

독립성분분석 방법을 이용한 뇌-컴퓨터 접속 시스템 신호 분석

Study of Analysis of Brain-Computer Interface System Performance using Independent Component Algorithm

송정화, 이현주, 조병옥, 박수영, 신형철, 이은주*, 송성호*

(Jungwha Song, Hyun Joo Lee, Bung Oak Cho, Soo Young Park, Hyung-Cheul Shin, Unjoo Lee, and Seong-Ho Song)

Abstract : A brain-computer interface(BCI) system is a communication channel which transforms a subject's thought process into command signals to control various devices. These systems use electroencephalographic signals or the neuronal activity of many single neurons. The presented study deals with an efficient analysis method of neuronal signals from a BCI System using an independent component analysis(ICA) algorithm. The BCI system was implemented to generate event signals coding movement information of the subject. To apply the ICA algorithm, we obtained the perievent histograms of neuronal signals recorded from prefrontal cortex(PFC) region during target-to-goal(TG) task trials in the BCI system. The neuronal signals were then smoothed over 5ms intervals by low-pass filtering. The matrix of smoothed signals was then rearranged such that each signal was represented as a column and each bin as a row. Each column was also normalized to have a unit variance. As a result, we verified that different patterns of the neuronal signals are dependent on the target position and predefined event signals.

Keywords : HCI, brain-computer interface, independent component analysis, blind source separation

I. 서론

뇌-컴퓨터 접속(BCI: Brain Computer Interface) 시스템은 휴먼-컴퓨터 인터랙션(HCI: Human Computer Interaction)의 중요한 부분을 차지하는 영역으로서 뇌와 컴퓨터 사이의 통신 채널에 관한 연구 분야이다. 90년대 중반 이후부터 심리학, 인지과학, 신경과학, 컴퓨터과학, 전자공학 등 여러 학문 분야에서 그 초기적인 연구가 시작되었다[1-4]. 최근 정보통신기술의 급속한 발달과 더불어 향후 무한한 발전과 응용 가능성이 있는 분야로 각광받고 있으나 우리나라에서는 이에 대한 체계적이고 본격적인 연구를 수행하고 있는 연구진이 거의 없는 실정이다.

뇌-컴퓨터 접속 시스템은 두피에서 측정되는 뇌파(EEG: Electroencephalography)나 세포 외 기록법(extracellular recording)에 의해 측정되는 뇌신경 활성 신호(AP: Action Potential)를 이용하여 컴퓨터나 로봇 등의 기계 제어를 위한 신호를 발생시킨다. Pfurtscheller 교수 그룹 등은 손동작을 상상할 때 두뇌의 운동 영역에서 발생하는 특정 형태의 뇌파인 뮤-리듬을 신경 회로망을 이용하여 분석하고 이를 바탕으로 사용자 의도를 파악하여 로봇 팔의 동작을 제어하는 기술을 개발하였다[5]. Nicoletis와 Chapin 교수 그룹 등은 원숭이의 운동피질(motor cortex)에 100여개의 마이크로와이어를 삽입하고 다중 세포의 기록법을 이용하여 뇌신경 활성 신호를 측정하고 원숭이 팔

의 삼차원 운동궤적을 실시간으로 재구성 해 내는 데 성공하였다[6,7]. 이러한 기존 연구들은 반응에 대한 의도를 파악하기 위해 뇌신호를 디코딩(decoding)하는 방식을 사용하고 있다. 디코딩 방식은 많은 양의 데이터 처리를 요구할 뿐 아니라 운동영역의 뇌손상으로 인해 내재되어 있는 운동 정보가 상실되어 있는 환자의 경우에는 반응에 대한 의도를 도출해 낼 수 없으므로 사용의 제한이 있는 문제점이 있다. 본 연구팀은 기존의 디코딩 방식의 문제점을 해결하기 위하여 대뇌 피질의 기능성 치환 가능성을 이용하여 운동 정보 함수를 한 두 채널의 뇌 신경세포에 매핑시키고 기계 제어를 위해 의도적인 뇌신호를 발생시키도록 유도하는 인코딩 방식의 뇌-컴퓨터 접속 시스템을 개발하였으며[8] 피실험자의 뇌신경 활성 신호를 이용한 기계의 1차원 내지 2차원 공간 운동 제어에 성공하였다.

독립성분분석은 100여 년 전부터 시계열(time series) 신호의 성분분석 방법으로 사용되던 주요성분분석(PCA: principal component analysis)의 분산을 이용한 방법(decorrelation, second order statistics)을 보완하여 고차원 통계(kurtosis, skewness)를 적용, 최대한의 독립 성분 분석을 시도한 이론으로서 최근 생체 시계열 신호 분석에 적용되고 있다[9-16]. 독립성분분석은 공간적인 필터링(spatial filtering)을 기반으로 하고 깨끗한 참고 채널(reference channel)에 의존하지 않는 장점이 있다. 또한 주요성분분석이 2차 통계 신호를 이용한 상관관계 기반 변환인 것과는 달리 입력 신호의 상관성(correlation)을 배제하고 고차적 통계의 종속성을 줄여준다는 장점을 가지고 있다.

본 연구는 본 연구팀에서 개발한 인코딩 방식의 뇌-컴퓨터 접속 시스템[8]에 있어서 피실험자의 전두엽 영역의 뇌 신경 세포에 2차원 운동정보를 매핑시킨 다음 피실험자가 원판 디스크를 초기 위치로부터 목표 위치까지 이동시키기 위해 이차원적으로 기계를 조절 할 때에, 해당되는 뇌신호의 발생이 의도적으로 유도되어지는 양상을 독립성분분석 방법을 이용하여 분석하였다.

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2007. 5. 15., 채택확정 : 2007. 8. 3.

송정화, 조병옥, 박수영, 이은주, 송성호 : 한림대학교 정보통신공학부 (v2ayla@hallym.ac.kr/zini0309@hallym.ac.kr/mental328@hallym.ac.kr/ejlee@hallym.ac.kr/ssh@hallym.ac.kr)

이현주, 신형철 : 한림대학교 의과대학

(somatomato@hallym.ac.kr/hcshin@hallym.ac.kr)

※ 이 논문은 2006년 정부의 재원으로 한국학술진흥재단(KRF-2006-531-H00003)과 grants to HCSHIN(M103KV010019-06K2201-01910, R11-2000-075-01003-0(2007), Hallym RIC)의 지원을 받아 수행된 연구임.

II. 독립성분분석 알고리즘

독립성분분석은 주어진 자료에 내재되어 있는 독립 성분들을 분리해내어 주어진 자료의 특징을 추출해 낼 수 있는 방법이다. 이 때 분리된 성분들은 서로 통계적으로 독립이며, 매우 드물게 활성화 되는 분포로 구성된 입력 자료를 구성하고 있는 근원신호들을 의미하며 이들을 이용하여 근원신호와 입력 신호 간의 양방향의 선형 변환(linear transformation)을 구할 수 있다. 독립성분분석 방법은 정보 최대화 알고리즘을 기반으로 하여, 출력 성분들의 상호간 정보(mutual information)를 최소화하고 입력과 출력 사이의 정보는 최대화하는 과정을 통해 얻어진다. 이 방법을 통해 알 수 없는 혼합행렬(mixing matrix)에 의해 벡터 x 로 변환되어 관측되는 근원신호 s 를 근사하게 구할 수 있다. 독립성분분석의 주요 알고리즘은 다음과 같다[6,7].

예를 들어, 외부로부터 j 개의 혼합신호 $x_j(t)$ 를 받았을 때 이를 식으로 표현하면

$$x_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2 + \dots + a_{jk}s_k \tag{1}$$

이고, 여기서 $x = \{x_j\}$ 는 외부로부터 받은 신호 (recorded signal) 또는 혼합신호 (mixed signal)라고 할 때 $s = \{s_k\}$ 은 k 개의 근원신호를 의미하며 우리가 찾고자 하는 신호가 된다. 여기서 $A = \{a_{jk}\}$ 은 상수행렬이다. 이것을 행렬형태와 수열의 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$x = As \tag{2}$$

III. 뇌컴퓨터 접속 실험

독립성분분석을 위하여 필요한 뇌신경 활성 전위 신호를 피실험쥐로부터 얻기 위한 실험은 한림대학교 실험동물관리위원회(Hallym University Animal Care and Use Committee)의 규정을 준수하여 수행되었다.

본 연구팀에서 개발한 인코딩 방식의 뇌-컴퓨터 접속 시스템의 제어 메커니즘에 따라 구현된 뇌-컴퓨터 접속 시스템은 그림 1에 나타나 있는 바와 같이 데이터 인식부(data acquisition unit), 특징 추출부(feature extraction unit), 신호원 선택부(source selection unit), 양자화부(quantization unit), 그리고 제어부(control unit)로 구성되어 있다. 실험에는 무게 200 내지 220g의 특정병원균이 없는 흰쥐(sprague-dawley) 4마리가 사용되었다. 세포외 기록법으로 뇌신경 활성 전위 신호를 측정하기 위해 피실험쥐의 전두엽(prefrontal) 영역에 텅스텐 와이어(tungsten micro-wire, A-M systems, USA, 75 diameter, teflon-coated)로 구성된 다채널 미세전극을 수직하게 삽입하였다. 미세전극은 8×2 어레이(array)의 16개 전극의 다발로서 최대 64개 채널의 신호를 측정할 수 있다. 전극 삽입 수술 후 4주간의 회복기간을 두었으며 피실험쥐의 동기유발을 위해 24시간 동안 식수 제한을 하였다. 측정되는 뇌신경 활성 전위 신호는 피실험쥐의 머리 위 소켓에 장착되어 있는 진단증폭기에서 1차 증폭이 되고 그 다음 신호 전처리 과정을 위해 설계된 데이터 인식부에서 2차 증폭, 필터링 및 신호 분리를 위한 소팅(sorting) 과정을 통해 각 채널 별로 포인트 프로세스(point process) 데이터로 변환 된다. 각 채널 별 포인트 프로세

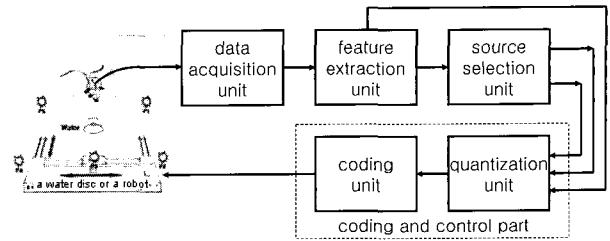


그림 1. BCI 시스템의 블록도.
Fig. 1. Block diagram of the BCI system.

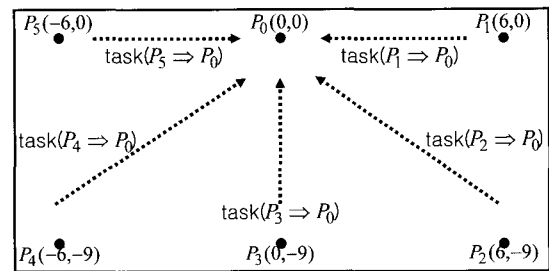


그림 2. 초기 위치와 목표 위치.
Fig. 2. The target positions and the goal position.

서 데이터는 특징 추출부에서 시계열 데이터로 변환된 다음 데이터 사이의 상관계수와 편상관계수를 계산한다. 특징추출부로부터 계산된 값들에 기반하여 상관도가 낮으면서 편상관계수 값이 큰 두 개의 시계열 데이터가 신호원 선택부를 통해 선택되면 양자화부는 특정 운동 정보를 선택된 시계열 데이터를 발생시키는 채널에 인코딩시킨다. 마지막으로 제어부에서는 뇌신경세포로부터 실시간 기록되는 뇌신경 활성 전위 신호와 매핑된 운동정보를 이용하여 기계를 제어할 수 있는 제어 신호를 발생시킨다.

기계 제어를 위한 프로토콜은 기록되는 뇌신경 활성 전위 신호의 실시간 값에 따라 기계의 앞(event5), 뒤(event6), 좌(event3), 우(event4) 방향과 각 방향 별 움직임의 간격이 이미 인코딩되어 있는 운동 정보에 따라 결정되었다.

피실험쥐가 전두엽 영역의 뇌신경 활성 전위 신호를 이용하여 의도적으로 원판 디스크에 있는 물을 먹기 위해 P_1, P_2, P_3, P_4 그리고 P_5 중 한 곳에 미리 설정되어 있는 초기 위치로부터 목표 위치 P_0 로 원판 디스크를 이동하는 테스트를 수행하는 실험을 진행하였다. 원판 디스크를 이동시키는 동안 해당 영역의 뇌신경 활성 전위 신호를 세포외 기록법으로 기록하였으며 목표 위치 P_0 와 초기 위치들, P_1, P_2, P_3, P_4 그리고 P_5 의 좌표값은 그림 2에 나타나고 있는 바와 같이 $P_0(0,0), P_1(6,0), P_2(6,-9), P_3(0,-9), P_4(-6,-9)$ 그리고 $P_5(-6,0)$ 로 설정되었다. 실험은 각 초기 위치에 대하여 다섯 번의 시도(trial)가 진행되었으며 실험의 조건을 동일하게 하기 위해 격일로 진행되었다.

IV. 결과

1. 분석을 위한 전처리

독립성분분석 알고리즘을 적용할 수 있도록 각 시도 당 피실험쥐의 테스트(task) 수행 완료에 걸리는 시간에 따라 길이가 다른 결과 시계열 데이터에 대하여 페라-이벤트 히스토그램

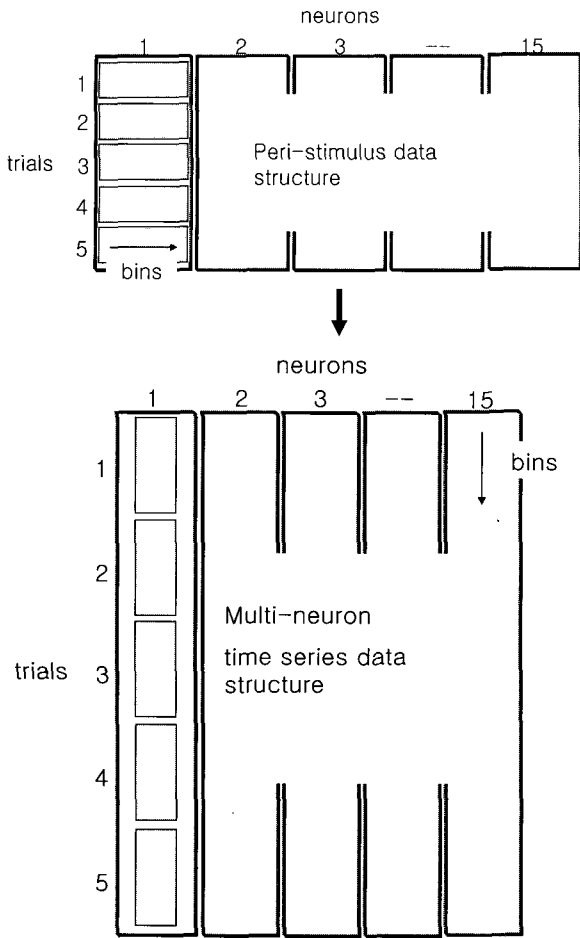


그림 3. (a) Peri-stimulus 데이터 구조(위) (b) 다중 신경세포 시계열 데이터 구조(아래).
Fig. 3. (a) Peri-stimulus data structure (b) Multi-neuron time-series data structure.

램(peri-event histogram)을 구하였다. 페리-이벤트 히스토그램은 0인 시점에서의 기준 이벤트 혹은 스파이크(spike)를 기준 시점으로 하여 시간 t에서의 스파이크의 조건부 확률(conditional probability)를 나타내기 때문에, 어떠한 출력 값의 일정 시간범위에서 스파이크열(spike train)의 개수의 누적 합을 이용하여 원래 데이터의 특성 중 이벤트 의존적인 특성을 강조하면서 길이가 동일한 새로운 데이터로의 변환을 가능하게 한다. 먼저 각 이벤트에 대하여 모든 스파이크와의 시간 간격을 계산한 후, 일정 시간 간격 안의 스파이크의 개수를 합하고, 최종적으로 같은 시간 범위에 속하는 스파이크의 누적 합을 구하게 된다.

각 초기 위치에 대한 시도들에 대하여 일정한 길이의 데이터 크기를 가지는 페리-이벤트 히스토그램의 결과는 그림 3에서 보는 것과 같이 데이터 배열 방식에 따라 페리-이벤트 데이터 구조(그림 3(a))와 시계열 데이터 구조(그림 3(b))로 나타낼 수 있다. 본 연구에서는 시계열 데이터 구조에 대하여 신호원(neuron)의 방향으로 5ms 간격으로 저역 필터링(5-point hamming window)을 사용하여 노이즈를 제거하고 시도 방향으로 정규분포화 한 다음 독립성분분석에 사용하였다. 그림 4는 이러한 과정의 절차를 도식적으로 나타낸 것이다.

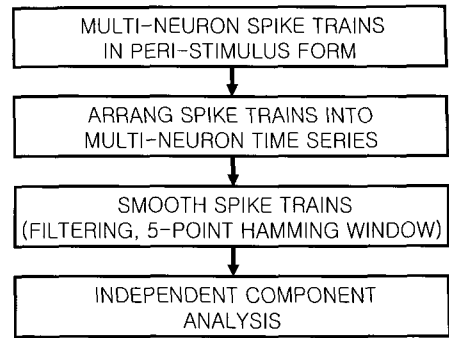


그림 4. 독립성분분석 알고리즘을 적용하기 위한 데이터 전처리과정.

Fig. 4. Preprocessing for ICA analysis.

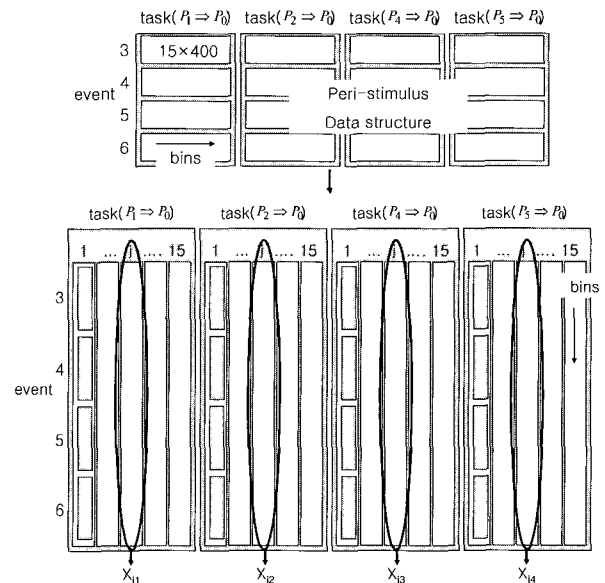


그림 5. (a) peri-stimulus 데이터 구조(위) (b) 다 신경세포 시계열 데이터 구조(아래).

Fig. 5. (a)peri-stimulus data structure (b) multi-neuron time-series data structure.

2. 분석

본 연구에서는 목마른 피실험자에서 쥐가 갈증을 해소하기 위해 물이 든 원판 디스크를 2차원적으로 조절 할 때 기록되는 뇌신경 활성화 전위 신호에 대하여 독립성분분석 알고리즘을 적용하여 원판디스크의 초기 위치와 실시간 앞(event5), 뒤(event6), 좌(event3), 우(event4) 방향의 움직임 신호에 대한 뇌신경 활성화 전위 신호의 패턴을 확인해보았다.

초기 위치 P_1, P_2, P_4 , 그리고 P_3 의 테스트(task)에 해당하는 모든 이벤트 신호(event3 내지 event6)에 대한 페리-이벤트 히스토그램을 그림 5(a)와 같이 페리-이벤트 데이터 구조의 행렬로 만든 후, 다시 그림 5(b)와 같이 각 이벤트 신호 별로 분리되어 있던 신호들을 각 15개 채널 신호별로 행과 열을 재배열하여 시계열 데이터 구조로 변환하였다. 여기서, 기계조절을 위한 인코딩 알고리즘에 사용한 $j(=8)$ 번째 신호에 대한 데이터 행렬의 열을 각 초기 위치와 상관된 4개의 대표 혼합신호 $\{x_{jk}\}$, $k=1,2,3,4$ 에 대하여 독립성분분석을

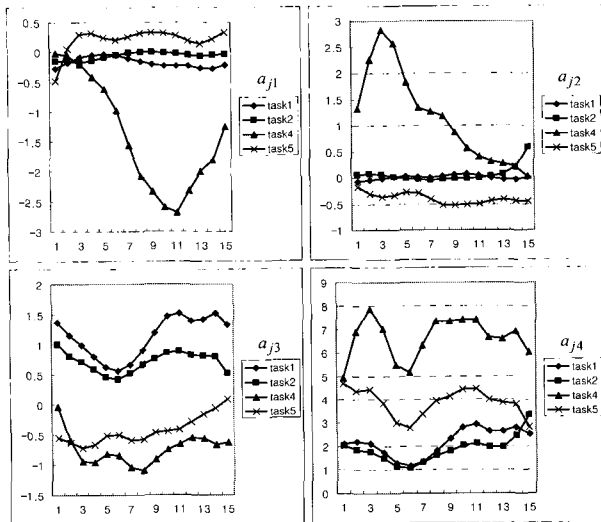


그림 6. 초기 위치 P_1, P_2, P_4, P_5 에 따른 각 근원신호에 대한 행렬 A의 각 원소값.

Fig. 6. The elements of the weighting matrix A according to target positions, P_1, P_2, P_4, P_5 .

이용하여 4개의 근원신호 s_k 를 구하였다. 이렇게 구한 근원신호 s_k 를 이용하여 다른 데이터 행렬의 열 신호들에 해당하는 15×4 계수행렬 $A = x_{jk} s^{-1}_k$ 의 각 원소 값을 구하였다.

그림 6은 독립성분분석에 알고리즘을 적용하여 초기 위치 P_1 (task1), P_2 (task2), P_4 (task4), 그리고 P_5 (task5)의 테스트에 대하여 추정된 A의 각 원소 값의 결과를 근원신호 별로 나타내었다. 여기서 각 세부 그림의 가로축은 신호 인덱스를 나타내며, 그림 6의 왼쪽-위, 오른쪽-위, 왼쪽-아래, 그리고 오른쪽-아래는 각각 근원신호 s_1, s_2, s_3 , 그리고 s_4 에 대한 것이다. 그림 6을 살펴보면 초기 위치 P_1 (task1)와 P_2 (task2) 테스트를 수행하는 데 있어서는 근원신호 s_3 와 s_4 , P_4 (task4) 테스트를 수행하는 데 있어서는 근원신호 s_1 와 s_2 , 그리고 P_5 (task5) 테스트를 수행하는 데 있어서는 근원신호 s_1, s_2, s_3 , 그리고 s_4 모두가 주된 역할을 담당하고 있음을 알 수 있다. 이는 초기 위치에 따른 테스트 수행에 필요한 방향이 선택적으로 이루어진 결과를 반영하는 것으로서 본 연구에 사용된 인코딩 방식의 뇌-컴퓨터 접속 시스템에 있어서 피실험자가 원판 디스크를 초기 위치로부터 목표 위치까지 이동시키기 위해 이차원적으로 기계를 조절할 때, 해당되는 뇌신호의 발생이 매핑된 운동 정보에 따라 의도적으로 유도되는 것을 의미하며 또한 피실험자가 원판디스크를 조절할 때에 측정된 뇌신경 활성 전위 신호가 각 초기 위치에 종속적인 것을 알 수 있다.

V. 결론

본 연구에서는 독립성분분석을 뇌신경 활성 전위 신호에 적용하여 본 연구팀에서 개발한 인코딩 방식의 뇌-컴퓨터 접속 시스템[8]에 있어서 피실험자가 원판 디스크를 초기 위치로부터 목표 위치까지 이동시키기 위해 이차원적으로 기계

를 조절할 때에, 해당되는 뇌신호의 발생이 의도적으로 유도되어지는 양상을 분석하여 독립성분분석이 다채널 뇌신경 활성 전위 신호들의 패턴을 인식하는데 유용하게 사용될 수 있음을 확인하였다. 이것으로 다양한 생각에 따라 다른 값을 가지는 뇌신경 활성 전위 신호의 독립성분분석은 여러 가지 신경생리학적 변화 설명에 이용될 수 있고 질병의 진단에도 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

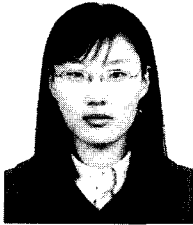
- [1] Hewett, Baecker, Card, Carey, Gasen, Mantei, Perlman, Strong, and Verplank, ACM SIGCHI curricula for human-computer interaction, http://sigchi.org/cdg/cdg2.html#2_1.
- [2] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, G. W. Neat, and C. A. Fomeris, "An EEG-based braincomputer interface for cursor control," *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 78, pp. 252-259, 1991.
- [3] P. L. Nunez, "Toward a quantitative description of large-scale neocortical dynamic function and EEG," *Behavioral and Brain Sciences*, vol. 23(03), pp. 371-398, 2000.
- [4] M. D. Serruya, N. G. Hatsopoulos, L. Paninski, M. R. Fellows, and J. P. Donoghue, "Instant neural control of a movement signal," *Nature*, vol. 416, pp. 141-142, 2002.
- [5] J. E. Huggins, S. P. Levine, J. A. Fessler, W. M. Sowers, G. Pfurtscheller, B. Graimann, A. Schloegl, D. N. Minecan, R. K. Kushwaha, S. L. BeMent, O. Sagher, and L. A. Schuh, "Electrocorticogram as the basis for a direct brain interface: opportunities for improved detection accuracy," *Proceedings of the 1st International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, Capri Island March*, pp. 20-22, 2003.
- [6] J. K. Chapin, "Using multi-neuron population recordings for neural prosthetics," *Nature Neurosci*, vol. 7, pp. 452-455, 2004.
- [7] J. K. Chapin, K. A. Moxon, R. S. Markowitz, and M. A. L. Nicolelis, "Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex," *Nature Neurosci*, vol. 2, pp. 664-670, 1999.
- [8] U. Lee, H. J. Lee, S. Kim, and H.C. Shin, "Development of Intracranial brain-computer interface system using non-motor brain area for series of motor functions," *Electronics Letters*, vol. 42 (4), pp. 198-200, 2006.
- [9] A. J. Bell and T. J. Sejnowski, "An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution," *Neural Computation*, vol. 7, pp. 1129-1159, 1995.
- [10] T. W. Lee, M. Girolami, and T. J. Sejnowski, "Independent component analysis using an extended infomax algorithm for mixed sub-gaussian and super-gaussian sources," *Neural Computation*, vol. 11, no. 2, pp. 409-433, 1999.
- [11] K. Kobayashi, I. Merlet, and J. Gotman, "Separation of spike from background by independent component analysis with dipole modeling and comparison to intracranial recording," *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, pp. 405-413, 2001.
- [12] S. Makeig, et al, "Independent component analysis of electroencephalographic data," *Advances in Neural Information Processing Systems*, vol. 8, 1996.
- [13] L. Zhukov and D. Weinstein, "Independent component analysis for EEG source localization," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 87-96, May/June, 2000.
- [14] G. Wubbeler, et al, "Independent component analysis of

noninvasively recorded cortical magnetic DC-fields in humans," *IEEE Trans. on Biomedical Eng.*, vol. 47, no. 5, pp. 594-599, 2000.

[15] R. Vigarío, et al, "Independent component analysis to the analysis of EEG and MEG recordings," *IEEE Trans. on*

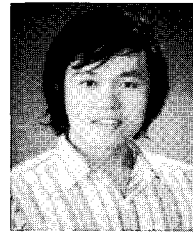
Biomedical Eng., vol. 47, no. 5, pp. 589-593, 2000.

[16] J. Jeong, J. Gore, and B. Peterson, "Mutual information analysis of the EEG in patients with alzheimers disease," *Clinical Neurophysiology*, vol. 112, pp. 827-835, 2001.



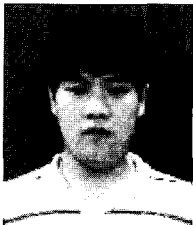
송정화

2005년 한림대학교 정보통신공학부(공학사). 2007년 한림대학교 정보통신공학부(공학석사). 관심분야는 로봇공학, 신호해석.



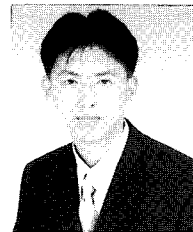
이현주

2003년 한림대학교 정보통신공학부(공학사). 2006년 한림대학교 의과대학(의학석사). 2006년~현재 한림대학교 의과대학 박사과정 재학중. 관심분야는 뇌신경과학, 뇌-컴퓨터 접속.



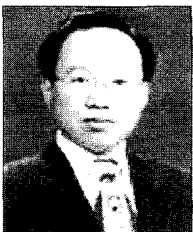
조병욱

2006년 한림대학교 정보통신공학부(공학사). 2006년~현재 한림대학교 정보통신공학부 대학원 석사과정 재학중. 관심분야는 자동제어, 메카트로닉스.



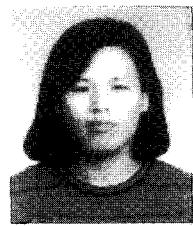
박수영

2005년 한림대학교 정보통신공학부(공학사). 2005년~현재 한림대학교 정보통신공학부 대학원 석사과정 재학중. 관심분야는 자동제어, 메카트로닉스, 신호처리.



신형철

1982년 연세대학교 생화학과(이학사). 1987년 미국 텍사스주 UTHSCD(Ph.D.). 1992년~현재 한림대학교 의과대학 재직중. 관심분야는 뇌신경과학, 뇌-컴퓨터 접속.



이은주

1983년 경북대학교 전자공학과(공학사). 1995년 미국 매릴랜드주립대 공대(Ph.D.). 2000년~현재 한림대학교 정보통신공학부 재직중. 관심분야는 나노소자양자물성, 뇌신경정보학.



송성호

1987년 서울대학교 공과대학(공학사). 1995년 서울대학교 공과대학(공학박사). 1996년~현재 한림대학교 정보통신공학부 재직중. 관심분야는 로봇공학, 제어 자동화 시스템.