, however, it is very sensitive to the choice of initial positions and it can be easily trapped in local optima when being applied to complex inverse problems with multiple simultaneous sources. In this paper, some modifications have been made to make up for DSM's limitations and improve the accuracy of DSM. First of all, initial point determination method for DSM using magnetic fields on the sensor surface was proposed. Secondly, Univariant-DSM combined DSM with univariant method was proposed. To verify the performance of the proposed method, it was applied to simulated MEG data and practical MEG measurements.

Key words : Keywords: Nelder-Mead downhill simplex method, initial point determination, Univariant method

1. 서론

뇌자도(Magnetoencephalography: MEG)는 우수한 시간, 공간 분해능을 가지는 비침습적인 측정 기술로써 뇌기능 연구와 뇌 질환 진단 분야에서 널리 사용된다[1,2]. 뇌의 내부에서 발생하는 현상은 어떤 자극에 의해서 발생하는 유발전위(evoked potentials)와 자발적으로 발생하는 주기적 뇌파 활동(oscillatory brain activity)으로 구분되는데, 이 중 주기적 뇌파 활동의 국지화는 정상인의 특성을 상세화해서 발작 등의 질병이 있는 사람의 뇌파와 비교 분석하고 뇌의 기능과 주기적 뇌파의 관계를 규명하기 위하여 중요하게 사용되고 있다. 따라서 본 논문에서는 주기적 뇌파 활동의 국지화를 위하여 특정 주파수 영역의 신호를 이용하여 신호원 추정을 수행하였다[3].

뇌자도 신호원 추정을 위한 전류원 모델은 일반적으로 분포 전류원(distributed current source) 모델과 등가 전류원 쌍극자

(equivalent current dipole: ECD) 모델을 많이 사용한다. 본 논문에서는 구현이 간단하고 잡음에 강건한 특성을 갖기 때문에 임상적으로 많이 사용되는 등가 전류원 쌍극자 모델을 이용하여 주파수 영역에서의 뇌자도 신호원 추정을 하였다. 등가 전류원 쌍극자 모델을 위한 최적화 알고리즘은 목적함수의 미분이 필요 없고 구현이 간단하여 많은 응용분야에 사용되고 있는 Nelder-Mead downhill simplex method[4]를 사용하였다. 그러나 downhill simplex method (DSM)를 사용하여 뇌자도 신호원을 추정함에 있어서 다음의 2가지 문제점이 나타났다. 첫째, 이 방법은 결정론적 알고리즘이기 때문에 초기 위치에 따른 영향이 매우 크게 나타났다. 둘째, 다중 쌍극자 모델의 경우, 신호원의 개수와 상관없이 하나의 simplex로 구성되어 해석영역을 탐색하기 때문에, 하나의 신호원이라도 수렴되면 simplex가 보다 넓은 범위를 탐색하지 못하고 급격히 수렴하여 정확한 신호원을 추정하지 못하고 국부해에 수렴되는 경우가 발생되었다. 또한 신호원이 많아질 경우 simplex의 차원이 높아지므로 복잡도가 증가하게 되어, 정확도가 감소하는 문제점도 있었다.

Corresponding Author : 안광옥
서울시 관악구 신림동 공과대학 301동 614호
Tel : +82-2-880-7262 / Fax : +82-2-878-1452
E-mail : anko04@elecmech.snu.ac.kr

본 논문에서는 이러한 DSM의 문제점들을 해결하고, 신호원 추정 정확도를 향상시키기 위하여 다음의 2가지 방법을 제안하였다. 첫째는 초기값에 민감한 결정론적 알고리즘을 보완하기 위해서 센서 표면에서의 자기장 분포를 고려한 초기값 결정법을 제안하였다. 둘째는 신호원의 수가 증가하더라도 모든 신호원을 정확하게 추정하기 위하여 DSM과 univariant 개념을 이용한 Univariant-DSM을 제안하였다. 이를 가상 뇌자도 데이터와 실제 뇌자도 데이터에 적용하여 제안된 알고리즘의 성능을 검증하였다.

II. 뇌자도 신호원 국지화

A. 정문제

신경전자기 정문제를 계산하기 위해서 머리 모델을 구형 대칭 모델로 가정하였다. 이러한 사실을 고려하여 전류쌍극자 Q에 의해 생성된 자속밀도 B(r)은 식 (1)과 같이 표현될 수 있다.

$$B(r) = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{FQ \times r_Q - (Q \times r_Q \cdot r) \nabla F(r, r_Q)}{F(r, r_Q)^2} \quad (1)$$

여기서 $F(r, r_Q) = a(ra + r^2 - r_Q \cdot r)$, $a = r - r_Q$, $a = |a|$, $r = |r|$, r과 r_Q 는 각각 센서와 쌍극자의 위치벡터이다[5].

B. 역문제

신경전자기 역문제는 외부에서 측정된 전자기장 신호를 이용하여, 뇌 내부의 전류원을 추정하는 것이다. 본 논문에서는 전류원 모델로 등가 전류원 쌍극자 (equivalent current dipole: ECD) 모델을 이용하였으며, 쌍극자의 공간적 파라미터를 결정하기 위한 최적화 방법으로 DSM을 이용하였다. 보통 오차함수라고 알려진 DSM의 목적함수는 식 (2)와 같이 측정값과 계산값의 차인 Frobenius norm으로 표현하였다.

$$E = \| B_{measured} - B_{calculated} \|_F^2 = \| x - A(p)s \|_F^2 \quad (2)$$

여기서 x는 측정된 뇌자도 신호이고, A는 센서 위치와 전류원 위치의 관계를 나타내는 lead field matrix, p는 쌍극자의 위치 벡터, s는 쌍극자의 방향 벡터이다.

C. 주파수 영역으로의 변환

시간 영역의 뇌자도 신호를 주파수 영역으로 변환하기 위해서 주어진 뇌자도 신호 $b(t)$ 에 DFT (discrete Fourier transform)을 적용한다. 이 과정에서 변환하는 데이터의 길이가 길어질수록 주파수 해상도는 증가하나 진폭과 위상의 정확도는 감소하게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 시간 영역의 데이터를 50%씩 중복되도록 구간을 설정하였다. 구간으로 구분된 데이터는 $b^k(t)$ 로 나타내며, 첨자 $k(k = 1 \sim M)$ 는 각 구간을 나타낸다. 그리고 이웃한 주파수 간의 손실을 줄이기 위해서 각 구간마다 Hanning Window[6]를 적용하여 변환된 신호는 $\tilde{b}^k(t)$ 로 나타내었다. 그 후 N-point FFT를 통해 주파수 영역의 신호인 $B^k(f)$ 로 변환한다. 본 논문에서는 $N=512$ 로 정의하였다. 그리고 변환된 주파수 영역의 신호에서 해석이 필요한 주파수 f 만 선택한다. 즉, 실수 값인 $B^k(f)_{Re}$ 와 허수 값인 $B^k(f)_{Im}$ 를 선택한 후, 역문제 알고리즘에 적용하여 신호원을 추정한다[7].

III. SIMPLEX METHOD

A. 기존 simplex method Nelder-Mead downhill simplex method

Downhill simplex method (이하 DSM)는 Nelder와 Mead에 의해 제안된 구속조건이 없는 다차원 최적화 방법이다[3]. 이 방법은 알고리즘이 간단하고 함수의 미분이 필요하지 않기 때문에 경제, 공학, 의학 등 다양한 분야에서 널리 응용되고 있다. Simplex

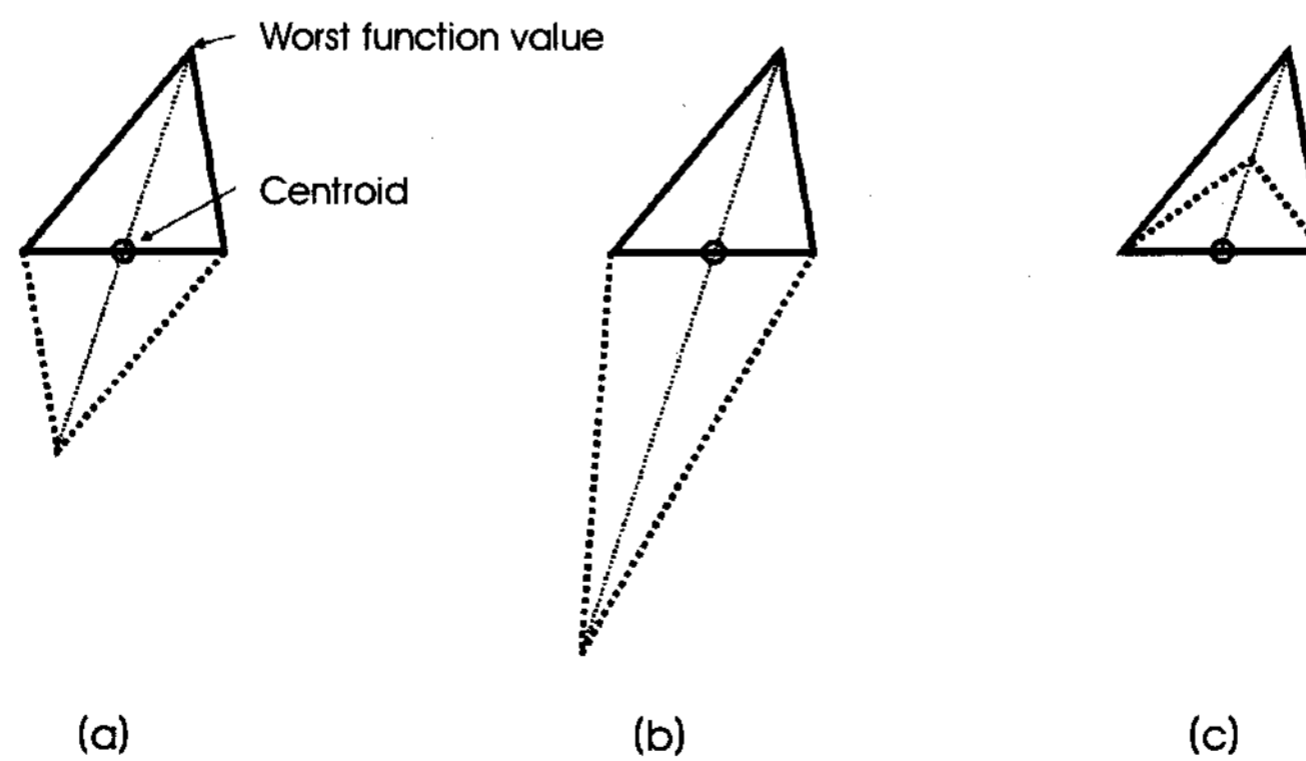


그림 1. DSM의 연산 종류: (a) 반사 (b) 확장 (c) 축소.
Fig. 1. DSM operations: (a) reflection; (b) expansion; (c) contraction.

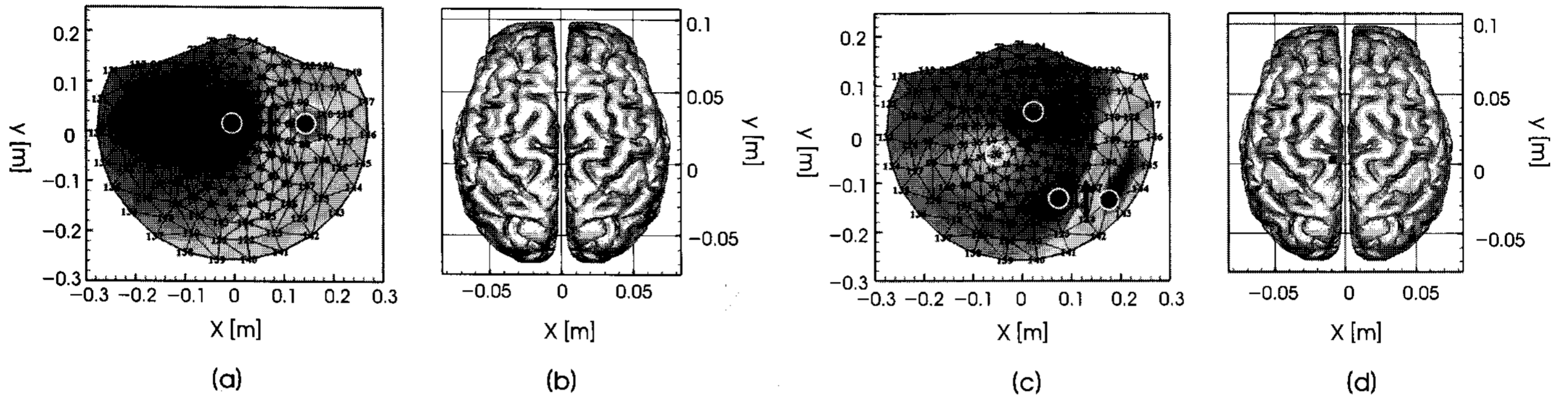


그림 2. 전류원 쌍극자 1개인 경우: (a) 센서의 자기장 분포(2차원으로 표현), (b) 실제 위치(원)와 계산된 초기값(사각형), 전류원 2개인 경우: (c) 센서의 자기장 분포, (d) 실제 위치와 계산된 초기값
Fig. 2. In case of 1 dipole: (a) magnetic fields of sensors, (b) exact source (circle) and calculated initial (square) positions, In case of 2 dipoles: (c) magnetic fields of sensors, (d) exact source and calculated initial positions

란 주어진 변수(N) 보다 하나가 더 많은 점(N+1)으로 이루어진 N 차원의 기하학적인 모형을 말한다. N차원의 문제를 최적화하기 위해서 DSM은 (N+1)개의 점으로 이루어진 초기 simplex를 정의한 후 simplex의 모든 꼭지점에서 목적함수 값을 계산한다. 그리고 목적함수 값이 가장 좋지 않은 꼭지점을 선택한 후 그림 1과 같이 반사 (reflection), 확장 (expansion) 및 축소 (contraction)라는 연산을 이용하여 새로운 simplex를 구성한다[8].

B. 개선된 DSM

1) 센서 표면의 자기장 분포를 고려한 초기값 결정법

기존의 DSM은 구현이 간단하고 속도가 빠른 장점이 있다. 하지만 일반적으로 결정론적 방법은 초기 위치에 매우 민감하기 때문에 초기 위치를 잘못 선정할 경우 국부 최적점에 수렴하는 문제가 발생할 수 있다. 즉 가정한 전류원 위치로부터 초기 위치가 멀어질 수록 국지화 오차는 급속도로 증가하게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위해 전류원이 발생 가능한 영역에 다수의 초기 위치들을 가정하고 임의의 조건을 만족하는 초기 위치만을 선정하는 방법을 많이 사용한다[9]. 이 방법은 구현이 간단하나 전류원의 개수가 많아질수록 계산량이 급격히 많아지는 문제가 있어 계산량과 정확도 사이의 trade-off를 정하는 문제가 필요하다. 따라서 본 논문에서는 보다 정확하고 빠르게 초기 위치를 선정하기 위하여 센서 표면의 자기장 분포를 고려한 초기값 결정법을 제안하였다. MEG 센

서의 타입에 따라서 다르긴 하나 magnetometer를 사용 시에는 임의의 전류원에 의한 자기장의 분포는 하나의 최대값과 하나의 최소값을 갖게 되며 그 사이에 전류원이 위치하게 된다고 알려져 있다. 따라서 magnetometer의 경우에는 이러한 센서의 자기장 분포를 이용하여 대략적인 전류원의 위치를 추정이 가능하며 적용과정은 다음과 같다.

[Step 1] 센서에서의 자기장 분포를 측정한다.

[Step 2] 최대값(Smax), 최소값(Smin)을 갖는 센서의 위치를 찾는다.

[Step 3] 우선 센서 좌표계의 중심을 원점으로 이동한 후 다음 식과 같이 최대값과 최소값의 중점을 구하고, 피질표면으로 매핑하기 위해 적절한 상수를 곱한다.

$$P_{init} = \frac{(S_{max} + S_{min})}{2} \times factor \tag{3}$$

여기서, S_{max} 와 S_{min} 은 각각 최대값과 최소값을 갖는 센서의 위치 벡터로써 전류원의 개수에 따라 프로그램 상에서 자동적으로 찾도록 하였다. 그리고 전류원의 개수가 두 개 이상인 경우 각 전류원에 해당되는 최대, 최소값의 쌍은 최대값의 위치 벡터에 가장 근접한 최소값의 위치 벡터를 선정하는 방식으로 결정하였다. factor는 전류원의 초기 위치의 깊이를 결정하기 위한 상수로써, 피질 표

표 1. 제안된 초기값 결정법에 의해 계산된 결과

Table 1. Results calculated by proposed initial point determination method

| 전류원의 수 | 1 dipole [x,y,z] | 2 dipoles [x,y,z] | |
|---------------|------------------|-------------------|--------------|
| 최대값 센서위치 [mm] | 96, 11, 91 | 23, 45, 163 | 56, -98, 100 |
| 최소값 센서위치 [mm] | -3, 17, 171 | -50, -38, 162 | 90, -69, 39 |
| 실제 위치 [mm] | 32, 8, 104 | -4, 4, 116 | 50, -41, 58 |
| 계산된 위치 [mm] | 33, 10, 93 | -9, 3, 116 | 47, -53, 44 |
| Error [mm] | 11 | 5 | 18 |

면과 센서들 간의 거리를 고려하여 결정된다. 이는 전류원의 위치에 따라서 조정되는 값이 아니기 때문에 머리 표면에서 멀리 떨어진 전류원의 경우 오차가 발생한다는 한계점이 있지만 깊이를 제외한 대략적인 위치 추정만으로도 국지화 결과를 향상시킬 수 있고, 머리 표면에 가까운 전류원의 경우에는 비교적 정확한 위치 추정이 가능하므로 유용한 방법이라 할 수 있다. 식 (3)로부터 얻은 P_{init} 은 DSM을 위한 초기값 위치 정보로 사용된다.

적용 방법을 보다 구체적으로 살펴보기 위해서 전류원 쌍극자가 한 개인 경우와 두 개인 경우에 그림 2와 같이 초기값 결정법을 적용해 보았다. 우선, 센서 표면에서의 자기장 분포를 얻었고 최대값과 최소값을 갖는 센서의 위치를 찾았다. 그리고 두 센서의 위치를 바탕으로 화살표로 표시한 부분에 전류원이 위치함을 추정할 수 있었다. 표 1의 결과로부터 센서 표면에서의 자기장 분포를 이용하여 비교적 정확한 초기 위치를 추정할 수 있음을 알 수 있다.

2) Univariate 개념을 이용한 DSM

뇌자도 신호원 추정에 기존 DSM을 적용하면 전류원 쌍극자가 두 개인 경우, 하나의 전류원 쌍극자는 잘 찾았지만 다른 하나는 실패하는 문제가 많이 발생하였다. DSM은 전류원 쌍극자의 개수와 상관없이 하나의 simplex로 구성하고 최적화를 수행하기 때문에 하나의 전류원 쌍극자가 최적점을 찾게 되면, DSM은 보다 넓은 영역을 탐색하지 못하고 simplex가 급격히 수렴하게 되어 국부해에 수렴될 가능성이 커진다. 또한 전류원 쌍극자가 두 개인 경우 DSM의 해석차원은 6차원이 되기 때문에 복잡도가 증가하여 수렴이 어려워지게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 univariate 개념을 기존의 DSM에 적용한 Univariate-DSM을 제안하였다.

Univariate 법은 추정해야 하는 변수들 중에서 하나의 변수를 제외한 모든 변수는 고정시키고 하나의 변수만에 대해서 최적화를

시키는 방법으로 이러한 과정을 나머지 변수에 대해서도 동일하게 시행한다. 이 방법은 구현하기에 간단할 뿐만 아니라 각각의 변수의 변화가 목적함수에 미치는 영향을 이해하기에 용이한 장점이 있다. 따라서 쌍극자가 두 개인 경우 하나의 전류원 쌍극자만 정확하게 추정하는 문제점을 해결하기 위해서 기존 DSM에 univariate 개념을 적용하였다. 즉, 추정해야 할 전류원 쌍극자가 두 개인 경우 각각의 쌍극자를 독립된 변수로 가정하고, 순서대로 하나의 전류원 쌍극자 위치만 변화시키면서 정확한 위치를 추정하도록 하였다. 이 방법은 다중의 쌍극자 모델에서도, 실제 적용되는 simplex의 해석영역은 3차원이 되기 때문에 복잡도를 감소시킬 수 있고, 다른 쌍극자의 수렴여부에 영향을 받지 않으므로 보다 정확한 해를 얻을 수 있다.

보다 자세한 적용과정은 그림 3와 같다. 우선 DSM을 위해 전류원 쌍극자의 초기 위치를 정의한다. 정의된 두 개의 전류원 쌍극자 중 한 개는 고정 변수로 지정하고, 나머지 하나는 이동 변수로 지정한다. 이동 변수로 지정된 전류원 쌍극자의 3차원 좌표는 DSM의 초기 위치로 설정한다. 따라서 초기 simplex는 4개의 꼭지점을 가지는 사면체가 된다. 그리고 앞서 설명한 DSM를 이용하여 최적화를 수행한다. 이때 주의할 점은 목적함수를 계산할 때 DSM은 이동 변수와 고정 변수를 모두 고려해 주어야 한다는 것이다. DSM의 계산이 끝나면 수렴여부를 판단하여 조건에 만족하면 종료하고, 그렇지 않을 경우 고정 변수와 이동 변수를 교환하여 반복 수행한다.

IV. 결과 및 분석

1) 가상 뇌자도 데이터 생성

제안된 알고리즘의 성능을 검증하기 위해서 가상의 뇌자도 데이터를 생성하였다. 정문제를 계산하기 위해서 구형 대칭 머리 모델을 사용하였으며[10], 센서는 148 채널의 magnetometer로 구성된 시스템을 사용하였다. 또한 실제로 측정된 뇌자도 데이터와 유사한 데이터를 만들기 위해서 자기차폐실에서 측정된 잡음을 각 센서의 데이터에 첨가하였다. 주기적 뇌파의 신호원 추정을 위해서 전류원은 10 Hz의 주파수를 갖는 sinusoidal한 신호를 가정하였으며, 전류원의 위치 정보는 대뇌 피질의 전 영역에 걸쳐 1000개의 위치 정보를 임의로 추출하였다.

2) 초기값 결정법에 의한 시뮬레이션 결과

제안된 알고리즘을 검증하기 위해, 앞서 설명한 대로 가상 뇌자도 데이터를 생성하고, 식 (4)를 이용하여 오차를 계산하였다.

$$error = \sqrt{\sum(sol_{exact} - sol_{reconstructed})^2} \tag{4}$$

여기서 sol_{exact} 는 가정한 신호원의 위치이고, $sol_{reconstructed}$ 는 국지화 결과의 위치이다.

우선, 전류원 쌍극자가 한 개인 경우의 국지화 결과를 SNR

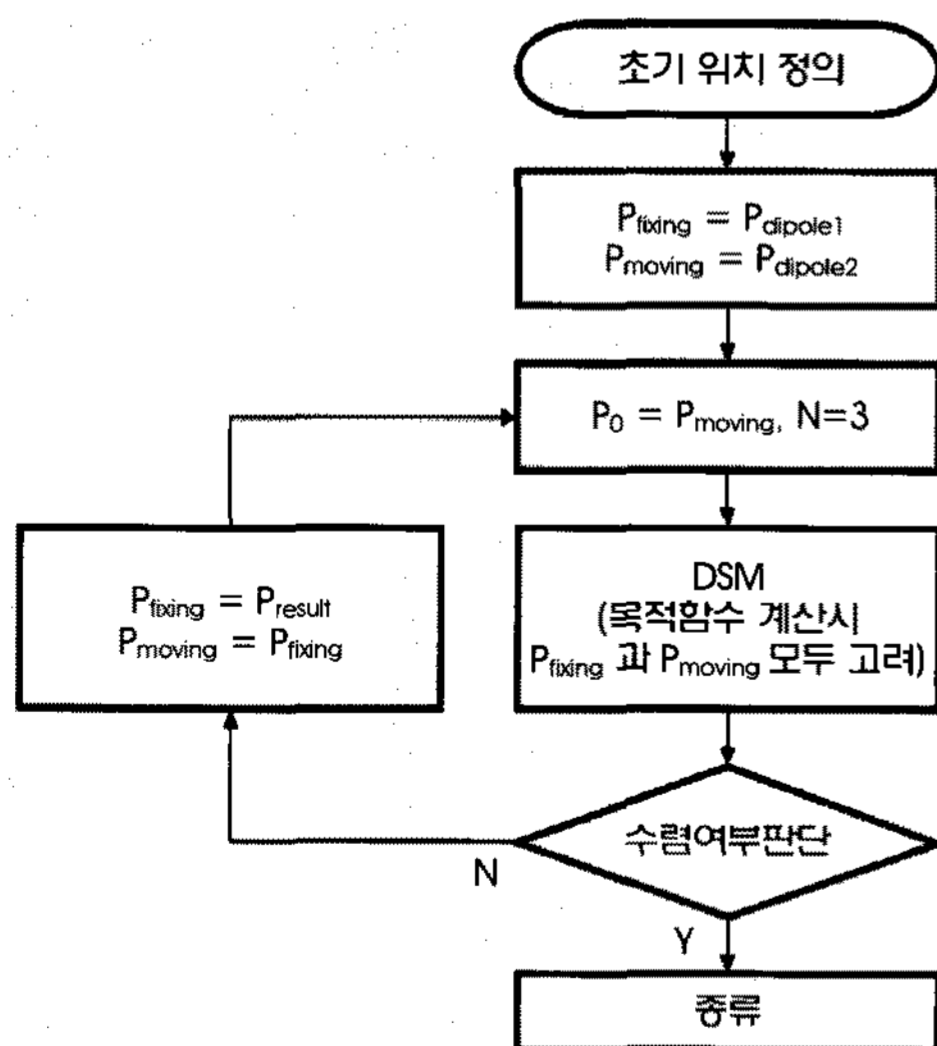


그림 3. Univariate-DSM의 순서도
Fig. 3. The flow chart of the Univariate-DSM

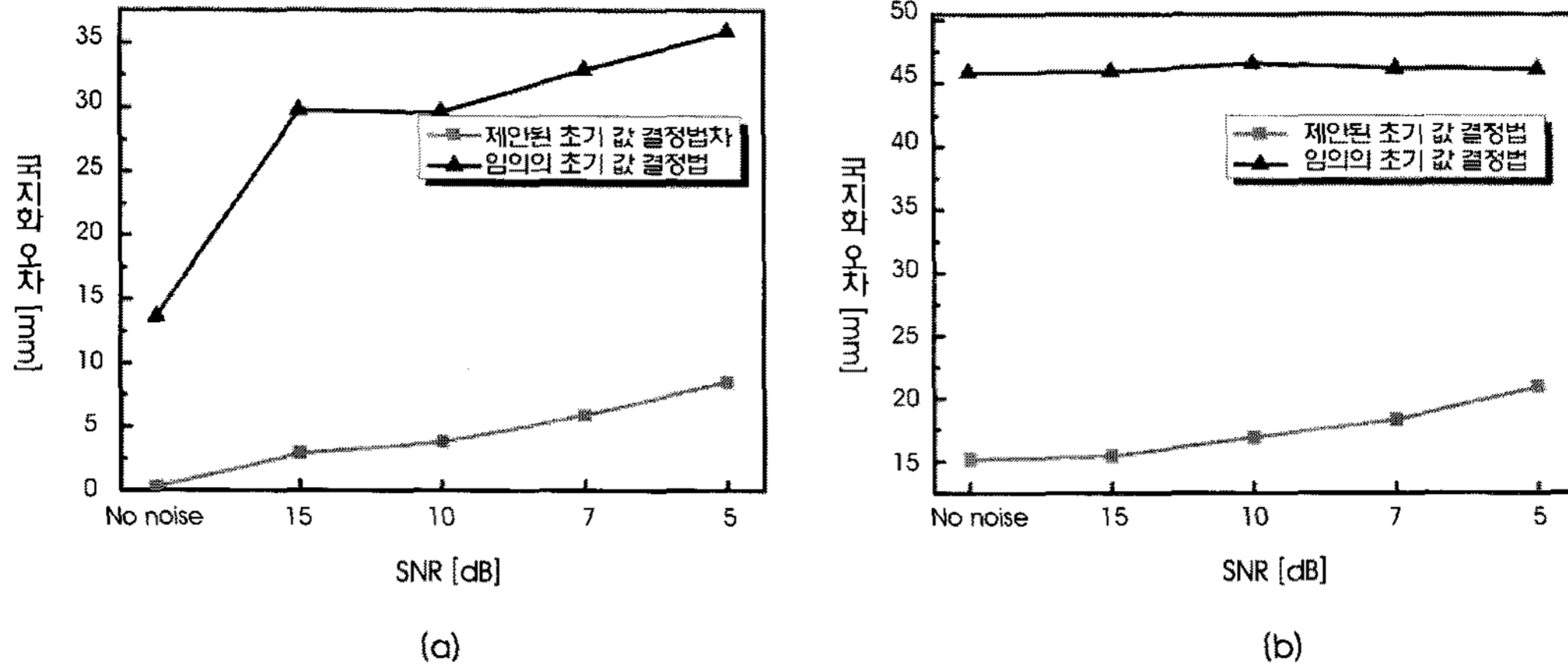


그림 4. SNR에 따른 결과 비교: (a) 전류원 쌍극자 1개, (b) 전류원 쌍극자 2개.
 Fig. 4. Comparing results with respect to SNR: (a) in case of 1 dipole (b) in case of 2 dipoles.

(signal-to-noise ratio)에 따라서 그림 4(a)에 나타내었다. 각각의 경우 1000개의 임의의 위치에서의 생성한 가상 뇌자도 데이터를 이용하여 국지화를 수행한 후 평균 오차를 계산한 것으로 임의의 위치를 초기값으로 결정하고 신호원 국지화를 실행한 결과(삼각형)와 제안된 방법으로 결정된 초기값에 의한 신호원 국지화의 결과(사각형)로 표시하였다. 그림 4(a)에서 알 수 있듯이 제안된 초기값 결정법에 의한 신호원 국지화 결과가 임의의 방법에 의한 결과보다 매우 정확한 것을 알 수 있다. 또한 전류원 쌍극자가 두 개인 경우의 결과를 그림 4(b)에 나타내었으며, 위의 결과와 동일하게 신호원 국지화의 정확도가 크게 향상된 것을 확인할 수 있었다.

3) Univariate-DSM에 의한 시뮬레이션 결과

Univariate-DSM의 성능을 검증하기 위하여 DSM의 문제점인 하나의 전류원은 잘 찾지만 나머지 전류원의 국지화가 실패한 경

우를 알아보고, 제안된 알고리즘을 사용한 전류원 국지화의 결과와 기존의 DSM 결과를 비교하였다. 검증을 위한 초기 위치는 본문에서 제안한 센서 표면의 자기장 분포에 의한 초기값 결정법을 사용하여 얻었다.

표 2(a)와 (b)의 경우 DSM에 의한 결과를 보면, 하나의 전류원은 거의 정확한 위치로 수렴하였으나, 다른 하나는 가정한 전류원 위치와 다른 위치에 수렴한 것을 알 수 있었다. 이는 하나의 전류원의 수렴하면서, 탐색영역이 급격히 줄어들어 발생한 경우이다. 그러나 표의 결과에서 알 수 있듯이 제안된 알고리즘을 이용하여 전류원 국지화를 수행하면 전류원 1과 2 모두 정확한 위치에 수렴하는 것을 확인할 수 있었다. 또한 표 2(c)의 경우처럼 DSM의 전류원 국지화가 모두 실패한 경우에도 제안된 알고리즘을 사용하면 전류원의 위치를 정확하게 찾아낼 수 있었다. 그림 5에는 해석의 편의를 돕기 위해 표 2의 결과를 피질 표면에 표시하였다. 원은 가

표 2. DSM의 문제점과 제안된 알고리즘의 결과
 Table 2. The problem of DSM and the results of proposed algorithm

| (a) | 전류원 1 (54, 0.6, 110) | | 전류원 2 (52, -34, 60) | |
|----------------|----------------------|---------|---------------------|---------|
| 최적화 방법 | (x, y, z) [mm] | 오차 [mm] | (x, y, z) [mm] | 오차 [mm] |
| DSM | 54, 0.7, 106 | 3.9 | 42, -39, 39 | 23.7 |
| Univariate-DSM | 53, 0.4, 110 | 0.6 | 54, -35, 60 | 1.3 |
| (b) | 전류원 1 (54, 0.6, 110) | | 전류원 2 (52, -34, 60) | |
| 최적화 방법 | (x, y, z) [mm] | 오차 [mm] | (x, y, z) [mm] | 오차 [mm] |
| DSM | -6, 11, 70 | 49.9 | 57, -40, 90 | 4.1 |
| Univariate-DSM | 13, 10, 114 | 1.8 | 55, -38, 93 | 0.8 |
| (c) | 전류원 1 (-58, 3, 23) | | 전류원 2 (27, 37, 29) | |
| 최적화 방법 | (x, y, z) [mm] | 오차 [mm] | (x, y, z) [mm] | 오차 [mm] |
| DSM | -30, 4, 19 | 27.8 | 6, -4, 16 | 47.2 |
| Univariate-DSM | -61, 3, 24 | 3.3 | 28, 36, 31 | 2.2 |

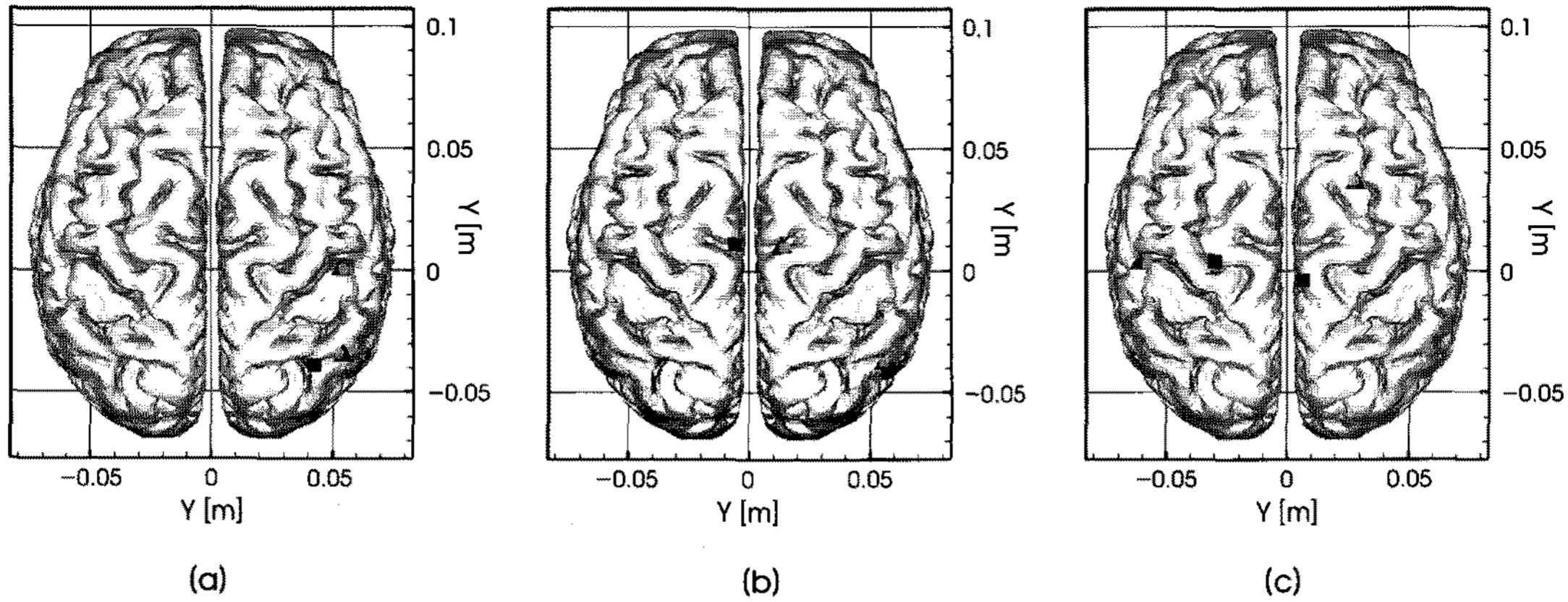


그림 5. 피질표면에 표시한 DSM의 문제점과 제안된 알고리즘의 결과: 실제 전류원 위치(원), DSM 결과 위치(사각형), 제안된 알고리즘 결과 위치(삼각형).
 Fig. 5. The problem of DSM and results of proposed algorithm on cortical surface: real source positions (circle), results position of DSM (square), results positions of proposed algorithm (triangle).

정한 위치, 사각형은 DSM의 국지화 결과 위치, 그리고 삼각형은 제안된 알고리즘의 결과 위치이다.

보다 정량적으로 성능을 검증하기 위해서, 각각 1000개의 가상 뇌자도 데이터를 사용하여 SNR에 따른 DSM에 의한 국지화 오차와 제안된 알고리즘에 의한 국지화 오차를 그림 6에 표시하였다. 잡음의 정도에 상관없이 제안된 알고리즘의 정확도가 DSM보다 상당히 향상된 것을 확인할 수 있었다.

따라서 하나의 전류원이 수렴된 경우 나머지 전류원의 위치도 급격히 수렴하는 DSM의 문제점을 제안된 Univariant-DSM을 이용하여 상당부분 개선시킬 수 있음이 검증되었다. 또한 DSM이 수렴을 실패한 경우에도 제안된 알고리즘을 통해서 전류원을 찾을 수 있음을 확인하였다.

4) 실제 뇌자도 데이터 분석결과

제안된 알고리즘을 검증하기 위하여 실제 뇌자도 시스템에서 측정된 데이터를 분석하였다. 데이터는 서울대학교병원 MEG센터

에 설치된 Elekta Neuromag 사의 VectorView 시스템을 이용하여 측정하였다. VectorView 시스템은 총 306채널로써 204채널의 평면형gradiometer와 102채널의 magnetometer의 조합으로 구성되나, 102채널의 magnetometer의 측정값만을 이용해서 초기값을 결정하고 국지화를 수행하였다. 본 논문에서는 주기적 뇌파 활동의 하나이면서 비교적 실험을 통한 측정이 용이한 알파 리듬을 선택하였으며, 알파 리듬이 비교적 넓은 영역에서 활성화되므로 2개의 전류원을 가정하여 국지화를 수행하였다. 일반적으로 10 Hz의 주파수 대역을 나타내는 알파 리듬은 후두부에서 관찰되며, 주로 두정후두부 (parieto-occipital region)에 집중되어 있다. 그리고 시각자극과 밀접한 관련이 있기 때문에 눈을 감은 상태에서 가장 활성화되고, 눈을 뜨고 집중하게 되면 감소하게 된다[11]. 따라서 알파 리듬의 신호원 국지화를 위해서 피험자가 눈을 감고 편안한 상태를 유지하는 동안에 600 Hz의 샘플링 주파수 (sampling frequency)로 뇌자도 신호를 측정하였다. 그림 7(a)는 측정된 뇌자도 신호를 시간영역에 나타내었으며, 7(b)는 시간 영역의 신

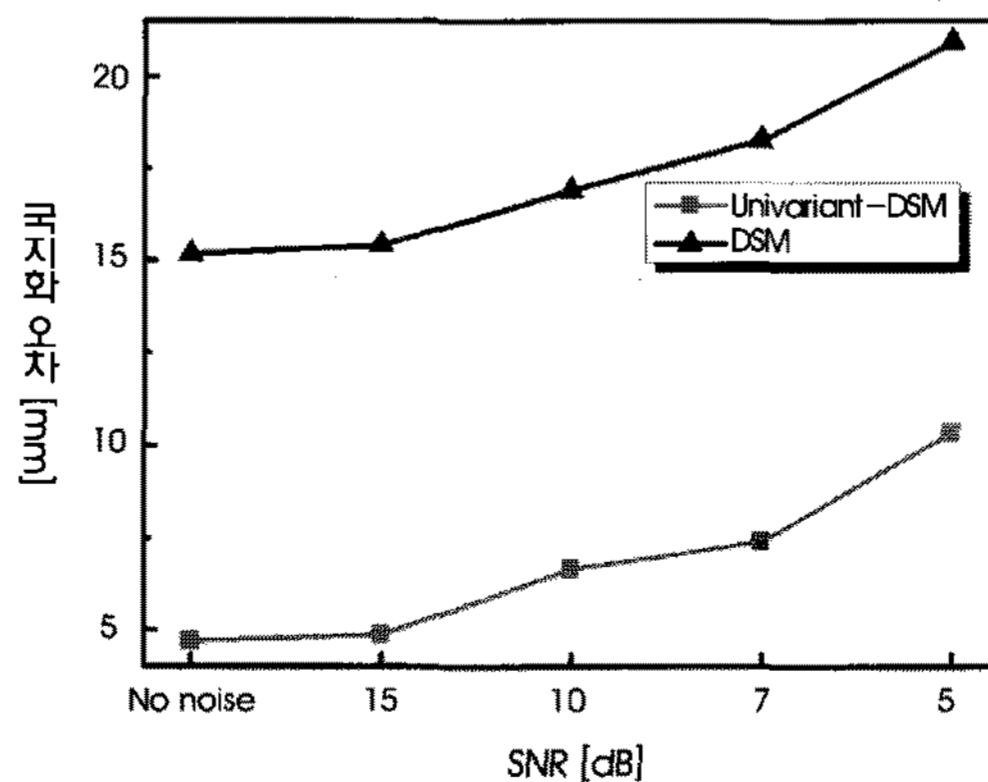


그림 6. DSM과 제안된 알고리즘의 SNR에 따른 결과 비교.
 Fig. 6. Comparing results of DSM and proposed algorithm with respect to SNR.

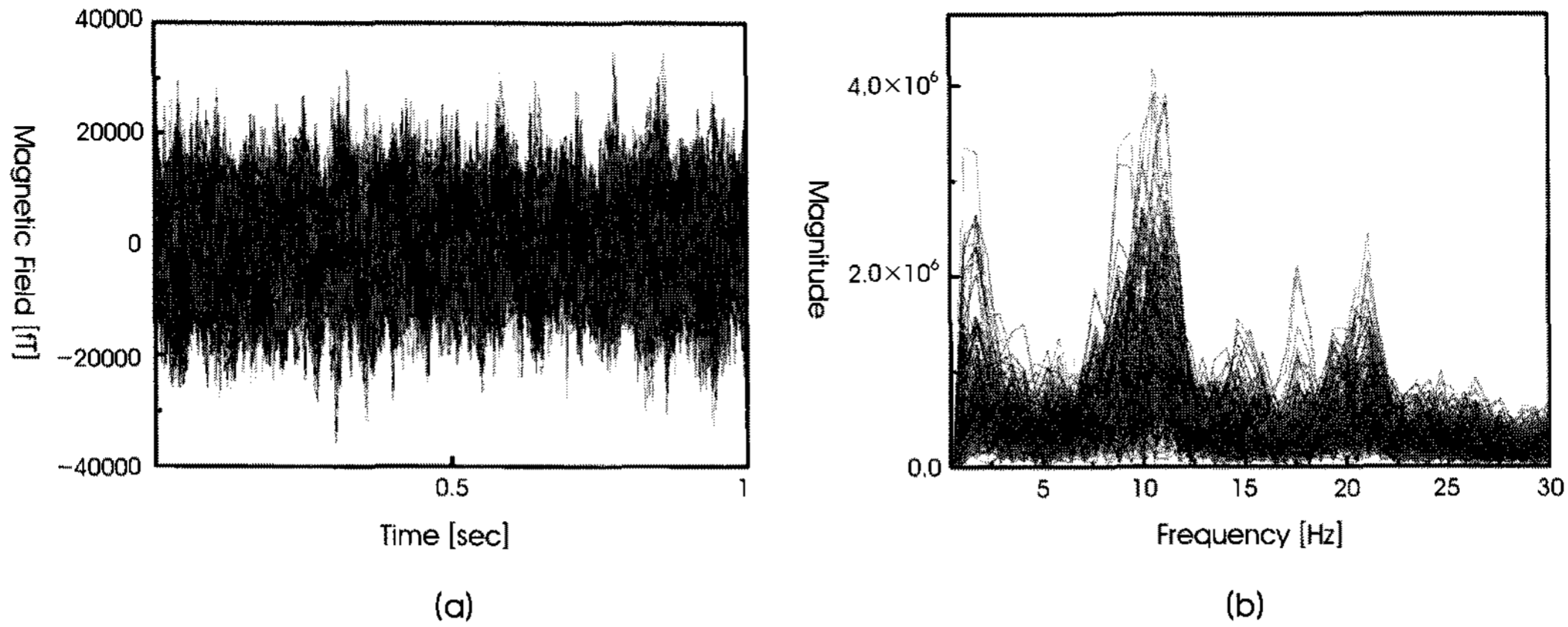


그림 7. (a) 시간 영역의 뇌자도 신호, (b) 주파수 영역의 뇌자도 신호
 Fig. 7. (a) Measured MEG data in time domain, (b) measured MEG data in frequency domain

호를 주파수 영역으로 변환한 그래프이다. 그림 7(b)를 보면 알파 리듬인 10 Hz 주파수가 강하게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 따라서 이 대역의 신호를 이용하여 신호원 국지화를 수행하였으며 결과를 그림 8과 같이 구형 모델에 표시하였다. 삼각형은 센서 표면의 자기장 분포를 고려한 초기 위치를 나타내며, 원은 국지화 결과를 나타낸다. 국지화 결과로부터 제안된 알고리즘에 의한 초기 위치가 추정된 신호원의 위치와 상당히 가까운 것을 알 수 있었고, 일반적으로 알파 리듬이 발생한다고 알려진 두정후두부에 신호원이 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

V. 결론

본 논문에서는 DSM의 문제점을 개선시키기 위하여 두 가지 알고리즘을 제안하였으며, 가상 뇌자도 데이터와 실제 뇌자도 데이터에 적용하여 뇌자도 신호원 국지화의 성능을 검증하였다. 우선, 초기 위치에 의한 영향을 감소하기 위하여 센서 표면의 자기장 분포를 고려한 초기값 결정법을 제안하였다. 임의의 위치를 초기값

으로 결정한 후 국지화를 실행한 결과와 제안된 초기값 결정법으로 국지화를 실행한 결과의 비교를 통해서 제안된 알고리즘이 뇌자도 신호원 국지화의 정확도를 크게 향상시키는 것을 확인할 수 있었다. 다음으로, 다중 쌍극자 모델의 경우 하나의 전류원이 먼저 수렴할 경우 나머지 전류원의 국지화가 실패하는 문제점을 해결하기 위하여 univariant 개념을 DSM에 적용한 Univariant-DSM을 제안하였다. 제안된 알고리즘과 DSM을 비교 분석한 결과 하나의 전류원만 수렴하는 문제를 해결할 수 있음을 알 수 있었으며, 모든 전류원의 국지화를 실패한 경우에도 제안된 알고리즘을 통해서 전류원을 찾을 수 있음을 확인하였다. 또한 실제로 측정된 뇌자도 데이터를 이용하여 제안된 알고리즘을 검증하였으며, 일반적으로 알파 리듬이 발생한다고 알려진 영역에서 뇌자도 신호원 국지화의 결과 위치를 확인할 수 있었다.

본 논문에서는 제안된 알고리즘을 이용하여, DSM의 문제점을 해결하고 뇌자도 신호원 국지화의 정확도를 개선시켰으며, 이를 통하여 뇌 기능 연구와 뇌 질환 진단 연구에 많은 도움을 줄 것이라 기대한다.

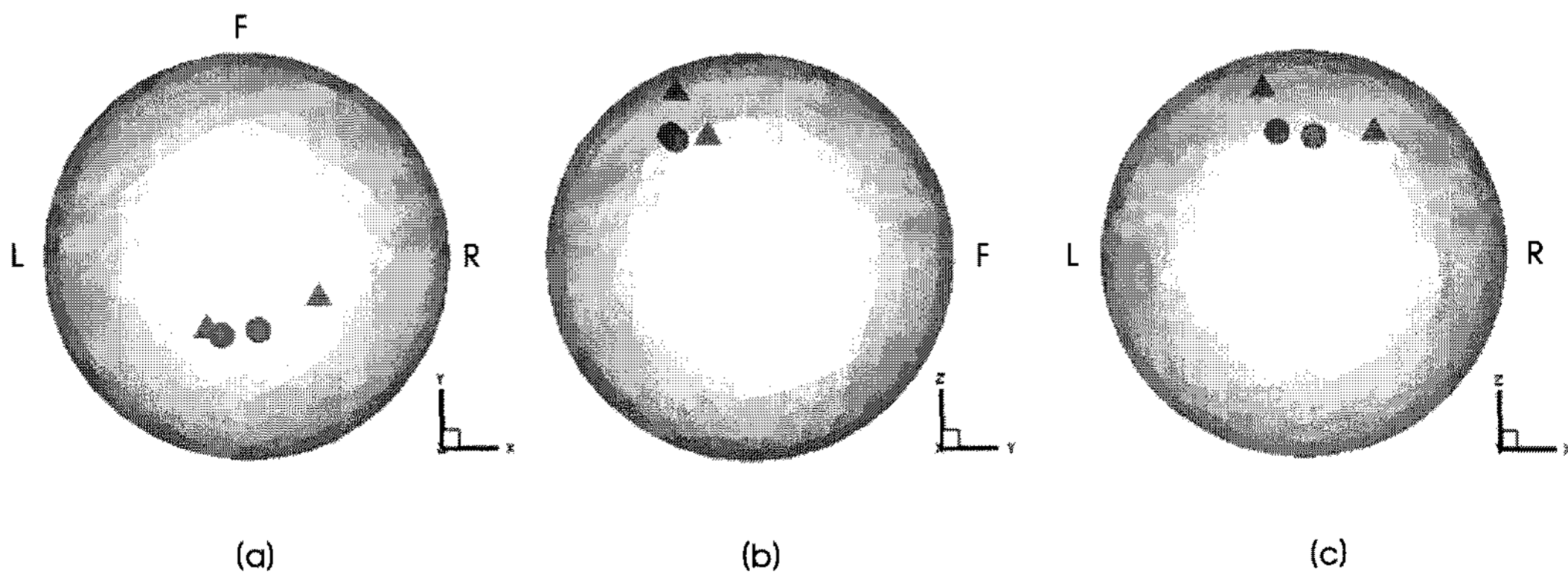


그림 8. 구형 모델에 표시한 알파 리듬 국지화 결과 - 초기 위치 (삼각형), 국지화 결과 (원): (a) 윗면 (b) 측면 (c) 후면.
 Fig. 8. Localization results of alpha rhythm on sphere model - initial position (triangle), localization results (circle): (a) top view; (b) right view; (c) back view.

참고문헌

- [1] M.S. Hämäläinen, R. Hari, R.J. Ilmoniemi, et al., "Magnetoencephalography-theory, instrumentation and applications to noninvasive studies of the working human brain," *Rev. Mod. Phys.*, vol. 65, no. 2, pp. 413-497, 1993.
- [2] S. Baillet, J.C. Mosher, and R.M. Leahy, "Electromagnetic Brain Mapping," *IEEE Signal Process. Mag.*, pp.14-30, 2001.
- [3] M. Liljeström, J. Kujala, O. Jensen, et al., "Neuromagnetic localization of rhythmic activity in the human brain: a comparison of three methods," *NeuroImage*, vol. 25, issue 3, pp. 734-745, 2005.
- [4] J.A. Nelder and R. Mead, "A simplex method for function minimization," *Computer Journal*, vol. 7, pp. 308-313, 1965.
- [5] J. Sarvas, "Basic mathematical and electromagnetic concepts of the Biomagnetic inverse problem," *Phys. Med. Biol.*, vol. 32, pp. 11-22, 1987.
- [6] E.C. Ifeachor and B.W. Jervis, *Digital Signal Processing. A Practical Approach*, New York: Addison-Wesley, 1993, Chapter 10.
- [7] B. Lütkenhöner, "Frequency-domain localization of intracerebral dipolar sources," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 82, pp. 112-118, 1992.
- [8] W.H. Press, S.A. Teukolsky, W.T. Vetterling, et al., *Numerical Recipes in C, The art of scientific computing second edition*, Cambridge: Cambridge university press, 1992.
- [9] M. Huang, C.J. Ainc, S. Supek, et al., "Multi-start downhill simplex method for spatio-temporal source localization in magnetoencephalography," *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, vol. 108, pp. 32-44, 1998.
- [10] R.V. Uitert and C. Johnson, "Can a Spherical Model Substitute for a Realistic Head Model in Forward and Inverse MEG Simulations?" *Proc. Conf. Biomagnetism 2002*, Jena, Germany, August. 2002, pp. 798-800.
- [11] R. Hari and R. Salmelin, "Human cortical oscillations: a neuromagnetic view through the skull," *Trends in Neurosciences*, vol. 20, pp. 44-49, 1997.