

뇌파 기반 실시간 뇌활동 모니터링 시스템의 타당성 조사

채희제¹, 임창환^{1,2}, 이승환³

¹연세대학교 의공학부, ²연세대학교 의료공학연구원, ³인제대 일산백병원 신경정신과
(Received January 17, 2007. Accepted March 27, 2007)

Feasibility Study of EEG-based Real-time Brain Activation Monitoring System

Hui-Je Chae¹, Chang-Hwan Im^{1,2}, Seunghwan Lee³

¹Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Wonju, Korea

²Institute of Medical Engineering, Yonsei University, Wonju, Republic of Korea

³Department of Neuropsychiatry, Inje University Ilsan-Paik Hospital, Koyang-city, Korea

Abstract

Spatiotemporal changes of brain rhythmic activity at a certain frequency have been usually monitored in real time using scalp potential maps of multi-channel electroencephalography(EEG) or magnetic field maps of magnetoencephalography(MEG). In the present study, we investigate if it is possible to implement a real-time brain activity monitoring system which can monitor spatiotemporal changes of cortical rhythmic activity on a subject's cortical surface, neither on a sensor plane nor on a standard brain model, with a high temporal resolution. In the suggested system, a frequency domain inverse operator is preliminarily constructed, considering the individual subject's anatomical information, noise level, and sensor configurations. Spectral current power at each cortical vertex is then calculated for the Fourier transforms of successive sections of continuous data, when a single frequency or a particular frequency band is given. An offline study which perfectly simulated the suggested system demonstrates that cortical rhythmic source changes can be monitored at the cortical level with a maximal delay time of about 200 ms, when 18 channel EEG data are analyzed under Pentium4 3.4GHz environment. Two sets of artifact-free, eye closed, resting EEG data acquired from a dementia patient and a normal male subject were used to show the feasibility of the suggested system. Factors influencing the computational delay are investigated and possible applications of the system are discussed as well.

Key words : EEG, MEG, brain mapping, inverse problem, real-time brain activation monitoring system, cortical rhythmic activity, frequency domain minimum norm estimation

1. 서 론

피질 리듬 활동(Cortical rhythmic activity)은 외부 자극에 의해서 보다 뇌 내부에서 자발적으로 발생하며 최초로 측정된 뇌파(electroencephalography : EEG) 신호와 뇌자도(magnetoencephalography : MEG) 신호는 알파 리듬(alpha rhythm)이라는 것은 익히 잘 알려져 있다[1].

최근, 많은 신경과학자들이 피질 리듬 활동에 관심을 기울이기 시작하고 있는데 이는 최근에 발표된 여러 연구 결과들이 특정 주

파수대의 피질 리듬 활동이 뇌에서의 정보 처리 과정과 밀접한 관계를 가지고 있다는 것을 보여 왔기 때문이다[2-8]. 예를 들어, 피질 리듬 활동은 몸의 운동과 행동 상태를 반영한다. 10 Hz 근처의 주파수를 가지는 알파 리듬은 피험자가 눈을 감고 있을 때 가장 강해지며 피험자가 눈을 뜨고 시각적인 자극에 노출되었을 때 감소한다[2]. 10 Hz와 20 Hz의 성분을 동시에 가지는 뮤리듬(mu rhythm)은 팔, 다리의 운동이나 촉각 자극에 의해서 감소된다[3]. 또한 여러 연구들에 의하면 30 Hz에서 100 Hz 사이의 뇌파 주파수를 의미하는 감마 리듬(gamma rhythm)은 주의 집중(attention)[4], 작동 기억(working memory)[5], 연상 기억(associative memory)[6] 등에 의해서 변조된다. 또한 피질 리듬 활동은 정신 분열증[7]이나 알츠하이머병[8] 등의 다양한 뇌질환에 관련되어 있음이 밝혀지고 있다.

피질 리듬 활동을 모니터링하기 위해서 가장 널리 사용되는 도

이 논문은 2006년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (KRF-2006-331-D00728).

Corresponding Author : 임창환

강원도 원주시 풍암면 매지리 234 연세대학교 의공학부

Tel : +82-33-760-2792 / Fax : +82-33-763-1953

E-mail : ich@yonsei.ac.kr

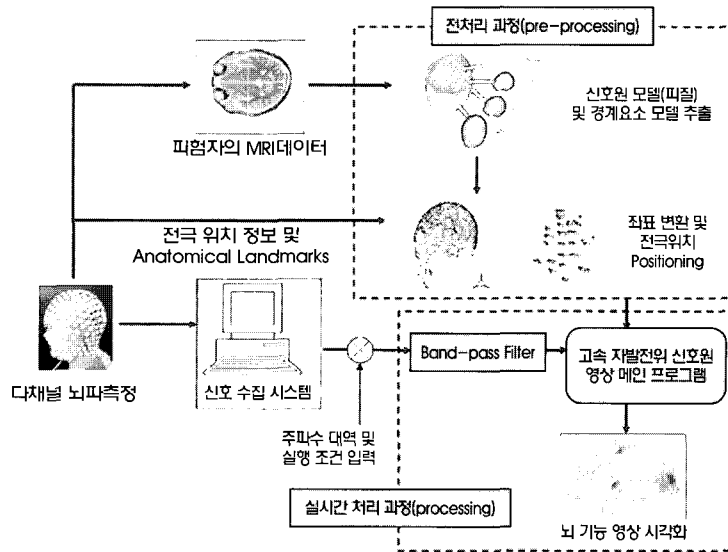


그림 1. 제안된 실시간 피질 리듬 활동 모니터링 시스템을 설명하기 위한 도식

Fig. 1. Schematic diagram to elucidate the concept of the proposed real-time cortical rhythmic activity monitoring system.

구는 비침습적이면서도 fMRI나 PET 등에 비해 뛰어난 시간 분해능을 가지는 뇌파와 뇌자도이다. 기존에 행해졌던 많은 연구들 [1-8]은 두피 뇌파 전극이나 뇌자도 센서 간의 간섭성을 보거나 두피 전위 지도(scalp potential map)나 자기장 지도(magnetic field map)의 신호 분포 패턴을 활용하였다. 특정 주파수대의 신호 분포를 실시간으로 얻게 되면 다양한 정신 질환의 진단, 뉴로피드백(neurofeedback), 뇌-기계간 인터페이스(brain-computer interface) [9] 등의 응용 분야에 적용이 가능하다.

하지만 뇌파나 뇌자도의 신호 분포는 여러 가지 이유로 인해서 인근의 대뇌 피질 영역에 직접적으로 매핑되지는 않는다. 우선 뇌파 또는 뇌자도 측정 신호들은 하나의 신호원에서만 발생하는 것이 아니므로 여러 신호원에서의 신호들이 중첩되어 나타난다. 또한 머리 속의 불균일한 전기전도도의 분포로 인해 신호 분포가 왜곡되거나 실제보다 넓게 퍼져서 나타날 수 있다. 즉, 특정한 피질 영역에서의 작은 뇌 활동이 센서 표면에서 매우 넓은 영역으로 보여질 수 있어서 정확한 신호원의 위치를 파악하기 어려운 경우가 빈번히 발생한다. 또한 뇌파의 경우 깊은 곳에 위치한 머리 표면에 평행한 방향의 신호원은 센서 면에서의 신호 분포에서 2개의 peak를 나타낼 수 있는데 이는 각 peak 아래에 위치한 서로 다른 2개의 신호원과 쉽게 구분되지 않는다. 특히 뇌자도에서는 피험자의 머리와 센서가 접촉되어 있지 않기 때문에 피험자의 머리가 한쪽으로 기울어져 있을 경우 피질 수준에서 동일한 크기의 신호원이 센서 면에서는 머리와 가까운 쪽의 활성도가 높은 것으로 측정될 수도 있다. 따라서 이와 같은 문제점들을 해결하기 위해서 대뇌 피질 수준에서의 리듬 활동을 추정하는 기술을 적용하는 것이 필수적이다.

지난 수년 동안 피질 리듬 활동을 영상화하기 위한 여러 방법들이 제안되어 왔다. Sequential dipole modeling[10], dynamic

imaging of coherent sources(DICS)[11], frequency-domain minimum current estimation(FD-MCE)[12], synthetic aperture magnetometry(SAM)[13], spectral spatiotemporal imaging [14] 등이 그 예이다. 최근의 동적 신경영상 기술의 급속한 발전에도 불구하고 피질 리듬 활동의 영상화를 실시간으로 모니터링할 수 있는 기술에 대한 연구는 극히 미진하였다. 2004년 Congedo 등은 최초로 뇌파 기반 뉴로피드백 시스템에 역문제(inverse problem)를 적용하기 위한 연구를 수행하였다[15, 16]. 그들은 기존의 뇌파 기반 뉴로피드백 시스템에 LORETA(low resolution electromagnetic tomography)[17]라는 소프트웨어를 적용하여 특정 ROI (region of interest)에서 주파수 영역의 신호 변화를 추적함으로써 센서 면에서의 신호 분포 변화에만 의존하였던 기존 뉴로피드백 시스템의 효율을 획기적으로 향상하는데 성공하였다. 그들의 연구는 최초의 실시간 피질 리듬 활동을 모니터링하는 시스템을 개발하였는데 중요한 의의를 가진다. 하지만 이들의 연구는 기본적으로 LORETA 소프트웨어를 활용하였기 때문에 개인의 해부학적인 정보를 활용할 수 없었고 지나치게 넓게 퍼진 저해상도 영상만을 얻을 수 있었으며 실시간으로 3차원 피질 활성도 변화를 도출할 수 없었다. 또한, 뉴로피드백 시스템 자체가 높은 시간 분해능을 요하지 않기 때문에 시간적인 문제에 대한 고려는 전혀 이루어지지 않았다.

본 연구의 목표는 개인의 해부학적인 정보를 활용하며, 순간적 및 시간평균된 3차원 고해상도 피질 활성도 영상을 도출할 수 있고, 프로그램 상의 약간의 수정만으로 BCI, 뉴로피드백, 실시간 뇌 질환 진단에 적용이 가능한 실시간 피질 리듬 활동 모니터링 시스템을 구현하는 것이 가능한지를 조사하는 것이다. 본 타당성 조사 연구를 위하여 실시간 피질 리듬 활동 모니터링 시스템을 완벽하

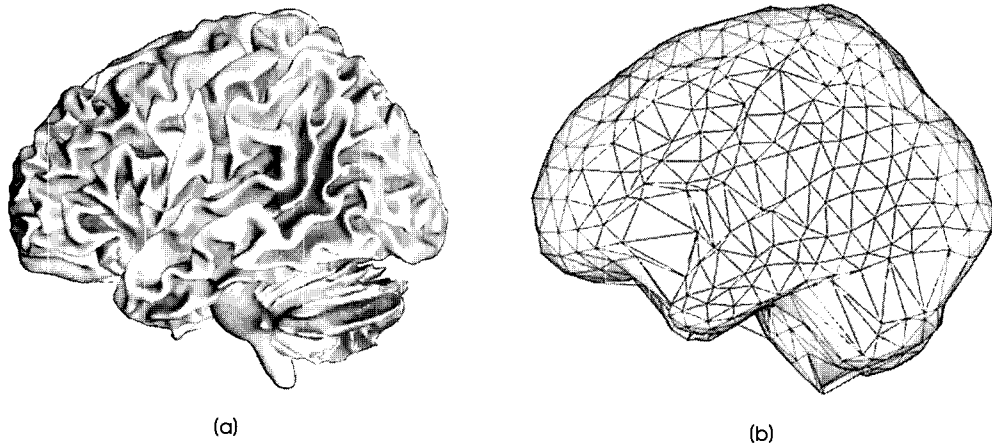


그림 2. 대뇌 피질 모델의 생성 : (a) 원래의 피질 면 모델, (b) 재생성된 피질 면 모델
 Fig. 2. Generation of cortical surface model : (a) original cortical surface model (b) reproduced cortical surface model

게 모사하는 오프라인 해석 소프트웨어를 구현하고 이를 치매 환자 및 정상인을 대상으로 눈을 감은 휴식 상태에서 측정된 뇌파 데이터에 적용하여 타당성을 조사하였다. 또한, 계산 지연 시간에 영향을 주는 요소들도 테스트하였으며 제안된 시스템의 가능한 적용 분야들도 제시하였다.

II. 방법론

A. 실시간 피질 리듬 활동 모니터링 시스템의 개념

제안된 실시간 피질 리듬 활동 모니터링 시스템은 데이터 수집부, 전처리부, 실시간 처리부의 세 부분으로 구성된다. 그림 1은 제안된 시스템의 개념을 설명하기 위한 모식도를 나타내고 있다. 데이터 수집부에서는 피험자의 MRI 데이터를 미리 획득하고 뇌파 측정 전극을 부착한 이후에는 전극 및 중요 해부학적 경계들의 위치를 3차원 디지털이저를 이용하여 측정한다. MRI 데이터와 전극 데이터 등은 전처리부로 옮겨져서 피험자의 해부학적 정보를 고려한 역산 연산자(inverse operator)를 구성하게 된다. 일단 역산 연산자가 만들어지고 나면 이 데이터는 컴퓨터 하드디스크에 저장되며 이때부터 실시간으로 데이터를 받으면서 뇌 활성화 영상을 얻을 수 있다. 실시간 처리부는 다시 3개의 독립적인 프로그램으로 구성되는데 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform : FFT) 프로그램, 주파수 영역 minimum norm 추정(Frequency Domain Minimum Norm Estimation : FD-MNE) 프로그램, 시각화(visualization) 프로그램이 그것들이다. 개개인의 해부학적인 MRI 데이터가 없을 경우에는 피질 면 및 경계 요소 모델은 표준 뇌 모델을 사용하게 되며 이 경우에는 전처리 과정을 생략할 수 있다. 각 부분에 대한 보다 기술적인 설명은 이후의 절에 제시되어 있다.

B. 정문제 및 역문제 해석

본 연구에서는 정확한 뇌전도 정문제 해석을 위해서 실제 머리

모델을 적용하였다[18,19]. 1차 노드 기반 경계요소법 (boundary element method: BEM)을 이용하여 leadfield 행렬을 만들었으며 두피, 두개골의 내-외면으로 구성된 3층 모델을 사용하였다. 일반적인 피질 전류원 영상 문제 해석에서와 같이 전류원 영역과 경계요소와의 중복을 피하기 위해서 뇌 및 뇌척수액의 전기전도도를 동일하게 가정하고 하나의 영역으로 구성하였다[30]. 두개골 내부의 경계요소 모델은 피험자의 MRI 데이터로부터 추출하는 것을 원칙으로 하였으나 본 연구에서는 개개인의 해부학적 데이터가 없는 관계로 Montreal Neurological Institute(MNI, http://www.mrc-cbu.cam.ac.uk/Imaging/Common/mnispace.shtml#evans_proc)의 표준 뇌 MRI 데이터를 활용하였다. 뇌, 두개골, 두피의 전기전도도의 상대적인 값은 각각 1, 1/16, 1로 설정하였다[20, 21]. 좌표 변환 및 전극 위치 설정은 연세대학교 생체전자기 및 신경영상 연구실에서 자체 제작한 BioEST라는 소프트웨어를 사용하였다[22].

대부분의 뇌파, 뇌자도 신호원은 대뇌 피질 표면(정확히는 회백질)에 위치하기 때문에 대부분의 최근 연구들은 대뇌 피질 표면을 MRI 데이터로부터 추출하여 신호원을 추정하고 있다[23-26]. 이처럼 대뇌 피질 표면을 신호원 추정에 사용함으로써 spurious 전류원의 발생을 줄일 수 있을 뿐 아니라[27] crosstalk 분포를 감소할 수 있다[28]. 최근의 의료 영상 처리 기술의 발달로 수 밀리미터 이하의 정확도를 가지는 피질 영상을 얻을 수 있지만[29] 추출한 피질 상의 모든 점을 활용하는 것은 계산상 효율적이지 못하다. 따라서 본 연구에서는 MRI에서 얻은 원래의 정확한 피질 면으로부터 근사화된 피질 면을 재추출하여 이를 해석에 사용하였다. 그림 2는 원래의 피질 면과 해석에 사용된 피질 면을 보여주고 있다.

분포된 뇌 신호원을 복원하기 위해서 계산 시간이 비교적 짧은 선형 추정법을 적용하였다[23, 14]. 역산 연산자 W는 다음과 같이 정의된다.

$$W = RA^T (ARA^T + \lambda^2 C)^{-1} \tag{1}$$

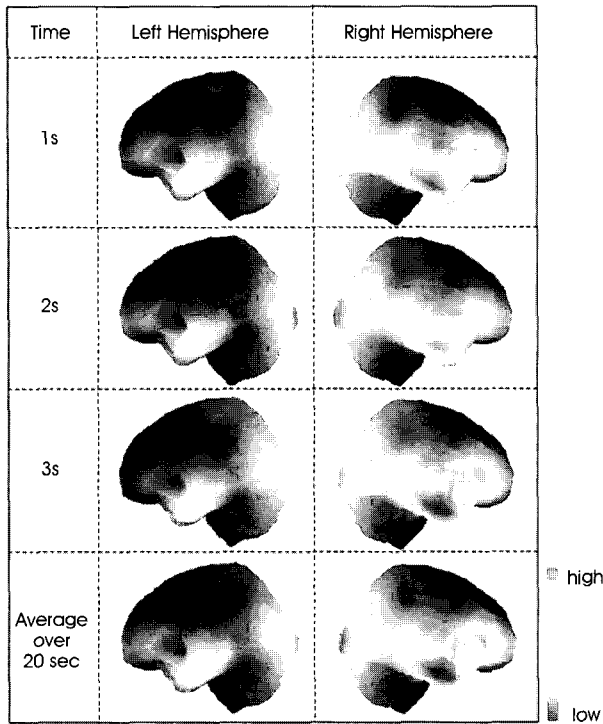


그림 3. 오프라인 시뮬레이션 연구 사례: 치매환자의 휴식기 뇌파의 피질 알파 활동 변화. 각각 1, 2, 3초 시점에 측정된 알파리듬 맵과 20초간 평균한 맵을 나타냄.

Fig. 3. An example of offline simulation study: Cortical alpha (8-13 Hz) activity changes of a dementia patient during a resting EEG recording instantaneous activity maps at 1, 2, and 3 seconds and activity maps averaged for 20 seconds.

이 때, A는 정문제 해석을 통해서 얻어지는 leadfield 행렬이며, R은 신호원 공분산 행렬, C는 잡음 공분산 행렬을 의미한다. R과 C가 모두 단위 행렬의 스칼라배라고 할 때, 이 식은 정확히 minimum norm 추정과 일치하게 된다[30]. 본 연구에서는 신호원의 분포에 대한 사전 정보가 없기 때문에 R을 대각 행렬로 가정하였다. 일반적으로 minimum norm 추정법은 센서에 가까이 위치한 신호원에 바이어스가 걸리기 때문에 신호원의 깊이에 따른 정규화를 해주어야 한다[14]. 이를 위해서 A의 k-번째 열의 각 원소에 $(\mathbf{a}_k^T \mathbf{a}_k)^{1/2}$ 를 나누어주는 방식을 이용하였다. 이 때, \mathbf{a}_k 는 A의 k-번째 열 벡터를 의미한다. C는 피험자의 두피에 전극을 부착하기 이전에 측정된 환경 잡음 값을 이용하여 계산하였으며 regularization 매개변수 λ^2 은 다음 식을 이용하여 계산하였다 [14]:

$$\lambda^2 = \frac{\text{trace}(\mathbf{A}\mathbf{R}\mathbf{A}^T)}{\text{trace}(\mathbf{C}) \text{SNR}^2} \quad (2)$$

이 때, $\text{trace}(\cdot)$ 와 SNR은 각각 대각성분의 합과 신호대잡음비의 의미이다. 신호대잡음비는 연속적인 뇌파 신호와 사전에 측정된 환경 잡음을 이용하여 계산하였다. 계산된 역산 연산자는 파일의 형태로 하드디스크에 저장하였다.

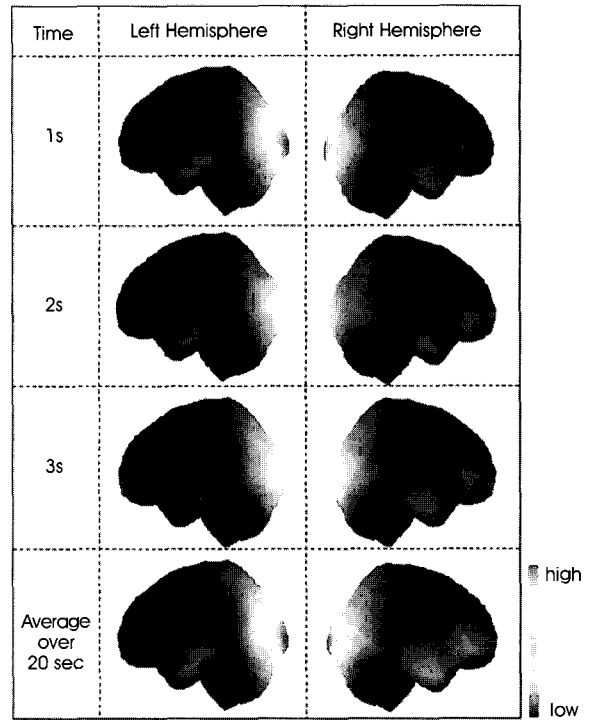


그림 4. 오프라인 시뮬레이션 연구 사례: 정상인의 휴식기 뇌파의 피질 알파 활동 변화. 각각 1, 2, 3초 시점에 측정된 알파리듬 맵과 20초간 평균한 맵을 나타냄.

Fig. 4. An example of offline simulation study: Cortical alpha (8-13 Hz) activity changes of a normal subject during a resting EEG recording instantaneous activity maps at 1, 2, and 3 seconds and activity maps averaged for 20 seconds.

C. 실시간 처리 및 시각화

앞서 설명한 바와 같이, 실시간 처리부는 세 개의 독립된 프로그램으로 구성되며 각각은 FFT 프로그램, FD-MNE 프로그램, 시각화 프로그램이다. 각 프로그램은 특정 시간에 대해서 차례로 실행된다. 그 시점을 기준으로 이전의 2^N 데이터 샘플에 저장된 시간 영역 데이터들은 자체 제작된 FFT 프로그램을 통하여 주파수 영역 신호로 변환된다. 이 때, N의 값은 사용자에게 의해서 변경이 가능하다. 특정한 주파수 밴드가 결정되면 FFT 프로그램은 그 주파수 밴드에 포함되는 모든 주파수에서의 실수부와 허수부 값을 ASCII 파일 형태로 저장한다. 그러면 FD-MNE 프로그램이 실행되고 푸리에 변환된 실수, 허수 신호 $\mathbf{B}(f_i)_{Re}$ 과 $\mathbf{B}(f_i)_{Im}$, $i = 1, 2, \dots, n$, 와 미리 저장된 역산 연산자 W를 읽어들인다. 특정 주파수 f_i 에 대한 j-번째 피질 노드에서의 신호원 벡터의 실수부와 허수부 $\mathbf{q}_j(f_i)_{Re}$, $\mathbf{q}_j(f_i)_{Im}$ 값은 역산 연산자 W의 $3j-2$, $3j-1$, $3j$ 번째 행과 푸리에 변환 신호 $\mathbf{B}(f_i)_{Re}$ 및 $\mathbf{B}(f_i)_{Im}$ 를 곱함으로써 계산할 수 있다. 최종적으로 관심있는 주파수 밴드에서 j-번째 피질 노드에서의 신호원 값은 다음과 같이 계산된다.

$$\mathbf{Q}_j = \frac{1}{2n} \sum_{i=1}^n (\|\mathbf{q}_j(f_i)_{Re}\|^2 + \|\mathbf{q}_j(f_i)_{Im}\|^2) \quad (3)$$

이상의 과정은 Jenson과 Vanni에 의해 소개되었던 주파수 영역 최소 전류 추정법(frequency domain minimum current estimates : FD-MCEs)[13]과 유사한 방법으로서 기존의 FD-MCEs가 L1 norm을 이용한 비선형 최적화를 사용하는데 반해 본 연구에서 사용한 방법은 계산 시간 단축을 위하여 L2 norm을 기반으로 한 선형 최적화를 사용했다는 데에 그 차이가 있다.

모든 피질 상의 점들에 대한 신호원 값을 계산한 이후에 3차원 시각화 프로그램이 실행되어 특정 주파수 밴드에서의 전류원 분포를 시각화한다. MeshViewer라고 명명된 시각화 프로그램은 OpenGL 환경 하에서 Visual C++을 이용하여 제작되었으며 임의의 3차원 시점에서 보여지는 순간적인 신호원 변화 및 시간평균된 신호원 분포를 시각화할 수 있다.

III. 실시간 피질리듬 활동 모니터링 시스템의 타당성 조사

A. 시뮬레이션 조건 및 데이터

제안된 실시간 피질 리듬 활동 모니터링 시스템의 검증을 위하여 제안된 시스템을 완벽하게 모사한 오프라인 시뮬레이션을 행하였다. 사용한 데이터는 치매 환자 및 정상인이 눈을 감은 휴식 상태에서 얻어진 20초 간의 뇌파 신호이다. 모든 실험 데이터는 인제대학교 일산백병원 신경정신과에서 얻어졌으며 사용한 전극은 18개 (Fp1, F3, C3, P3, Fp2, F4, C4, P4, F7, T7, P7, O1, F8, T8, P8, O2, T1, T2)였다. 뇌파 신호는 32채널 EEG 측정 장치(Nicolet Biomedical, Madison, WI, USA)를 이용하여 전기차폐실 내에서 측정되었다. 샘플링율은 250 Hz였으며 감도는 $7 \mu V$ 이고 1-70Hz에서 대역통과 필터를 적용하였다.

개별 피험자의 MRI 데이터가 없는 관계로 MNI 표준 뇌에서 얻어진 표준 피질-머리 모델을 사용하였다. 보다 실제적인 오프라인 시뮬레이션을 위하여 20초의 뇌파 데이터를 미리 컴퓨터 메모리에 저장한 다음, 매 4ms마다 차례로 그 시점의 뇌파 신호 값을 신호 변수 배열에 삽입하였다. FFT 프로그램에 삽입하는 데이터의 수는 $2^7 = 128$ 을 사용하였으며 매 500ms마다 피질 활성화 지도를 업데이트하였다. 오프라인 시뮬레이션은 1GB RAM을 가진 Intel® Pentium4-3.4GHz 개인용 컴퓨터에서 행하였다.

B. 오프라인 시뮬레이션 결과 사례

그림 3과 4는 각각 치매환자 및 정상인의 피질 알파 활동(8- to 13-Hz)의 변화를 보여준다. 각 그림들은 20초 동안 시간 평균된 피질 리듬 활동 및 1, 2, 3 초에서의 순간적인 알파 활동의 변화를 나타내고 있다. 신호원 크기에서의 약간의 변화는 있으나 두 피험자 모두 시간에 대해서 일정한 양상을 보임을 확인할 수 있다. 정상인의 경우 잘 알려진 바와 같이 후두엽 주위에서 강한 피질 활성도를 나타내었으나 [31, 32] 치매환자의 경우 오른쪽 측두엽 및 전두엽에서 추가적인 강한 활성도를 나타내며 왼쪽 측두엽에도 상대적으로 약하지만 추가적인 활성도가 나타남을 확인할 수 있다. 피질 활성화 지도에서의 이와 같은 차이는 제안된 실시간 피질 리듬 활

동 모니터링 시스템이 치매 환자의 실시간 진단을 위하여 활용될 수 있음을 보여준다.

C. 지연 시간에 영향을 주는 요소들

실시간 피질 리듬 활동 모니터링 시스템을 구현하는 데 있어서 가장 중요한 이슈는 지연 시간을 줄이는 것이다. 지연 시간을 단축함으로써 정해진 시간에 보다 많은 뇌 활성화 영상을 얻을 수 있으며 이를 이용하여 보다 고차적인 응용 분야에 적용이 가능하다.

지연 시간을 측정하기 위하여 Fortran90의 내장 함수인 'date_and_time()'을 사용하였으며 FFT 프로그램 및 FD-MNE 프로그램을 100번 실행하여 평균적인 실행 시간을 측정하였다. $2^7 (= 128)$ 개의 데이터 샘플을 사용하고 하나의 주파수에서 신호원 영상을 얻을 경우 최소의 지연 시간이 소요되었으며 이 때, FFT 프로그램 및 FD-MNE 프로그램의 실행에 각각 43.9 ms와 94.5 ms의 시간이 걸렸다. $2^{10} (= 1024)$ 데이터 샘플을 0 ~ 30 Hz의 주파수 대역에서 실행하였을 때 FFT와 FD-MNE 프로그램의 실행에는 각각 59.5 ms와 128 ms의 시간이 소요되었다. 8배 더 큰 데이터 양과 123배 더 많은 행렬 계산량을 고려할 때, 지연 시간의 증가는 크지 않았음을 알 수 있다. 지연 시간은 데이터 샘플의 수와 해석 주파수의 개수의 증가에 대해서 단조 증가하였다. 기본적으로 필요한 해석 시간은 프로그램을 실행하는데 소요된 CPU 시간과 데이터 파일들을 읽고 쓰는 시간에서 기인한 것으로 보인다. 시각화 프로그램을 실행하는 시간은 최대 20ms를 초과하지 않았다. 이상의 결과는 18채널 뇌파 측정 결과를 이용하였을 때, 피질 리듬 활동을 최대 200ms의 지연 시간 내에 모니터링하는 것이 가능함을 보여준다.

32채널 뇌파 측정 (WEEG-32, Laxtha Inc., Korea) 결과를 활용하여 동일한 시뮬레이션을 수행하였는데 $2^{10} (= 1024)$ 데이터 샘플을 0 ~ 30 Hz의 주파수 대역에서 실행하였을 때 FFT 및 FD-MNE 프로그램 실행에 각각 62.7 ms와 141 ms의 시간이 소요되었으며 결과로부터 채널 수의 증가가 지연 시간에 심각한 영향을 끼치지 않는다는 사실을 확인할 수 있었다. 또한 뇌파 측정 장비의 A/D 카드 분해능이나 sampling rate에 의한 지연시간 영향은 없었다.

D. 제안된 시스템의 응용 분야

본 연구에서 제안된 시스템을 활용하면 서론에서 제시된 뉴로피드백의 적용 이외에 다음과 같은 다양한 분야들에 적용이 가능하다.

차세대 뇌-기계 인터페이스 시스템 개발

비침습적인 두피 뇌파 측정을 통한 뇌-기계 인터페이스에서 주로 사용되어 온 방법들은 두피 전위 지도를 기반으로 한 패턴 인식 방법이나 특정 전극들의 데이터를 기반으로 한 분석 방법 등이다. 이와 같은 방법들은 개인마다 다른 해부학적, 생리학적 정보를 고려하지 않았고 뇌 내에서 발생하는 여러 신호원들의 상호 간섭 및 감쇄 현상을 고려할 수 없기 때문에 높은 분해능과 정확한 분석 결과를 얻는 데 한계가 있었다. 가장 이상적인 방법은 비침습적인 측정 결과를 이용하여 뇌 내에 전극이나 칩 등을 수술적으로 부착하

는(따라서 많은 부작용이 생기는) 침습적인 방법들을 대체할 정도의 높은 공간 분해능을 가지는 시공간적인 뇌 활동 영상을 얻는 것이다. 만약 개개인의 생리, 해부학적인 정보를 기반으로 하면서 실시간으로 뇌 신호원 변화를 감지할 수 있는 시스템 개발이 가능하다면 피질 표면의 시간적 기능 영상의 변화를 기반으로 침습적인 방법에 준하는 정도의 높은 분해능을 얻을 수 있는 뇌-기계 인터페이스 시스템을 구현할 수 있다. 실제로 오프라인 상에서의 시뮬레이션 결과들에 따르면 두피 전위 지도를 사용하는 경우보다 피질에서의 리듬 활동의 변화를 이용함으로써 뇌파 기반 BCI 시스템의 분류 성공률을 크게 향상시킬 수 있음이 알려져 있다[33, 34].

치매, 정신분열증 등 각종 뇌 질환의 실시간 진단

현재까지는 뇌파를 통해 각종 뇌 질환을 진단할 때, 뇌파 신호의 파형에 의존하거나 두피 전위 분포도의 시간적인 변화를 통해 간접적으로 신호원의 위치 및 시간적인 변화를 감시하였다. 만약 실시간 뇌 활동 영상을 뇌파 측정과 동시에 얻을 수 있는 시스템이 구축된다면 이를 이용하여 보다 정확하고 신속한 뇌의 이상 진단이 가능해질 것이다. 본 연구에서 수행한 오프라인 시뮬레이션 결과는 제안된 시스템이 치매 등 뇌 질환의 실시간 진단에 활용될 수 있는 가능성을 보여주었다.

효율적인 뇌 기능 연구

기존의 오프라인 방식의 신호원 추정 방법은 측정 뇌파 신호의 저장, 해부학적인 영상과의 결합, 신호 처리, 신호원 추정, 추정된 신호원의 시각화 등이 별도의 모듈에서 행해졌을 뿐만 아니라 대부분의 과정이 수작업에 의존하였기 때문에 측정된 신호가 의미 있는 결과인지의 여부를 측정이 끝난 이후에나 판별할 수 있었고 실험 결과가 만족스럽지 못한 경우 다시 실험을 반복하여야 했다. 뇌파 데이터를 수집하는 과정에서도 실시간으로 뇌 활동을 모니터링할 수 있게 되면 현재와 같은 시행착오를 보정하는 작업 역시 측정 과정 중에 수행할 수 있기 때문에 보다 효율적인 뇌 기능 연구가 가능하다.

IV. 결 론

본 연구에서는 피질 리듬 활동의 시공간적인 변화를 센서 면에서 아닌 피험자의 피질면에서 실시간으로 관찰하는 것이 가능한지의 여부를 조사하였다. 제안된 시스템에서는 주파수 영역의 역산 연산자를 피험자의 해부학적인 정보를 이용하여 사전에 계산하여 저장하고 피질의 각 위치에서의 특정 주파수 신호원의 변화를 FFT를 이용하여 변환된 주파수 영역 신호와 역산 연산자의 실시간 곱을 통해서 추정하였다. 실제 시스템을 완벽하게 모사한 오프라인 시뮬레이션 결과는 피질 리듬 활동을 최대 200 ms의 지연시간 내에 모니터링하는 것이 가능함을 보였다.

현재 실시간 피질 리듬 활동 모니터링 시스템의 온라인 시스템은 제작 중에 있으며 2007년 상반기 중에 첫 번째 시제품이 완성될 예정이다.

참고문헌

- [1] O. Jensen and S. Vanni, "A new method to identify multiple sources of oscillatory activity from magnetoencephalographic data," *NeuroImage*, vol. 15, pp. 568-574, 2002.
- [2] S. Salenius, M. Kajola, W.L. Thompson, S. Kosslyn, and R. Hari, "Reactivity of magnetic parieto-occipital alpha rhythm during visual imagery," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 95, pp. 453-462, 1995.
- [3] R. Salmelin and R. Hari, "Spatiotemporal characteristics of sensorimotor neuromagnetic rhythms related to thumb movement," *Neuroscience*, vol. 60, pp. 537-550, 1994.
- [4] T. Gruber, M.M. Muller, A. Keil, and T. Elbert, "Selective visual-spatial attention alters induced gamma band responses in the human," *EEG. Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, pp. 2074-2085, 1999.
- [5] J. Kaiser, B. Ripper, N. Birbaumer, and W. Lutzenberger, "Dynamics of gamma-band activity in human magnetoencephalogram during auditory pattern working memory," *NeuroImage*, vol. 20, pp. 816-827, 2003.
- [6] W.H. Miltner, C. Braun, M. Arnold, H. Witte, and E. Taub, "Coherence of gamma-band EEG activity as a basis for associative learning," *Nature*, vol. 397, pp. 434-436, 1999.
- [7] J.S. Kwon, B.F. O'Donnell, G.V. Wallenstein, R. W. Greene, Y. Hirayasu, P.G. Nestor, M.E. Hasselmo, G.F. Potts, M.E. Shenton, and R.W. McCarley, "Gamma frequency-range abnormalities to auditory stimulation in schizophrenia," *Arch. Gen. Psychiatry*, vol. 56, pp. 1001-1005, 1999.
- [8] D. Osipova, J. Ahveninen, O. Jensen, A. Ylikoski, and E. Pekkonen, "Altered generation of spontaneous oscillations in Alzheimer's disease," *NeuroImage*, vol. 27, pp. 835-841, 2005.
- [9] A. Kubler, B. Kotchoubey, J. Kaiser, J.R. Wolpaw, and N. Birbaumer, "Brain-computer communication: Unlocking the locked," *Psycholog. Bull.*, vol. 127, pp. 358-375, 2001.
- [10] M. Congedo, J.F. Lubar, and D. Joffe, "Low-Resolution electromagnetic tomography neurofeedback," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, pp. 387-397, 2004.
- [11] R. Salmelin, A. Schnitzler, F. Schmitz, and H.J. Freund, "Single word reading in developmental stutterers and fluent speakers," *Brain*, vol. 123, pp. 1184-1202, 2000.
- [12] J. Gross, J. Kujala, M. Hämäläinen, L. Timmermann, A. Schnitzler, and R. Salmelin, "Dynamic imaging of coherent sources: Studying neural interactions in the human brain," in *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, vol. 98, pp. 694-699, 2001.
- [13] O. Jensen and S. Vanni, "A new method to identify multiple sources of oscillatory activity from magnetoencephalographic data," *NeuroImage*, vol. 15, pp. 568-574, 2002.
- [14] F.H. Lin, T. Witzel, M.S. Hämäläinen, A.M. Dale, J.W. Belliveau, and S.M. Stufflebeam, "Spectral spatiotemporal imaging of cortical oscillations and interactions in the human brain," *NeuroImage*, vol. 23, pp. 582-595, 2004.
- [15] M. Congedo, J.F. Lubar, and D. Joffe, "Low-resolution electromagnetic tomography neurofeedback," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, pp. 387-397, 2004.
- [16] M. Congedo, "Subspace projection filters for real-time brain electromagnetic imaging," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, pp.

- 1624-1634, 2006.
- [17] R.D. Pascual-Marqui, Low Resolution Electromagnetic Tomography (LORETA), downloadable at <http://www.unizh.ch/keyinst/NewLORETA/LORETA01.htm>.
- [18] 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. 34, pp. 406-414, 1987.
- [19] M.S. Hämäläinen and J. Sarvas, "Realistic conductivity geometry model of the human head for interpretation of neuromagnetic data," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, pp. 165-171, 1989.
- [20] J. Haueisen, C. Ramon, M. Eiselt, H. Brauer and H. Nowak, "Influence of tissue resistivities on neuromagnetic fields and electric potentials studied with a finite element model of the head," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 727-735, 1997.
- [21] T.F. Oostendorp, J. Delbeke and D.F. Stegeman, "The conductivity of the human skull: results of in vivo and in vitro measurements," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 1487-1492, 2000.
- [22] C.H. Im, BioEST A free software to reconstruct EEG/MEG source distribution, information can be found at <http://bem.yonsei.ac.kr>.
- [23] A.M. Dale and M.I. Sereno, "Improved localization of cortical activity by combining EEG and MEG with MRI surface reconstruction: a linear approach," *J. Cogn. Neurosci.*, vol. 5, pp. 162-176, 1993.
- [24] W.E. Kincses, C. Braun, S. Kaiser, and T. Elbert, "Modeling extended sources of event-related potentials using anatomical and physiological constraints," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 8, pp. 182-193, 1999.
- [25] A.M. Dale, A.K. Liu, B.R. Fischl, R.L. Buckner, J.W. Belliveau, J.D. Lewine, and E. Halgren, "Dynamic Statistical Parametric Mapping : Combining fMRI and MEG for High-Resolution Imaging of Cortical Activity," *Neuron*, vol. 26, pp. 55-67, 2000.
- [26] C. Babiloni, "Linear inverse source estimate of combined EEG and MEG data related to voluntary movements," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 14, pp. 197-209, 2001.
- [27] S. Baillet, J.J. Riera, G. Marin, J.F. Mangin, J. Aubert, and L. Garnero, "Evaluation of inverse methods and head models for EEG source localization using a human skull phantom," *Phys. Med. Biol.*, vol. 46, pp. 77-96, 2001.
- [28] A.K. Liu, J.W. Belliveau, and A.M. Dale, "Spatiotemporal imaging of human brain activity using functional MRI constrained magnetoencephalography data : Monte Carlo simulations," in *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, vol. 95, pp. 8945-8950, 1998.
- [29] A.M. Dale, B. Fischl, and M.I. Sereno, "Cortical surface-based analysis I. segmentation and surface reconstruction," *Neuroimage*, vol. 9, pp. 179-194, 1999.
- [30] A.K. Liu, A.M. Dale, and J.W. Belliveau, "Monte Carlo simulation studies of EEG and MEG localization accuracy," *Hum. Brain Mapp.*, vol. 16, pp. 47-62, 2002.
- [31] R. Salmelin and R. Hari, "Characterization of spontaneous MEG rhythms in healthy adults," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 91, pp. 237-248, 1994.
- [32] S. Vanni, A. Revonsuo, and R. Hari, "Modulation of the parieto-occipital alpha rhythm during object detection," *J. Neurosci.*, vol. 17, pp. 7141-7147, 1997.
- [33] B. Kamousi, A.N. Amini, and B. He, "Classification of motor imagery by means of cortical current density estimation and von neumann entropy for brain-computer interface applications," *J. Neural Eng.*, in press, 2007.
- [34] B. Kamousi, Z. Liu, and B. He, "Classification of motor imagery tasks for brain-computer interface applications by means of two equivalent dipoles analysis," *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 13, pp. 166-171, 2005.