

MRI와 동시에 측정된 뇌전도 신호로 전류원 국지화를 할 때 경사자계 유발 잡음의 영향 분석

이항로¹ · 한재용¹ · 이수열¹ · 조민형¹ · 임창환² · 정현교²

목적 : MRI를 촬영하면서 동시에 측정된 뇌전도 신호에 가장 크게 영향을 미치는 것은 경사자계 유발 잡음이다. MRI와 동시에 측정된 뇌전도 신호에서 전류원 국지화를 수행할 때, 경사자계 유발 잡음이 미치는 영향을 분석하고자 한다.

대상 및 방법 : 사람의 머리와 유사하게 만든 뇌전도 팬텀과 MR compatible 뇌전도 측정시스템, 그리고 3.0 Tesla MRI 시스템을 실험에 사용하였다. 3.0 Tesla MRI 시스템 안에 전류원이 설치되어 있는 뇌전도 팬텀을 놓고, EPI 촬영을 하는 동안 뇌전도 신호를 측정하였다. 경사자계의 세기와 전류원의 위치를 조절하면서 뇌전도 신호 측정을 하였고, 측정된 뇌전도 신호에 대하여 전류원 국지화를 수행할 때 나타나는 국지화 오차를 평가하였다.

결과 : 경사자계 유발잡음에 의한 국지화 오차는 경사자계의 세기와 전류원의 위치에 따라 변화하는 것을 관찰하였다. 또한 경사자계 유발잡음이 Gaussian 잡음보다 전류원 국지화에 미치는 영향이 큰 것을 관찰하였으며, 경사자계 유발 잡음의 전력이 뇌전도 신호 전력의 10% 이하일 때는 전류원 국지화에 미치는 영향이 미미함을 관찰하였다.

결론 : 경사자계 유발 잡음 전력을 뇌전도 신호 전력의 10% 이하로 줄인다면 MRI를 하면서 동시에 측정된 뇌전도 신호로도 전류원 국지화를 할 수 있음을 알 수 있었다.

서 론

Functional MRI(fMRI)는 뇌 기능 영상을 높은 공간해상도로 보여주기 때문에 뇌과학 뿐만 아니라 임상의학 분야에서도 그 중요성이 점점 증가하고 있다. fMRI 촬영 중 종종 생체 신호의 동시 측정이 요구되는데 촬영 중 환자의 상태를 관찰하기 위하여 뇌전도나 심전도를 측정하는 것이 대표적인 예라 할 수 있다 (1, 2). 뇌전도는 인지에 관한 fMRI 연구에서 피실험자의 상태를 나타내는 지표가 되기도 하며, 또한 간질 환자의 fMRI 촬영을 시작하기 위한 지표로서도 사용될 수 있다 (3-5). 뇌전도와 fMRI의 동시 측정은 뇌의 활성 영역을 국지화 하는데 있어서 어느 한 쪽만을 사용할 때와 비교하여 더 좋은 결과를 보여준다고 보고되고 있다 (6-8). 또한 뇌 기능 활동에 대하여 fMRI로 높은 공간

해상도의 정보를 얻는 동안 뇌전도는 높은 시간해상도의 정보를 제공할 수 있다. 이러한 장점으로 인하여 뇌전도와 fMRI의 결합에 관한 연구는 더욱 증가할 것으로 예상된다.

그러나 이렇게 동시 측정을 할 때 뇌전도와 fMRI는 서로에게 좋지 않은 영향을 주는 문제점이 있다. 뇌전도 측정 시 사용되는 전극, 전선, 증폭기 등은 자화율, 와전류, 화학적 천이에 의한 잡음을 유발시켜 MRI 영상을 왜곡시킬 수 있다. 그러나 최근에, 자기장에 영향을 주지 않는 물질들로 뇌전도 측정시스템을 구성하여 fMRI 영상의 질에 영향을 주지 않고 뇌전도를 측정하는 방법들이 제안되었다. MRI는 뇌전도의 측정에 영향을 미쳐 다음과 같은 세 가지의 artifact를 유발하게 된다. 첫번째로 정자장 안에서의 물체의 움직임은 전자기 흐름을 변화시켜 원하지 않는 신호가 뇌전도 신호에 유도되어 나타나게 된다. 그러나 피험자와 전극, 전선을 잘 고정시키는 방법을 통해 정자장 영향에 의해 나

대한자기공명의과학회지 7:108-115(2003)

¹경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공

²서울대학교 전기공학부

접수 : 2003년 10월 2일, 채택 : 2003년 12월 2일

통신저자 : 이수열, 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1 경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공

Tel. 82-31-201-2980 Fax. 82-31-201-3666 E-mail: sylee01@khu.ac.kr

타나는 artifact를 유효한 수준까지 감소시킬 수 있다 (9). 두 번째로는 심장의 박동에 따라 동맥 내의 Hall voltage가 변동하게 되어 artifact가 발생한다. 이러한 심장의 박동에 관련된 artifact는 적응필터를 이용한 신호처리 방법을 통해 제거될 수 있다고 보고되었다 (10, 11). 마지막으로 MRI의 촬영 동안에 변화하는 경사자계에 의해서 뇌전도 신호에 큰 잡음이 유발된다. 경사자계 유발 잡음 또한 여러 가지 방법으로 제거할 수 있다는 연구결과가 보고되었다 (12-15). 위와 같은 선행연구 결과로 미루어 볼 때, 뇌전도와 fMRI의 동시측정의 활용도는 더욱 증가될 것으로 예상된다.

본 연구에서는 뇌전도 신호를 이용하여 전류원 국지화를 수행할 때 경사자계 유발 잡음이 전류원 국지화에 미치는 영향을 분석하였다. 사람의 머리를 모방하는 뇌전도 팬텀을 제작하였고, 이 팬텀에 다양한 세기의 경사자계 펄스를 인가하여 유발되는 잡음 파형을 관찰하면서 이 잡음이 전류원 국지화에 끼치는 영향을 분석하였다.

대상 및 방법

뇌전도 팬텀의 제작

사람 머리에서의 뇌전도 신호 측정을 모사하기 위하여 Fig. 1의 (a)와 같은 구형 뇌전도 팬텀을 제작하였다. 팬텀은 지름이 20cm인 두 개의 반구 모양으로 제작되었고, 0.1 S/m의 전도도를 가지는 NaCl 용액으로 채워졌다. 위쪽 반구의 안쪽에는 Fig. 1의 (b)와 같은 위치에 지름 1 cm, 두께 0.15 mm 크기의 전극을 32개 부착하였다. 구의 안쪽 면에는 3개의 전류원을 위치시켰다. 각 전류원은 Fig. 1의 (c)와 같이 동축선을 이용하여 제작하였다. 전류원의 길이 d 는 내선과 외선 사이의 길이로 정의되며, 본 연구에서는 4 mm로 하였다. 전류원 A, B, C의 위치는 Fig. 1의 (b)에 ■의 모양으로 나타났다. 전류원 A, B, C는 구 좌표계에서 각각 $(96 \text{ mm}, 52^\circ, 270^\circ)$, $(96 \text{ mm}, 76^\circ, 180^\circ)$, $(96 \text{ mm}, 16^\circ, 270^\circ)$ 의 좌표를 가진다. 각 전류원은 8 mm의 두께를 가진 아크릴 원기둥 모양의 지지대를 이용하여 ■의 위치

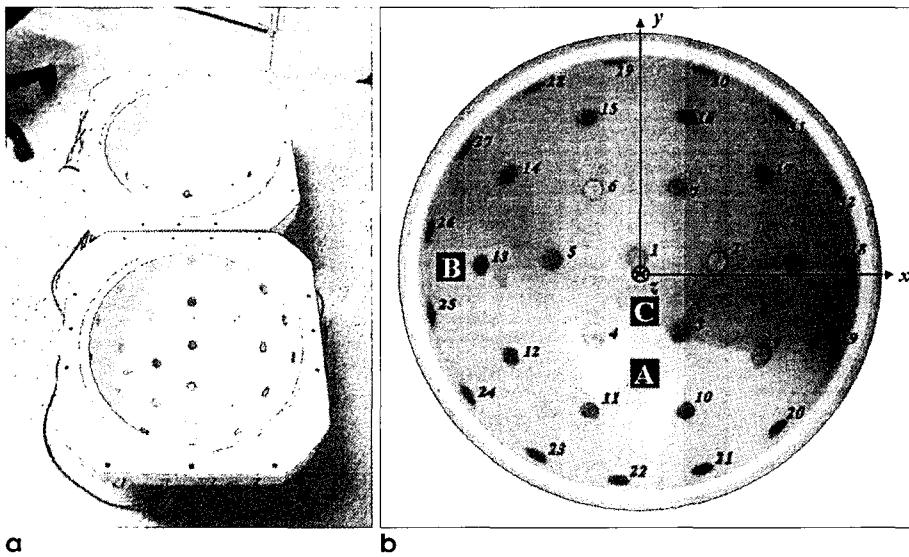
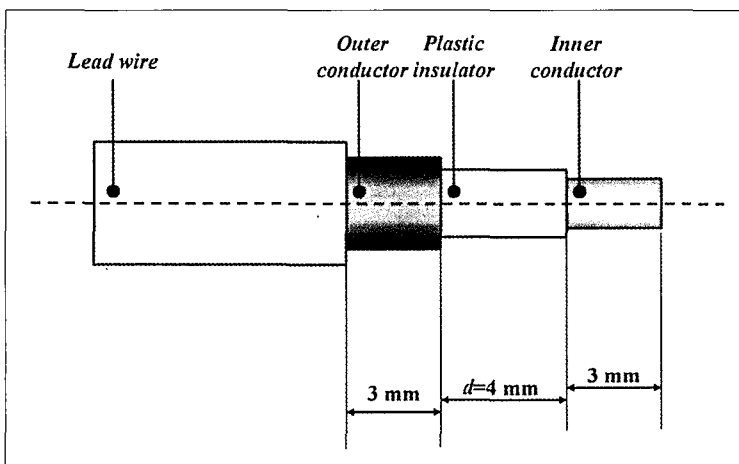


Fig. 1. (a) The spherical EEG phantom. (b) Electrodes and ECD source positions. (c) The ECD source made of a coaxial cable.



c

이항로 의

에 부착되었다. 각 전극에서 EEG 증폭기까지 연결되는 전선들은 경사자계에 의해 유발되는 잡음의 유입이 최소화되도록 가능한 짧게 만들고 꼬아서 loop가 생기지 않도록 하였다.

EPI 촬영 중 전위신호의 측정

뇌전도 팬텀으로부터 32개의 전위 신호를 측정하기 위해 MRI-compatible 뇌전도 신호증폭기(BrainAmp MR, Brain Products GmbH, Munchen, Germany)를 팬텀 가까이 위치시켰다. 전류원에 8 Hz의 정현파를 인가하여 32개의 전극에 유도되는 전위 신호를 뇌전도 신호증폭기를 이용해 측정하였다. 인가한 전위신호의 크기는 경사자계 유발잡음과의 상대적인 신호 크기 비율을 맞추기 위해 5-15 V의 크기로 하였다. 뇌전도신호 증폭기는 입력 임피던스가 10M Ω이며, CMRR은 90 dB이다. 증폭된 전위 신호들을 전자과차폐실 바깥에 위치한 콘솔로 전송하기 위하여 광케이블을 사용하였다. 뇌전도 신호 측정시스템은 100 nV의 분해능을 가지고 있는 16 bit digitizer를 사용하였으며 6.5 mV의 동적구간을 가지고 있다. 전위 신호의 측정에서 사용한 표본화주파수는 500 Hz이었으며, 0.3-70 Hz의 대역통과필터와 60 Hz 노치필터를 함께 사용하였다.

구형 팬텀은 3.0T MRI 시스템의 중앙에 설치되었고, EPI 촬영을 하는 동안 각 전극에서의 전위를 측정하였다. EPI 촬영에서 TE는 36 ms, slice TR은 332 ms, volume TR은 3500 ms, 영상의 크기는 128×128, 그리고 영상 절편의 수는 10개로 하였다.

전류원 국지화

전류원의 국지화란 두피 표면에서 측정된 전위 분포 값을 이용하여 뇌 내부에 있는 전류원의 위치를 찾는 과정이다 (16, 17). 전류원 국지화의 최종 목표는 Frobenius norm의 제곱으로 정

의되는 다음 수식을 최소화 시키는 것이다.

$$E = \|V - Lq\|_F^2 \quad (1)$$

V는 각 전극에서 측정된 전위이며, L은 lead field matrix, q는 전류원 모멘트 벡터에 해당한다. 구형 대칭 도체 모델을 이용하여 구 내부의 전류원에 의해 형성되는 구 표면의 전압을 계산하였다. 이 경우, 전압을 계산하는 식은 다음과 같다.

$$V = \frac{P}{4\pi\sigma} \cdot \left\{ 2 \frac{R-r_0}{r_p^3} + \frac{1}{Rr_p} \left[R + \frac{Rr_0 \cos\phi - Rr_0}{R+r_p-r_0 \cos\phi} \right] \right\} \quad (2)$$

여기서

$P=(P_x, P_y, P_z)$ 는 전류원 모멘트 벡터를,

$r_0=(x_0, y_0, z_0)$ 는 전류원의 위치 벡터를,

$R=(x, y, z)$ 는 전극의 위치를

σ 는 전기전도도를, ϕ 는 R과 r_0 사이의 각도를,

$r_p=R-r_0$, $R=|R|$, $r_0=|r_0|$, $r_p=|r_p|$, $\phi=\angle(R-r_0)$ 를 나타낸다.

식 (1)을 최소화 시키기 위해 확률론적 방법중의 하나인 simulated annealing (SA) 알고리즘을 사용하였다 (18). 하지만, SA알고리즘은 냉각 스케줄을 미리 설정해야 하는데, 너무 빠른 속도로 냉각시키면 해가 국지적 최소점에 빠질 우려가 있고, 너무 느린 속도로 냉각시키면 계산 시간이 많이 증가한다는 단점이 있다. 본 연구에서는 SA 방법의 이와 같은 문제를 보완하기 위해서 evolution strategy(ES)의 개념을 도입하였다. ES알고리즘은 SA알고리즘과 달리 온도 즉 탐색영역을 현재 반복 계산의 추이에 따라 적응적으로 변화시키는 적응 특성을 가지고 있다 (19). 본 연구에서 개발한 국지화 프로그램의 실행화면 중 하나

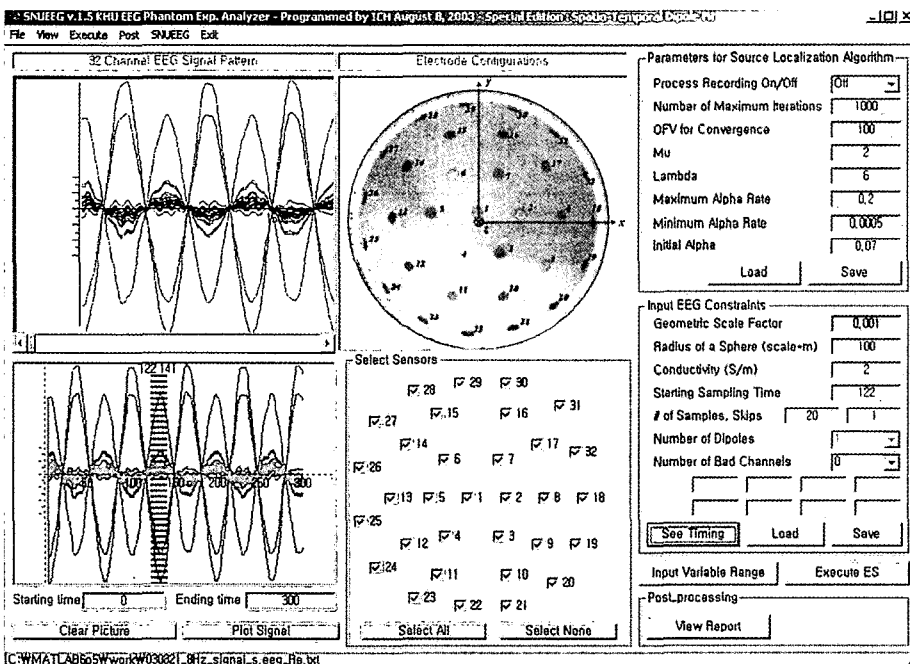


Fig. 2. The ECD source localization program.

의 예를 Fig. 2에 나타내었다.

결과 및 고찰

뇌전도 전류원 국지화 알고리즘의 검증

EPI 촬영과 동시에 전위 분포를 측정하는 실험을 하기 전에 뇌전도 팬텀과 전류원 국지화 알고리즘에 대한 검증을 위하여 MRI 시스템 밖에서 전위 분포를 측정하였다. Fig. 3 (a)는 전류원 A에 8 Hz 정현파 전류를 주입했을 때에 전극들에서 측정된 전위 분포이며, (b)는 전류원이 같은 장소에 있다고 가정했을 때 식 (2)를 통해 계산해낸 전위 분포를 나타낸다. 전류원 국지화를 통해 계산해낸 전류원 A의 위치는 (97.1 mm, 52.3°, 270.4°)

였다. 같은 절차를 전류원 B와 C에 대해 수행한 결과는 (94.3 mm, 75.4°, 180.1°), (96.3 mm, 16.3°, 273.5°)였다. 모든 전류원에 대해 국지화의 결과가 수 mm안의 일반적인 범위 안에 들어오는 것을 확인하였고 이를 통해 전류원 국지화 알고리즘이 잘 동작하고 있다는 것을 검증하였다. 또한 이 과정을 통해 국지화 오차는 r방향으로 가장 민감하게 반응함을 알 수 있었다.

전류원 국지화에서 경사자계 유발잡음이 미치는 영향

전류원 국지화 알고리즘의 검증을 마친 후 구형 뇌전도 팬텀을 3.0T MRI 시스템 안에 위치시켰다. 전류원의 크기와 EPI 촬영의 FOV를 조정하여 경사자계 유발잡음의 상대적인 세기를 조절하였다. Fig. 4는 경사자계 유발 잡음이 없을 때와 있을 때의 전

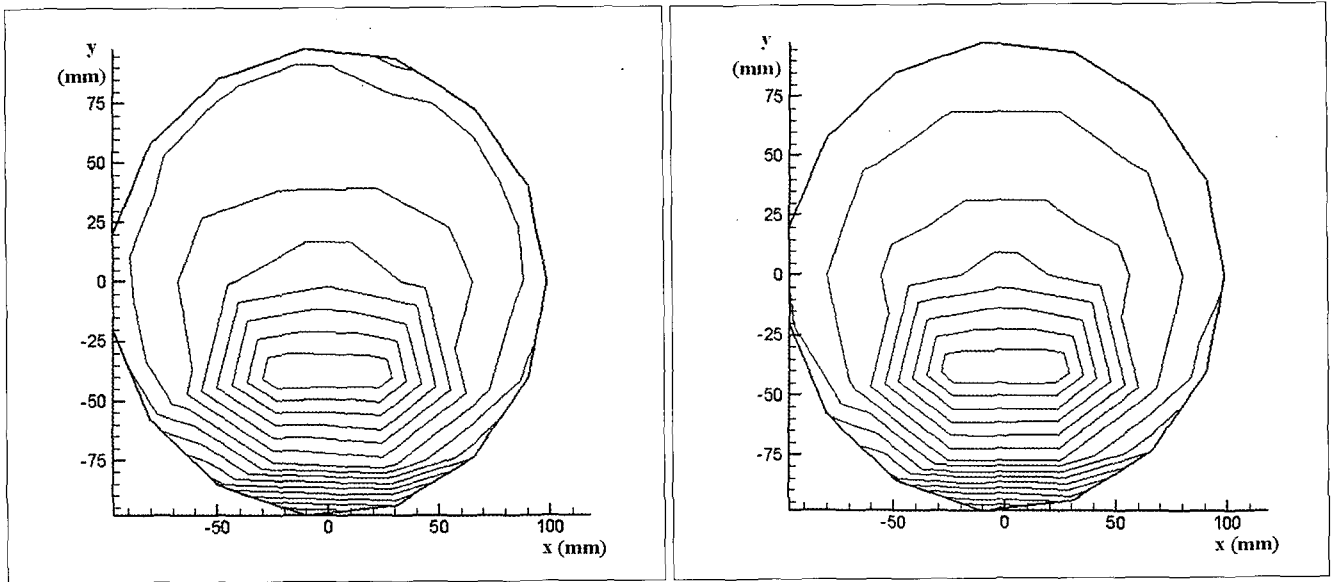


Fig. 3. (a) The measured potential distribution on the spherical phantom when the ECD A was activated. (b) The potential distribution calculated by the forward solver.

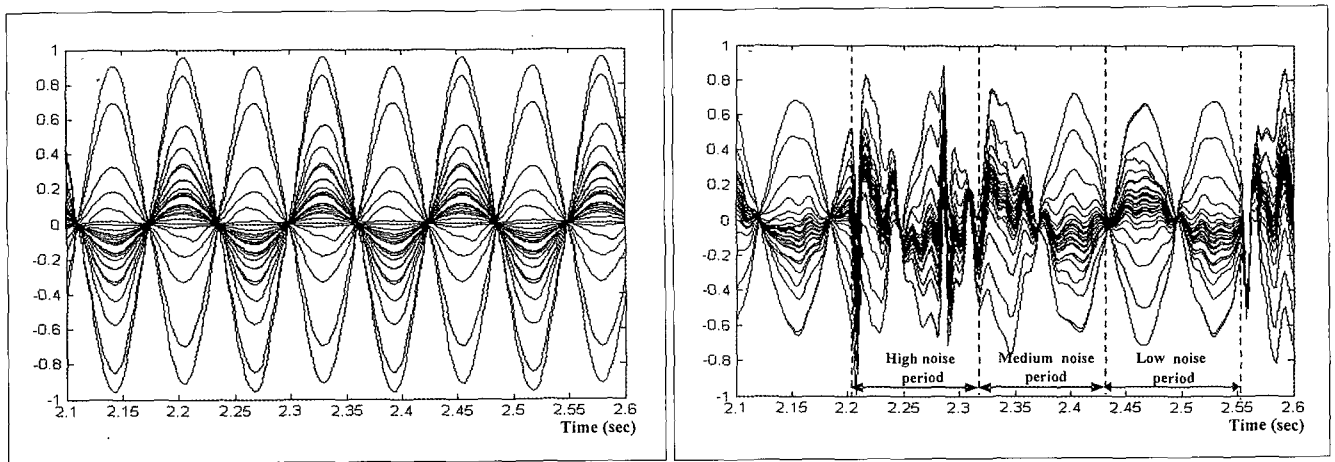


Fig. 4. The potential waveforms measured during EPI scans with the ECD A activated. (a) When GPR was 0%. (b) When GPR was 29%.

이항로 외

위 신호 파형을 도시한 것이며, 각 그림은 32개의 채널에서 나온 신호를 하나로 겹쳐 나타낸 것이다. Fig. 4의 (a)와 (b)는 gradient-noise to potential-signal ratio(GPR)이 0%와 29% 일 때의 전위 신호를 보여준다. GPR은 다음과 같이 정의하였다.

$$GPR = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M g_i^2(j)}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M s_i^2(j)} \quad (3)$$

$s_i(j)$ 와 $g_i(j)$ 는 i -번째 전극에서 전위 신호와 경사자계 유발잡음을 각각 나타낸다. 그리고 N 은 전극의 수, M 은 측정 신호의 표본화 개수를 나타낸다. 경사자계 중에서 가장 크게 영향을 미치는 것은 readout gradient이었다. 경사자계 유발잡음의 크기를 측정할 때에는 전류원에 인가되는 신호원을 끄고 전극에 유도되는 유발 잡음 신호만을 수집하였다. Fig. 4의 (b)에서 점선으로 경사자계 유발 잡음이 섞인 정도에 따라 high, medium, low로 구분하였고 각각의 경우에 대해서도 local GPR을 계산하였

다.

GPR을 조절해가며 측정된 전위 신호에 대해 전류원 국지화를 한 결과를 Table 1에 나타냈다. GPR을 2-18%정도의 범위에서 조절하며 실험을 수행하였고, 각 실험에 대한 local GPR도 계산하였다. 실험 결과 전류원 국지화 오차는 GPR의 크기와 전류원의 위치에 의해 영향을 받는다는 것을 알 수 있었다. Table 1의 결과에서 전류원 B에 대한 국지화 오차가 다른 전류원에 비해서 상대적으로 크게 나타났는데, 이것은 전류원의 위치가 전극 분포의 가장자리에 위치하면 외부 잡음에 보다 취약하다는 것을 말해준다.

Fig. 5에 같은 크기의 GPR을 가지는 Gaussian 잡음을 생성하여 경사자계 유발잡음이 없는 전위 신호에 혼합하여 전류원 국지화를 수행한 결과를 경사자계 유발잡음이 있을 때의 결과와 같이 도시하였다. 경사자계 유발 잡음과 Gaussian 잡음은 GPR이 20% 이하일 때까지는 유사한 결과를 나타내지만, GPR이 20% 이상이 될 때부터는 경사자계 유발 잡음이 Gaussian 잡음보다 전류원 국지화에 미치는 영향이 더 크다는 것을 알 수 있다. 이것

Table 1. ECD Source Localization Errors with Respect to the GPR Level

| ECD 위치 | Noise level | ECD source localization error, $ \Delta\vec{r} $ [mm] (Local GPR%) | | | |
|--------|-------------|--|-----------------|------------------|------------------|
| A | | <u>GPR=6.3%</u> | <u>GPR=9.4%</u> | <u>GPR=14.7%</u> | <u>GPR=18.6%</u> |
| | high | 2.6 (18.7%) | 4.3 (26.9%) | 9.6 (32.0%) | 12.4 (40.8%) |
| | medium | 1.2 (6.0%) | 1.2 (8.8%) | 1.6 (14.0%) | 3.3 (18.9%) |
| | low | 0.9 (1.2%) | 1.1 (3.3%) | 0.7 (3.5%) | 1.2 (4.1%) |
| B | | <u>GPR=5.0%</u> | <u>GPR=9.2%</u> | <u>GPR=13.5%</u> | <u>GPR=17.5%</u> |
| | high | 8.7 (13.7%) | 15.5 (20.6%) | 13.5 (32.8%) | 22.7 (42.5%) |
| | medium | 2.4 (2.2%) | 3.0 (2.6%) | 1.5 (3.9%) | 4.1 (8.8%) |
| | low | 2.6 (1.8%) | 3.3 (2.1%) | 0.9 (2.6%) | 2.1 (7.7%) |
| C | | <u>GPR=2.3%</u> | <u>GPR=7.3%</u> | <u>GPR=12.6%</u> | <u>GPR=18.4%</u> |
| | high | 0.9 (14.7%) | 4.4 (23.6%) | 8.6 (30.2%) | 11.8 (36.8%) |
| | medium | 0.5 (6.5%) | 0.4 (8.3%) | 0.9 (11.4%) | 1.1 (15.3%) |
| | low | 0.4 (1.5%) | 0.3 (2.3%) | 0.5 (3.1%) | 1.0 (4.2%) |

Table 2. ECD source localization errors with respect to the depth of ECDs

| ECD 위치 | Noise level | ECD source localization error, $ \Delta\vec{r} $ [mm] (Local GPR%) | | | |
|---------|-------------|--|-----------------|------------------|------------------|
| 97.1 mm | | <u>GPR=6.3%</u> | <u>GPR=9.4%</u> | <u>GPR=14.7%</u> | <u>GPR=18.6%</u> |
| 52.3 | high | 2.6 (18.7%) | 4.3 (26.9%) | 9.6 (32.0%) | 12.4 (40.8%) |
| 270.4 | medium | 1.2 (6.0%) | 1.2 (8.8%) | 1.6 (14.0%) | 3.3 (18.9%) |
| | low | 0.9 (1.2%) | 1.1 (3.3%) | 0.7 (3.5%) | 1.2 (4.1%) |
| 82.4 mm | | <u>GPR=7.0%</u> | <u>GPR=10%</u> | <u>GPR=13.5%</u> | <u>GPR=16.8%</u> |
| 54.7 | high | 1.65 (17.1%) | 4.27 (28.9%) | 9.67 (33.2%) | 11.27 (37%) |
| 270.6 | medium | 1.04 (3.8%) | 1.02 (7.1%) | 4.05 (12.2%) | 4.6 (16.8%) |
| | low | 0.6 (0.9%) | 1.32 (2.5%) | 0.94 (3.6%) | 2.77 (4.7%) |
| 72.1 mm | | <u>GPR=7.4%</u> | <u>GPR=7.3%</u> | <u>GPR=13.7%</u> | <u>GPR=18.4%</u> |
| 56.1 | high | 3.64 (17.8%) | 6.5 (29%) | 10.6 (36.1%) | 19 (43%) |
| 271.6 | medium | 2.9 (5.2%) | 2.5 (6.4%) | 3.5 (12%) | 4.4 (15.7%) |
| | low | 0.1 (1%) | 0.7 (3.2%) | 1.7 (3.9%) | 0.6 (4.5%) |

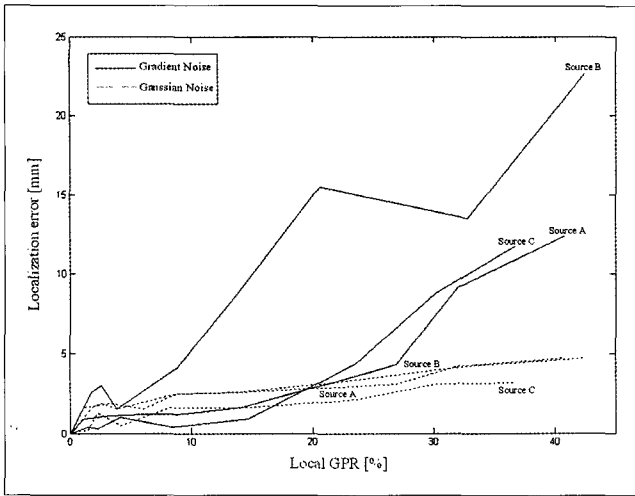


Fig. 5. ECD source localization errors when the potential signals were corrupted by the gradient switching noise (solid lines) and the simulated Gaussian noise (dotted lines).

은 경사자계 유발잡음의 경우 채널간 공간적인 상관관계를 많이 가지고 있기 때문인 것으로 생각된다.

Table 2에 같은 전류원의 위치에서 r값과 GPR을 조절해가며 측정된 전위 신호에 대해 전류원 국지화를 한 결과를 나타냈다. GPR을 Table 2.1의 실험과 같이 6-18% 정도의 크기를 가지도록 조절하며 실험을 수행하였고, local GPR도 각각 계산하였다. 실험결과 전류원 국지화의 오차는 전류원이 전극 표면에 멀어지면 멀어질수록 커진다는 것을 알 수 있었다. Fig. 6은 Table 2의 결과를 그림으로 나타낸 것이다. 그림에서도 표면에 부착되어 있는 전극에서 멀어지면 멀어질수록 전류원 국지화의 오차가 커지는 것을 알 수 있다. 조금 더 깊은 곳에 전류원이 위치하게 된다면 GPR에 따른 각 전류원 국지화의 오차는 더욱 크게 나타날 것으로 예상된다.

최근 전극의 수가 같은 경우, 뇌전도 신호 국지화 결과가 뇌자도 신호 국지화 결과보다 더 정확하다는 연구 결과가 발표되었다 (20). 뇌자도는 MRI와 동시에 측정할 수 없지만 뇌전도는 MRI와 동시 측정이 가능하다. 그러므로 뇌전도는 fMRI와의 결합연구에서 더 큰 역할을 수행할 수 있을 것으로 보인다.

결론적으로 뇌전도와 fMRI의 동시측정을 하기 위해서는, 하드웨어 또는 신호 처리와 같은 방법을 통해 경사자계 유발 잡음의 전력을 뇌전도신호 전력의 15-20% 이하로 줄여야만 신뢰성 높은 전류원 국지화 결과를 얻을 수 있다는 것을 알 수 있었다. 본 연구 결과는 뇌전도와 fMRI 동시 측정실험에 있어 뇌전도 신호에 유발되는 경사자계 잡음 신호의 제거 수준을 결정하는데 하나의 지침으로 사용될 수 있을 것이다.

Acknowledgement

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(02-PJ3-PG6-EV07-0002:인체 기능 및 대사영

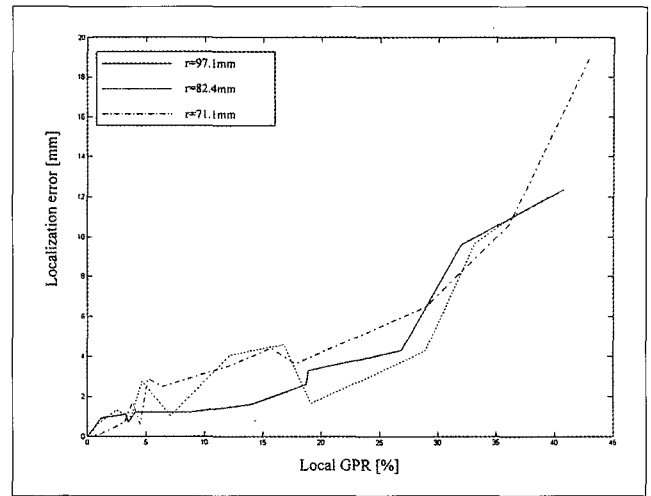


Fig. 6. ECD source localization errors with respect to the depth of ECD A source.

상 신기술개발 연구센터).

참 고 문 헌

1. Huang-Hellinger FR, Breiter HC, McCormack G, Cohen MS, Kwong KK, Sutton JP, Savoy RL, Weisskoff RM, Davis TL, Baker JR, Belliveau JW, Rosen BR, Simultaneous functional magnetic resonance imaging and electrophysiological recording, Hum Brain Mapp 1995;3:13-23
2. Lemieux L, Allen PJ, Franconi F, Symms MR, Fish DR, Recording of EEG during fMRI experiments: patient safety, Magn Reson Med 1997;38:943-952
3. Warach S, Ives JR, Schlaug G, Patel MR, Darby DG, Thangaraj V, Edelman RR, Schomer DL, EEG-triggered echo-planar functional MRI in epilepsy, Neurology 1996;47:89-93
4. Lazeyras F, Blanke O, Perrig S, Zimine I, Golay X, Delavelle J, Michel CM, Tribolet N, Villemure JG, Seeck M, EEG-triggered functional MRI in patients with pharmacoresistant epilepsy, J Magn Reson Imaging 2000;12:177-185
5. Hoffman A, Jager L, Werhahn KJ, Jaschke M, Noachtar S, Reiser M, Electroencephalography during functional echo-planar imaging: Detection of epileptic spikes using post-processing methods, Magn Reson Med 2000;44:791-798
6. Bonmassar G, Anami K, Ives J, Belliveau JW, Visual evoked potential (VEP) measured by simultaneous 64-channel EEG and 3T fMRI, Neuroreport 1999;10:1893-1897
7. Brinker G, Bock C, Busch E, Krep H, Hossmann KA, Berlage MH, Simultaneous recording of evoked potentials and T2*-weighted MR images during somatosensory stimulation of rat, Magn Reson Med 1999;41:469-473
8. Lazeyras F, Zimine I, Blanke O, Perrig SH, Seeck M, Functional MRI with simultaneous EEG recording: Feasibility and application to motor and visual activation, J Magn Reson Imag 2001;13:943-948

이항로 외

9. Bonmassar G, Hadjikhani N, Ives JR, Hinton D, Belliveau JW, Influence of EEG electrodes on the BOLD fMRI signal, *Hum Brain Mapp* 2001;14:108-115
10. Sijbers J, Audekerke JV, Verhoye M, Linden AV, Dyck DV, Reduction of ECG and gradient related artifacts in simultaneously recorded human EEG/MRI data, *Magn Reson Imaging* 2000;18:881-886
11. Muri RM, Felblinger J, Rosler KM, Jung B, Hess CW, Boesch C, Recording of electrical brain activity in a magnetic resonance environment: Distorting effects of the static magnetic field, *Magn Reson Med* 1998;39:18-22
12. Allen PJ, Polizzi G, Krakow K, Fish DR, Lemieux L, Identification of EEG events in the MR scanner: the problem of pulse artifact and a method for its subtraction, *Neuroimage* 1999;8:229-239
13. Felblinger J, Slotboom J, Kreis R, Jung B, Boesch C, Restoration of electrophysiological signals distorted by inductive effects of magnetic field gradients during MR sequences, *Magn Reson Med* 1999;41:715-721
14. Sijbers J, Michiels I, Verhoye M, Audekerke JV, Linden AV, Dyck DV, Restoration of MR-induced artifacts in simultaneously recorded MR/EEG data, *Magn Reson Imaging* 1999;17:1383-1391
15. Allen PJ, Josephs O, Turner R, A method for removing imaging artifact from continuous EEG recorded during functional MRI, *Neuroimage* 2000;12:230-239
16. Uutela K, Hamalainen M, Salmelin R, Global optimization in the localization of neuromagnetic sources, *IEEE Trans Biomed Eng* 1998;45:716-723
17. Yao D, Electric potential produced by a dipole in a homogeneous conducting sphere, *IEEE Trans Biomed Eng* 2000;47:964-966
18. Haneishi H, Ohyama N, Sekihara K, Honda T, Multiple current dipole estimation using simulated annealing, *IEEE Trans Biomed Eng* 1994;41:1004-1009
19. Back T, *Evolutionary Algorithms in Theory and Practice*, Oxford, U.K.: Oxford Univ. Press, 1996
20. Liu A.K., Dale, A.M., Belliveau, J.W., 2002. Monte Carlo simulation studies of EEG and MEG localization accuracy. *Hum. Brain Mapp.* 16, 47-62

Effects of Gradient Switching Noise on ECD Source Localization with the EEG Data Simultaneously Recorded with MRI

H. R. Lee¹, J. Y. Han¹, S. Y. Lee¹, M. H. Cho¹, C. H. Im², and H. K. Jung²

¹Graduate School of East-West Medical Science, Kyung Hee University

²Dept. of Electrical Engineering, Seoul National University

Purpose : To evaluate the effect of the gradient switching noise on the ECD source localization with the EEG data recorded during the MRI scan.

Materials and Methods : We have fabricated a spherical EEG phantom that emulates a human head on which multiple electrodes are attached. Inside the phantom, electric current dipole(ECD) sources are located to evaluate the source localization error. The EEG phantom was placed in the center of the whole-body 3.0 Tesla MRI magnet, and a sinusoidal current was fed to the ECD sources. With an MRI-compatible EEG measurement system, we recorded the multi channel electric potential signals during gradient echo single-shot EPI scans. To evaluate the effect of the gradient switching noise on the ECD source localization, we controlled the gradient noise level by changing the FOV of the EPI scan. With the measured potential signals, we have performed the ECD source localization.

Results : The source localization error depends on the gradient switching noise level and the ECD source position. The gradient switching noise has much bigger negative effects on the source localization than the Gaussian noise. We have found that the ECD source localization works reasonably when the gradient switching noise power is smaller than 10% of the EEG signal power.

Conclusion : We think that the results of the present study can be used as a guideline to determine the degree of gradient switching noise suppression in EEG when the EEG data are to be used to enhance the performance of fMRI.

Index words : EEG, source localization, fMRI, gradient noise

Address reprint requests to : S.Y. Lee, Ph.D., Graduate School of East-West Medical Science, Kyung Hee University, Kyungki 449-701, Korea.
Tel. 82-31-201-2980 Fax. 82-31-201-3666 E-mail: sylee01@khu.ac.kr