

뇌파 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 기술의 소개

임창환

연세대학교 의공학부

Introduction to EEG-Based Brain-Computer Interface (BCI) Technology

Chang-Hwan Im

Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Wonju, 220-710 Korea
(Received February 14, 2010. Accepted February 17, 2010)

Abstract

There are a great numbers of disabled individuals who cannot freely move or control specific parts of their body because of serious neurological diseases such as spinal cord injury, amyotrophic lateral sclerosis, brainstem stroke, and so on. Brain-computer interfaces (BCIs) can help them to drive and control external devices using only their brain activity, without the need for physical body movements. Over the past 30 years, several BCI research programs have arisen and tried to develop new communication and control technology for those who are completely paralyzed. Thanks to the rapid development of computer science and neuroimaging technology, new understandings of brain functions, and most importantly many researchers' efforts, BCI is now becoming 'practical' to some extent. The present review article summarizes the current state of electroencephalogram (EEG)-based BCI, which have been being studied most widely, with specific emphasis on its basic concepts, system developments, and prospects for the future.

Key words : Electroencephalography (EEG), Brain-Computer Interface (BCI), Rehabilitation, Neuroprosthesis, Brain-machine interface (BMI)

1. 서론

뇌-컴퓨터(기계) 인터페이스(brain-computer(machine) interface: BCI or BMI, 이후 본문에서는 BCI)는 뇌신경계로부터의 신호를 측정, 분석하여 컴퓨터 또는 외부기기를 제어하거나 사용자의 의사, 의도를 외부에 전달하기 위한 기술을 통칭한다. 특히 BCI는 근위축성측삭경화증(amyotrophic lateral sclerosis: ALS, 흔히 루게릭병으로 불림), 뇌줄기졸중(brainstem stroke), 척수 손상, 뇌성마비 등의, 선천적 혹은 후천적 요인들로 인하여 뇌와 근육 사이의 신경 연결성이 끊어진 환자들이 외부와 소통할 수 있는 인터페이스를 제공할 수 있다는 점에서 매우 큰 사회적, 경제적 파급 효과를 창출할 것으로 기대되고 있다. Murray & Lopez [1], Carter [2] 등이 조사한 바에 따르면 현재 미국에서만 200만명 이상의 신경계 손상 환자들이 보고되고 있으며 세계적으로는 훨씬 많은 숫자의 환자들이 BCI 기술의 보급을 고대하고 있다. 현재 전세계적으로 100여개 이상의 연구 그룹에서 BCI와 관련된 활발한 연구가

수행되고 있으며 국내에서도 최근 여러 연구 그룹에서 동 분야에 대한 연구를 수행하기 시작하였다.

흔히들 BCI 기술은 부풀려진 미디어 보도들과 최근 개봉한 서 로게이트(2009년), 아바타(2009년) 등의 유명 SF 영화들로 인해 마치 인간의 생각을 읽을 수 있는 꿈의 기술이 구현되고 있으며 머 지 않은 미래에 일상 생활에서 접하게 될 기술인 것처럼 오인되고 있다. 이와 같은 환상과는 달리 실제로는 1973년 Vidal [3]이 최초로 BCI의 개념을 정립한 이래 25년 이상이 지난 현재까지도 상업 적인 응용에 이르기까지 넘어야 할 많은 난관을 가진 미래 기술로 남아 있다. 고무적인 점은 세계적으로 BCI를 연구하는 연구 기관의 수가 급속히 증가하고 있으며 (3년에 한번씩 개최되는 International Meeting on BCI의 조사 결과 2002년에는 22개 연구 그룹, 2005년에는 38개 연구 그룹이 학회에 참가, 현재는 100여개 이상의 연구 그룹이 BCI 연구를 수행하고 있는 것으로 파악됨) 최근에는 실제 환자들을 대상으로 한 임상 연구가 독일의 Berlin 그룹 등을 중심으로 성공적으로 진행되고 있다. 심지어는 가장 최근 개최된 BCI 관련 학회인 TOBI Workshop 2010 (Tools for Brain-Computer Interaction, 2010년 2월 3-4일, 오스트리아 Graz)에 서는 BCI 기술 발전이 초래할 수 있는 사회, 윤리적인 문제들에 대

Corresponding Author : 임창환
(220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234 연세대학교 의공학부
Tel : +82-33-760-2792 / Fax : +82-33-760-2197
E-mail : ich@yonsei.ac.kr
이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2009-0071803).

한 진지한 논의가 진행되기까지 하였다. 이처럼 BCI 기술에 대한 국내외적인 관심이 크게 증대되고 있고 세계적으로도 많은 투자와 함께 급속한 발전을 거듭하고 있음을 고려할 때 BCI 기술에 관심을 지닌 국내 연구자들이 BCI에 대한 개념을 정립하고 연구 동향을 파악하는 데 도움이 될 수 있는 국문 자료가 부족함을 통감하였으며 그 작은 시작으로 본 논문을 기획하게 되었다.

BCI 시스템의 구현에 있어서는 주로 뇌파(electroencephalogram: EEG), 뇌자도(magnetoencephalogram: MEG), 근적외선분광(near infra-red spectroscopy: NIRS), 기능적자기공명장치(functional magnetic resonance imaging: fMRI) 등에 기반한 비침습적인 측정 방식과 대뇌 피질에 직접 삽입되는 탐침형 전극을 통해 측정되는 단일신경신호에 기반한 침습적인 방법[4-6]이 널리 연구되고 있으며 최근에는 두 방식의 절충형태인 두개강내뇌파(electrocorticogram: ECoG)나 국소장전위(local field potential: LFP)를 측정하는 BCI[7,8]도 연구되고 있다 [9]. 이 중 침습적인 방식의 경우, 가장 이상적인 BCI 방식으로 동작속도나 정확도 측면에서 비침습적인 BCI 방식에 비해 월등히 우수하고 궁극적으로 구현되어야 할 방식이기는 하지만 현재로서는 이 방식의 시술이 간질(또는 일회성 발작)을 유발할 수 있는 것으로 알려지고 있으며 장기간 전극 이식에 따른 생체 부작용, 시간에 따른 측정 신호의 변화 등의 문제가 여전한 이슈로 남아 있어 인체에 대한 직접적인 실험은 널리 행해지고 있지 않은 상황이다. 특히 연구 과정에서 침습적인 방식은 새로이 BCI 연구를 진행하려는 많은 연구자들, 특히 공학자, 수학자들에게는 높은 진입장벽으로 작용할 수밖에 없다. 본 연구실에서 직접 조사한 바에 따르면 2007년 발표된 BCI 관련 SCI 등재 학술지 논문의 총 편수는 74편으로 이 중 78%에 해당하는 58편의 논문이 비침습적인 방법에 기반한 BCI 시스템에 관련된 연구이며 22%만이 침습적인 방법에 기반한 BCI 연구였다(조사 방법: Thomson ISI web of science에서 brain computer interface 또는 brain machine interface를 키워드로 검색한 다음 내용에 따라 분류함). 침습적인 BCI 방식에 대한 연구는 대부분 생체적합성 문제와 관련된 연구 결과이거나 새로운 하드웨어의 개발과 관련된 연구가 주를 이루었다. 비침습적인 BCI 방식 중, 뇌파와 뇌자도 등의 신경전기자기 신호를 측정하는 방식은 전체 논문의 59%로 대다수를 차지하였고 근적외선분광이나 fMRI 등의 뇌혈류 변화에 기반한 측정 방식은 전체의 19%에 머물렀다. 실용적으로 볼 때, 근적외선분광이나 fMRI에 기반한 BCI는 뇌파에 기반한 방식에 비해 상대적으로 긴 시정수를 가지거나 이동성이 극히 떨어지므로 신경계 손상 환자의 개인형 시스템으로 적용하기에는 무리가 있다. 뇌자도 시스템도 역시 이동성이 극히 제한되어 있으며 fMRI나 근적외선분광 등과 함께 뇌파 시스템에 비해 상대적으로 가격이 비싸다는 단점을 가진다. 다른 뇌영상 기술들도 BCI에 있어 나름대로의 유용성과 장점을 가지고 있으나 본 논문에서는 현재 세계적으로 가장 많은 연구자들에 의해 연구되고 있으며 상대적으로 가장 쉽게 실험과 응용 분야에의 적용이 가능한 방식인 뇌파 기반

의 BCI 시스템으로 주제를 제한하고자 한다. 본 논문에서 다룰 내용은 뇌파 기반 BCI 시스템의 전반적이고 기본적인 사항들로서 신호 처리, 특징(feature) 추출, 분류(classification) 등과 같은 세부적인 기술은 Dornhege 등에 의해 2007년 출간된 BCI 서적을 참고할 것을 추천한다 [10]. 본 논문은 BCI 기술에 대한 전문적인 지식이 없으나 공학적 소양을 갖춘 본 학술지의 일반 독자들을 대상으로 쓰여졌으며 뇌파 기반 BCI 시스템의 기본적인 개념을 파악함으로써 동 분야에 대한 이해도를 증진시키고 관심을 유도하는 것을 주요 목적으로 한다.

II. 뇌파기반 BCI의 개념과 구성

신체의 일부 또는 전체의 기능을 영구적으로 상실한 신경계 손상 환자의 손상된 기능을 대체하기 위한 방법은 크게 3가지로 나눌 수 있다 [11]. 하나는 신체의 남아 있는 기능을 활용하는 방법으로서 안면근육, 손 등의 움직임을 검출하여 외부와의 의사소통을 수행하므로 신체의 일부 기능이 소실되지 않은 환자의 경우에 특히 유용하게 적용될 수 있는 방식이다. 다른 하나는 척추 손상 환자 등에서 신경의 연결이 끊어진 부위 주위의 근전도 등을 측정함으로써 근육의 움직임과 관련된 뇌의 지령을 간접적으로 인식하고 이를 기반으로 전기 자극 등을 통해 장애가 있는 부위의 움직임을 유발하는 방식이다. 마지막 방식은 위의 두 가지 방식이 가능하지 않은, 뇌를 제외한 대부분의 신체 기능이 소실된 환자의 경우에 유용한 방식으로 바로 뇌의 활동 자체를 측정하여 외부와의 의사소통을 수행하는 BCI 기술이다. 일반적으로 BCI 기술을 활용하면 사용자의 생각대로 외부 기기를 자유롭게 동작시킬 수 있을 것이라고 생각하는데 이는 BCI 기술에 대해 일반인들이 가질 수 있는 대표적인 오해 또는 환상 중 하나이다. 현재의 BCI 시스템은 (예를 들어) 휠체어를 전진시키고자 하는 생각을 하면 휠체어가 그에 따라 동작하고 정지하고자 하는 생각을 하면 동작을 멈추는, 일종의 ‘생각대로 외부 기기를 동작시킬 수 있는’ 기술 수준에는 이르지 못하고 있다. BCI 시스템은 일종의 번역기(translator)로서 사용자가 미리 약속된 특정 뇌파 신호를 발생시키면 이를 검출하여 해당 패턴에 대응하는 구동 명령(device command)을 통해 외부 기기의 소통을 수행하게 된다. 실제로 뇌파의 낮은 공간분해능을 통해 구별해 낼 수 있는 특징적인 뇌파 패턴은 그다지 많지 않음을 주지하기 바란다. 왼손과 오른손을 움직이는 상상을 할 때 발생하는 뇌파를 분류하는 방식으로 휠체어를 구동하는 시스템을 예로 들어 보자. 왼손을 움직이는 상상을 하였을 때 발생하는 특징적 뇌파를 검출한 경우를 ‘0’이라고 하고 오른손을 움직이는 상상을 하였을 때 발생하는 특징적 뇌파를 검출한 경우를 ‘1’이라고 하자. 이 경우에 휠체어 구동을 위하여 사용할 수 있는 구동 명령은 0과 1의 2개이다. 이를 이용하여 휠체어의 전진과 정지와 같은 간단한 동작을 수행할 수 있을 것이다. 만약, 2회의 연속된 운동 상상(motor imagery)을 수행한다면 왼손-왼손(00), 왼손-오른손(01),

오른손-왼손(10), 오른손-오른손(11)의 4가지 구동 명령을 이용하여 보다 복잡한 휠체어의 구동을 가능하게 할 수 있다 (예를 들어 00은 전진, 01은 우회전, 10은 좌회전, 11은 정지). 위에서 제시한 경우는 뇌파 기반 BCI 시스템의 개념을 설명하기 위한 하나의 사례로서 세부적으로는 보다 다양한 방식이 존재하지만 기본적인 틀은 크게 다르지 않다. 그림 1은 뇌파 기반 BCI 시스템의 일반적인 개념도를 나타낸다. 그림에서와 같이 실시간으로 측정되는 뇌파 신호에 대해 기본적인 신호처리 과정을 거친 다음 서로 다른 뇌 활동에 대한 뇌파 신호의 특징(feature)을 추출하게 되며, 훈련(training) 과정을 통해 구축된 데이터베이스에 저장된 신호의 특징과 실시간으로 비교하여 분류를 수행하게 된다. 사용자의 뇌 활동, 또는 의도가 분류되면 그 정보를 기반으로 구동 명령을 생성하게 되고 이를 이용하여 컴퓨터의 마우스를 조작하거나 휠체어, 로봇팔 등과 같은 외부 기기를 조정할 수 있다. 사용자는 조작되는 기기의 움직임이나 청각, 촉각 (심지어는 후각) 등 다양한 형태로 주어지는 외부 반응들을 인식하여 새로운 구동 명령을 생성하기 위한 뇌 활동을 시작한다. 마지막에 기술된 과정을 일반적으로 피드백(feedback) 과정이라고 한다.

III. 뇌파 기반 BCI의 패러다임

뇌파 기반 BCI의 구현을 위해서 다양한 패러다임들이 제안되어 사용되고 있다. 본 장에서는 대표적인 뇌파 기반 BCI의 패러다임을 소개하고자 한다.

A. 감각운동피질에서 발생하는 뮤, 베타 리듬을 활용하는 BCI

인체의 일부분을 물리적으로 움직일 때, 감각운동피질(sensorimotor cortex)에서 8-12 Hz (알파리듬과 대역이 겹치나 일반적으로 뮤리듬으로 부름) 및 18-22 Hz (베타리듬에 포함되므로 일반적으로 베타리듬으로 부름: 일반적으로 뮤리듬의 하모닉 성분으로

생각되어짐)대역에서 사상관련동기화(event related synchronization: ERS)나 사상관련비동기화(event related desynchronization: ERD) 현상이 나타나는데 이와 같은 현상은 물리적인 신체의 움직임이 없이 운동을 상상하는 과정에서도 유사하게 발생한다는 것이 잘 알려져 있다 [12,13]. 반드시 일치하지는 않지만 일반적으로 오른손의 움직임(또는 움직임 상상)은 좌반구 운동피질에서 뮤와 베타 리듬의 파워를 감소시키며(ERD, 그림 3 미리 참조), 움직임이 끝난 이후에는 우반구 운동피질에서 뮤와 베타 리듬의 파워가 증가하는 현상(ERS)이 관찰된다. 물론 왼손의 움직임의 경우에는 반대의 현상이 관찰된다. 발의 움직임(상상)이나 혀, 턱의 움직임(상상)의 경우에도 손의 움직임(상상)과 구별되는 양상의 ERS, ERD 패턴이 관찰되므로 이와 같은 다양한 신체의 운동 상상(motor imagery: 운동 심상으로 칭하기도 함)을 기반으로 사용자의 의도를 구별하게 된다. 이후에 소개하게 될 다른 패러다임들과는 달리 뮤, 베타 리듬에 기반한 BCI 시스템은 사용자가 임의로 원하는 패턴의 조합을 생성할 수 있으므로 반응 시간이 상대적으로 짧고 외부 기기 구동 등의 목적에 가장 적합한 방식이라고 할 수 있으나 분류 정확도가 상대적으로 낮아 신뢰성 측면에서 많은 추가적 연구가 필요한 방식이다 [14]. 또한 운동 상상의 경우에는 사용자가 운동 상상에 대한 감을 익히는 것이 매우 어려운 경우가 종종 발생하는데, 이는 사용자가 운동 상상을 할 때, 움직임을 행하는 것과 관계된 느낌을 상상하는 역학적 운동 상상(kinesthetic motor imagery)이 아니라 단순히 움직임을 영상을 상상하는 시각적 운동 상상(visual motor imagery)를 행하는 경우가 많기 때문이다 [15]. 운동 상상은 스포츠 의학이나 뇌졸중 환자의 재활 등에서도 널리 활용되는데 실제로 역학적 운동 상상이 아닌 시각적 운동 상상을 하는 경우가 빈번하여 이를 평가하기 위한 도구들도 개발되고 있다 (예: movement imagery questionnaire: MIQ; [16]). 2009년 본 실험실에서는 뇌파 기반 BCI를 위한 운동 상상 훈련 시스템을 개발하였는데 [17] 이 시스템은 실시간 신경 영상 시스템을 활용하여 사용자가 실시간으로 변화하는 뮤리듬의 변화 패턴을

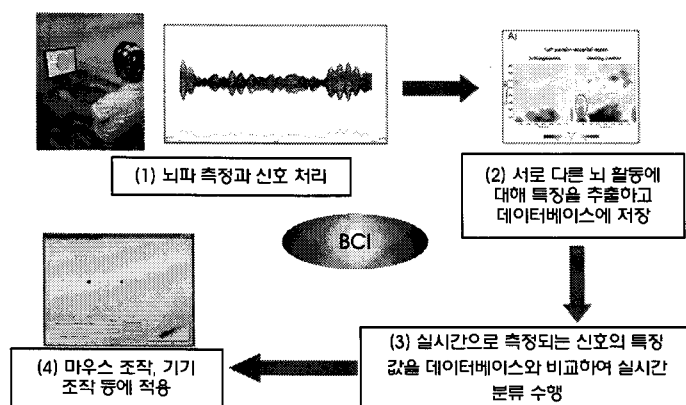


그림 1. 뇌파 기반 BCI 시스템의 개념도
 Fig. 1. Concept of an EEG-based BCI system

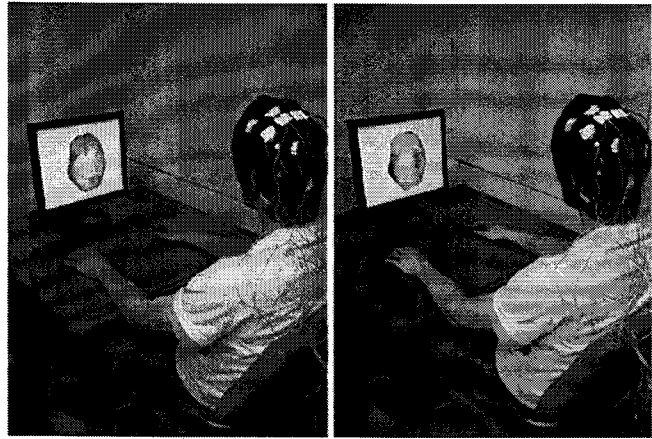


그림 2. 연세대학교에서 개발한 운동 상상 훈련 시스템 [17]: 왼쪽은 운동 상상 이전, 오른쪽은 운동 상상 중의 실험 모습을 보여줌
 Fig. 2. A motor imagery training system developed in Yonsei University [17] - Snapshots of experiment: (left) cortical activation before motor imagery; (right) cortical activation during motor imagery

자신의 대뇌피질 표면에서 관찰하며 운동피질을 활성화시키는 운동 상상의 감을 가질 수 있도록 보조해주는 신경피드백(neurofeedback)의 원리에 기반하고 있다. 그림 2는 운동 상상 훈련 시스템을 활용하여 사용자가 역학적 운동 상상의 감을 익히는 실험 장면을 보여주고 있으며 5인의 피험자를 대상으로 한 실험 결과, 30분의 훈련 이후에 BCI의 분류 정확도가 20% 이상 상승하는 것을 보인 바 있다. 사용하는 두피 뇌파 전극은 운동 영역 대부분을 포함하도록 부착하는 것이 일반적인데 많게는 15개~20개에서 [17,18] 적게는 1개~2개의 전극만을 사용하기도 한다 [14]. 유리듬이나 베타리듬을 사용하는 BCI 시스템의 경우, 일반적으로 전극 부착 위치를 운동 영역으로만 제한하는데, 그 이유는 특히 유리듬의 경우 알파리듬과 중첩이 되고, 잘 알려진 바와 같이 후두엽 부위의 알파리듬은 시각 자극에 큰 영향을 받기 때문이다. 그림 3은 왼손 운동 상상 실험에서 얻어진 사상관련비동기화 현상을 보여주는 사례로서 양측 반구에 모두 ERD 현상이 발생하기는 하지만 오른쪽 반구에서 더 큰 ERD를 나타내며 시각 자극이 동시에 주어지지 않은 경우에 비해 시각 자극이 동시에 주어졌을 때 더 광범위한 영역의 ERD가 관찰됨을 확인할 수 있다. 뇌파 기반 BCI에서는 오른손

(또는 손가락)과 왼손(손가락)의 운동 상상을 분류하는 방식이 가장 많이 사용되며 [17-20], 발이나 허 등의 운동 상상을 활용하기도 한다 [21]. 신체의 특정 부위를 움직일 때 발생하는 ERS, ERD 패턴에 관련된 자세한 이론적 배경은 참고문헌 [22]를 참조하길 바란다.

B. P300기반 BCI

P300은 사상관련전위(event-related potential: ERP)의 component 중 하나로서 빈번히 발생하는 반복 자극 중 특이한(deviant) 자극이 섞여서 제시될 때(보통 oddball paradigm이라고 부름)나 혹은 피험자가 특정 자극에 집중하고 있을 경우 그 자극이 주어질 때 자극 제시 이후 300 ms 부근에서 머리의 중앙 부위와 두정엽 부위 전극(centroparietal electrodes)에서 측정되는 양의 값을 가진 전위를 의미한다 [23]. 그림 4는 본 연구실에서 수행한 P300 기반 BCI 테스트 실험 결과를 나타내는데 그림에서 보여진 방식이 현재 사용되고 있는 가장 전형적인 P300기반 BCI 패러다임이다. 그림 좌측 상단에 나타나 있는 알파벳 대문자 A-I로 구성된 3 by 3 형태의 배열은 BCI 사용자에게 보여지는 시각 자극으로서 각각의

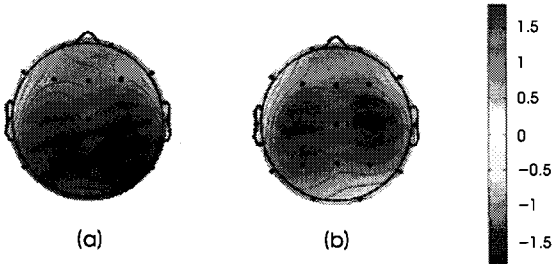


그림 3. 왼손 운동 상상 시 유리듬 대역에서의 사상관련비동기화 현상: (a) 시각 자극이 포함된 경우, (b) 시각 자극이 포함되지 않은 경우
 Fig. 3. Event-related desynchronization during motor imagery of left hand: (a) motor imagery with visual stimuli; (b) motor imagery without visual stimuli

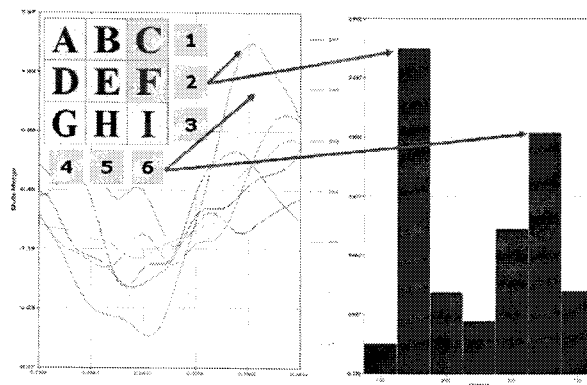


그림 4. P300 기반 BCI의 수행 사례: 테스트 실험 결과
 Fig. 4. An example of P300-based BCI: Results of a test experiment

가로 행과 세로 열들은 랜덤하게 한번씩 순간적으로 나타났다가 사라지게 된다 (일반적으로 흐리게 표시되어 있다가 밝게 점멸하는 방식을 사용함). 그림에 보여진 사례는 일종의 정신적 워드프로세서(mental word processor 또는 mental typewriter)로서 사용자가 만약 'F'라는 문자를 타이핑하기를 원한다면 단순히 F라는 문자에 시선을 집중하기만 하면 된다. 이 경우, 'F'라는 문자가 포함된 행이나 열이 깜빡일 때, 이 문자가 포함되지 않은 행이나 열에 비해 더 큰 수준의 P300이 발생하게 되며(오른쪽 그래프: P300의 신호 파워를 나타냄), 특정 문턱치 이상의 P300이 발생하는 행과 열이 교차하는 지점에 있는 문자를 최종적으로 화면 상에 타이핑하게 된다 [24,25]. 이 때의 문턱치는 실시간 시스템을 적용하기 이전의 훈련 과정에서 결정할 수 있다. P300 기반의 BCI 시스템은 앞서 소개한 유리듬/배타리듬에 기반한 BCI 시스템에 비해서 정확도나 신뢰도가 우수하며 긴 훈련 시간이 필요하지 않다는 장점을 가지고 있으나 사용자가 임의로 패턴 조합을 생성할 수는 없으며 사상관련전위를 사용하므로 수행 속도가 상대적으로 느리다는 단점을 가진다. 현재 기술로는 분당 20-30 bit 정도의 정보를 전송

할 수 있으며 이를 워드 프로세서에 적용할 경우 분당 영문자 2-4 단어 정도를 입력할 수 있다 [26,27]. 워드 프로세서에서 뿐만 아니라 그림 4에 보여진 배열의 각 칸에 문자 대신 기기를 조작하기 위한 명령을 그림 형태로 삽입할 수도 있으며 이 경우, 휠체어를 움직이거나 로봇 팔을 조작하는 등의 응용도 가능하므로 매우 가능성이 있는 BCI 패러다임 중 하나로 인식되고 있다. P300 기반 BCI의 중요한 이슈 중 하나는 장기간 P300 기반 BCI를 사용할 경우, 사용자가 시스템에 익숙해짐에 따라 P300의 크기가 변화할 수 있으므로 이를 고려한 적응적인 시스템을 개발하여야 한다는 점이다 [27]. 이를 포함한 지속적인 연구를 통해 전송률을 향상시키고 나아가 다양한 실제 응용 분야에 적용될 수 있을 것으로 기대된다.

C. SSVEP 기반 BCI

SSVEP는 정상상태 시각유발전위(steady-state visual evoked potential)를 의미하며 Middendorf 등[28]에 의해 2000년 최초로 제안된 이래 여러 BCI 응용 분야에서 활용되고 있는 대표적인 패러다임 중 하나이다 [28-31]. SSVEP 기반 BCI는 뇌의 광구동반

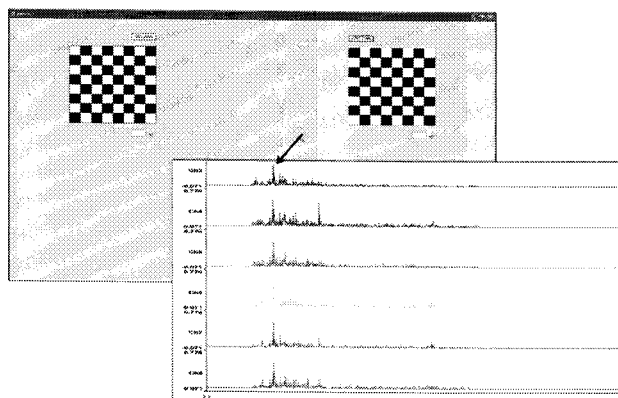


그림 5. SSVEP 기반 BCI의 자극제시 및 실시간 spectral estimate 모니터링 프로그램
 Fig. 5. Software for presenting visual stimuli eliciting steady-state visual evoked potential (SSVEP) and real-time monitoring of frequency spectrum

응 (photic driving response: PDR) 현상을 활용하는데 광구동반응은 눈에 보이는 섬광의 주파수를 변화시키면 자극 주파수와 일치하는 파가 후두엽 시각피질에 강하게 나타나는 현상을 의미한다. 그림 5는 본 연구실에서 개발한 SSVEP 유도를 위한 시각자극 제시 및 실시간 주파수 변화 모니터링 프로그램을 나타낸다. 그림에 보인 결과는 피험자가 7 Hz 자극을 응시하였을 때 얻어진 주파수 스펙트럼으로서 화살표가 가리키는 곳이 뇌파의 7 Hz 성분을 나타낸다. 이 때, 7 Hz의 하모닉 성분인 14 Hz, 21 Hz 등에서도 광구동반응이 나타나게 되는데 [30] 그림 5에서도 이러한 현상을 관찰할 수 있다. 일반적으로 여러 개의 다른 주파수를 가지는 섬광을 제시하고 후두엽에서 측정되는 뇌파의 주파수 대역에서의 변화를 관찰함으로써 사용자가 어떤 시각 자극을 응시하고 있는지를 분류하는 방식을 사용한다. SSVEP를 이용한 BCI의 경우, 후두엽에 부착된 전극을 사용하며 최소 Oz 전극 1개만을 사용하여도 측정이 가능하므로 실험이 매우 용이하고, 주파수의 변화가 즉각적이고 분명하게 나타나므로 쉽게 사용자가 응시하고 있는 자극을 분류해 낼 수 있다는 장점을 가진다. 또한, P300의 경우에서와 같이 긴 훈련 시간이 필요하지 않으며 문턱치를 잘 설정하면 매우 높은 정확도로 피험자의 응시 방향을 검출할 수 있다. 하지만, 아직까지는 분당 전송률이 P300과 비교하여 높지는 않으며 사람에 따라 반응이 잘 나타나는 주파수가 상이할 수 있다는 점 등이 해결해야 할 문제로 남아 있다. 그림 5에 보인 사례에서와 같이 일반적으로 시각유발전위를 잘 생성시키는 것으로 알려진 체크스판 무늬(checkerboard pattern)를 활용하는 경우도 있으나 최근에는 점멸하는 LED를 활용하는 경우도 흔히 있다. 현재의 주 관심사는 최적의 전극 위치, 자극 주파수, 시각 자극의 종류 등을 탐색하는 것[32]이며 실질적인 응용 분야로서 2개 이상의 다른 주파수로 점멸하는 LED를 활용하여 기능적전기자극(functional electrical stimulation: FES) 기기 등을 스위칭함으로써 장애를 가진 환자들의 재활 보조 도구로 활용하려는 연구가 진행되고 있다.

SSVEP와 유사하게 시각 자극을 활용하는 방법으로 TVEP(transient visual evoked potential)도 BCI의 초창기부터 연구된 바 있으나 [33] SSVEP에 비해 전송률이 떨어지고 정확도도 떨어지므로 최근에는 거의 연구되지 않아 본 논문에서 상세히 다루지는 않는다. 실제로 TVEP와 SSVEP는 시각 기능이 온전한 환자를 대상으로 하므로 눈동자의 움직임을 검출하여 사용자의 의도를 파악하는 시스템과 비교할 때 효용성 면에서 크게 차이가 나지는 않는다. TVEP나 SSVEP와 같이 인체의 남아 있는 기능(특히 근육 기능)에 대한 뇌 활동을 이용하는 방식을 의존적 BCI(dependent BCI)라고 하며 이와 대비하여 일체의 움직임 없이 순수한 뇌 활동만을 사용하는 방식을 비의존적 BCI(independent BCI)라고 칭한다 [11]. 의존적 BCI가 진정한 의미에서의 BCI가 아니라는 비판적인 의견도 있으나 앞서 언급한 바와 같이 장애인의 재활 등의 실질적인 응용 분야에 쉽게 적용할 수 있다는 장점 때문에 현재도 주요 BCI 연구 기관에서 활발히 연구되고 있다.

D. SCP 기반 BCI

SCP는 slow cortical potential의 약자로서 0.3초에서 10초 정도 유지되는 서파(slow wave)의 일종이다. SCP는 신경이 분포한 모든 영역에서 공통적으로 발생하는데 특정 행동을 준비할 때 발생하는 negative한 SCP와 인지 과제를 실행하거나 혹은 전혀 실행하고 있지 않은 상황에서 발생하는 positive한 SCP로 나눌 수 있으며 적절한 훈련 과정을 통해 positive 또는 negative SCP를 발생시키는 방법을 익힐 수 있음이 알려져 있다. Birbaumer, Kubler 등은 SCP 학습에 기반하여 ‘thought translation device (TTD)’라는 개념을 제안하였으며 [34,35] 루게릭병 말기 환자의 의사소통을 위해 이 개념을 적용하기도 하였다 [36]. SCP에 기반한 BCI는 앞서 소개한 방법들과 다른 패러다임의 방법이기도 하지만 SCP기반 BCI를 활용한 LSP(Language support program)의 결과를 토대로 볼 때 [37], 정확도 및 정보 전달 속도가 뮤/베타 리듬을 활용한 방법이나 P300 기반의 BCI에 비해서 떨어지므로 현재까지는 그 효용성이나 파급효과에 의문이 있는 것이 사실이다.

E. 청각 자극을 활용한 BCI

위에서 소개한 P300기반, 감각운동 피질에서 발생하는 리듬 기반, SSVEP 기반, SCP 기반의 BCI 시스템들은 기본적으로 시각적인 자극이나 시각적인 되먹임에 의존하는 BCI 방식이라고 할 수 있다. 따라서 이와 같은 BCI 패러다임들은 적어도 시각 기능이 온전하고, 특정 지점을 지속적으로 응시할 수 있는 환자에게만 적용이 가능하다. 일반적으로 ‘completely locked-in (CLIS)’ 상태로 불리는 매우 심각한 전신 신경 마비 환자의 경우에는 눈이 비자발적으로 움직이거나(보통 위로 쏠림), 의지에 의해 눈을 뜰 수 없거나, 특정한 방향으로 응시가 불가능하거나, 미세도약(microsaccade)이 없어 영상이 점점 감소(fade out, Troxler 효과라고 불림)되거나, 도약이 아예 없어 시각 정보의 조합이 불가능한 경우가 흔히 발생한다. 시각 기능이 정상적인 사용자의 경우에도 오랫동안 자극을 응시하는 것이 피로를 유발할 수 있으며 눈의 깜빡임이 뇌파 신호의 인공물(artifact)로 작용함으로써 BCI 시스템의 정확도를 저하시키기도 한다. 따라서 최근에는 시각 기능이 손상되었거나 ALS 등의 원인으로 인해 지속적으로 시각 자극을 응시할 수 없는 환자들에게 BCI를 적용하기 위하여 청각 자극 또는 청각 되먹임을 활용하기 위한 연구가 수행되고 있다. 구체적으로는 청각적인 되먹임을 활용하거나 [38] 아직까지 BCI에 직접 적용되는 단계는 아니지만 청각 정상상태 반응(auditory steady-state response: ASSR)을 활용하기 위한 기초 연구들이 진행되고 있다 [39,40]. 최근 Furdea 등은 주로 시각 자극을 통해서 수행했던 P300 기반 BCI를 동일한 원리에 의해 청각 oddball 패러다임을 적용하여 구현하는 데 성공하였다 [41]. 유사한 원리로 두 개의 서로 다른 소리를 합성하여 특정 자극을 인식할 때 발생하는 상관관전위를 검출하는 방식도 제안되었다 [42]. Hill 등은 양측 귀에 각각 서로 다른 청각 자극을 동시에 들려주고 특정한 방향에 집중할 경우에 그

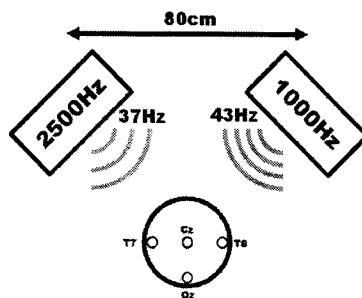


그림 6. 청각 선택 집중을 이용한 BCI 패러다임의 개념도 [45]

Fig. 6. Concept of a new BCI paradigm using auditory selective attention [45]

소리 자극의 반대 반구 측두엽에서 측정되는 사상관련 전위의 크기가 증가하는 현상을 활용하는 새로운 패러다임을 제안하였다 [43,44]. 최근 본 연구실에서는 Hill 등의 연구를 기초로 하여 서로 다른 beat 주파수를 가진 2개의 단조(pure tone) 펄스 자극을 2개의 스피커를 이용하여 두 방향에서 들려주고 특정 주파수의 청각 자극에 집중할 경우 측두엽에 부착한 전극에서 측정된 뇌파 데이터의 두 beat 주파수 대역에서의 파워 변화를 검출함으로써 사용자가 어떤 청각 자극에 집중하고 있는가를 검출하는데 성공하였다 [45]. 그림 6은 본 연구실에서 제안한 청각 선택 집중(auditory selective attention: ASA)을 이용한 BCI 패러다임의 개념도를 나타낸다. 4개의 두피 전극을 사용하였으며 2개의 특징만을 추출하였을 때, 6명의 피험자에 대해 분류 정확도는 평균 85% (최소 78% 최대 92%)로 매우 높게 나타났다. 추후 지속적인 연구를 통해 실제 locked-in 환자들의 의사소통 수단으로 적용할 계획이다.

본 장에서는 뇌파 기반 BCI에서 주로 사용되어 온 패러다임들을 제시하였는데 이 외에도 다양한 정신적 인지 과제를 수행할 때 발생하는 뇌파 패턴들을 이용한 분류가 가능하며 (예를 들어 3차원 공간도형을 회전시키는 상상이나 두 자리 숫자의 곱셈 등) 이와 같은 새로운 패러다임들은 여전히 개발될 여지가 많이 남아 있어 향후 지속적인 연구 개발이 필요하다.

IV. 뇌파기반 BCI의 세부 기술

뇌파 기반 BCI 시스템의 세부 기술은 서론에서 언급한 바와 같이 BCI와 관련된 서적[10]이나 일반적인 패턴 인식 교재[46] 등을 통해 습득이 가능하므로 본 논문에서는 세부 기술들에 대한 동향만을 간략히 제시하고자 한다.

A. 뇌파 측정 및 신호 전처리

뇌파 기반 BCI에서 문제점으로 지적되는 것 중 하나가 전극의 부착 문제이다. 일반적으로 뇌파 측정용 전극은 영구적으로 두피에 부착할 수 없기 때문에 일정 시간 사용 이후에는 전극을 교체하여야 하는데 이 과정에서 이전에 사용하였던 전극 위치와 정확히

일치하는 위치에 전극을 부착하는 것은 매우 어려운 작업이다. 또한, 뇌파 측정에 사용하는 전극의 개수는 연구의 목적이나 사용하는 패러다임에 따라 많게는 수십 개를 사용하게 되는데 전극을 부착하는 과정은 일반적으로 매우 번거로운 과정이므로 사용자의 편의성 측면에서 볼 때 BCI 시스템의 큰 장애 요소로 작용하게 된다. 이와 같은 불편함을 해소하는 가장 좋은 방법은 전극을 이식하는 침습적인 BCI인데 최근에는 두개골 내부에 전극을 부착하는 방식이 아니라 두피와 두개골 사이에 전극을 삽입하는 방식도 고려되고 있다. 현실적으로 가장 좋은 방법은 유사한 정확도와 신뢰도를 가지면서 전극의 수를 최소화하는 것이다. 실제로 다양한 패러다임들에서 최적의 전극 위치와 전극 조합을 찾기 위한 연구들이 행해지고 있다 [32,47].

신호의 전처리에 있어서는 기본적으로 사용하는 필터링이나 DC 성분 제거 이외에 공간적인 필터를 도입하는 것이 일반적이다 [48]. 다수의 전극을 활용하는 경우에는 전체적인 측정 평균치를 각 전극에서 빼는 방식인 common average filter(CAR)를 활용하거나 인근의 전극들을 활용하는 공간 필터인 Laplacian filter를 주로 활용한다 [20,48]. 독립성분분석(ICA) 등을 이용하여 인공물이나 잡음 성분을 제거할 수도 있으나 BCI는 실시간 연산을 필요로 하기 때문에 빠른 응답속도를 위하여 복잡한 인공물 제거 알고리즘은 적용하지 않는 것이 일반적인 경향이다.

B. 특징 추출 및 특징 선택

SSVEP나 P300 기반의 BCI의 경우에는 데이터베이스로부터 문턱치를 적절히 설정하면 비교적 쉬운 특징 추출 및 분류가 가능하지만 특히 감각운동 관련 리듬을 활용하는 BCI의 경우에는 다양한 특징 추출 기법들이 존재하며 많은 연구자들이 보다 정확도와 신뢰도가 높은 특징을 추출하기 위한 연구를 수행하고 있다. 주로 사용하는 특징들은 특정 주파수 대역의 파워[49,50], autoregressive (AR) 파라미터 [51-53], 시공간적인 복잡도(complexity) 인덱스 [54], 공통 공간 패턴 (common spatial pattern: CSP) [55], 시간-주파수 패턴을 조합한 인덱스 [56] 등이 있다. 최근에는 일부 연구 그룹들에서 뇌의 영역 간 기능적 연결성(functional

connectivity)을 측정하는 인덱스인 phase locking value (PLV) 등을 활용하여 특징을 추출하고 있다 [57-59]. 이들 그룹의 연구 결과에 따르면 PLV 자체만을 활용하여 특징을 추출하는 경우에는 기존의 AR 기반의 특징 추출이나 spectral estimate를 활용하는 특징 추출에 비해서 낮은 분류 성공률을 보이지만 PLV 정보와 기존의 AR 또는 spectral estimate를 동시에 활용할 경우, 매우 향상된 분류 성공률을 보인다.

특징을 추출한 이후에는 많게는 100개 이상의 특징들 중에서 여러 뇌 활동들을 가장 잘 분리해낼 수 있는, 즉 분류 성공률을 가장 높일 수 있는, 특징 벡터를 선정하는 과정이 필요하다. 특징 선택 (feature selection)이라 불리는 이 과정은 패턴 인식 분야에서도 널리 연구되고 있는 주제로서 BCI에서는 Sequential floting forward/backward selection (SFFS or SFBS) 등과 같은 일반적인 특징 선택 방법들이 널리 활용되고 있다. 이들 방법에 대한 상세한 내용은 패턴 인식 교재 등에서 찾을 수 있으므로 본 논문에서는 생략하기로 한다.

C. 분류 알고리즘

뇌파 기반 BCI의 패턴 분류에 있어서는 linear classifiers, neural networks, nearest neighbor classifiers 등 수십여 가지의 다양한 분류 알고리즘들이 활용되고 있으며 이들 알고리즘들의 세부 사항들도 역시 패턴 인식 관련 서적들에서 쉽게 찾을 수 있다. BCI에 적용된 여러 패턴 분류 알고리즘을 비교 분석한 리뷰 논문은 참고문헌 [60]번을 참조할 것을 추천한다. 다만 실제 BCI 시스템을 구현할 때, 특별히 고려되어야 할 점은 분류 알고리즘의 연산 속도인데 이는 실시간 BCI 시스템을 구현하는 데 있어 매우 중요한 요소로 작용한다. 매우 빠른 응답 속도를 필요로 하는 응용 분야에 있어서는 연산 속도가 빠르고 단순한 알고리즘을 적용하는 것이 적합하며 응답 속도보다 높은 정확도가 필요한 응용 분야에는 연산 속도는 조금 느리더라도 보다 정확도가 높은 분류 방법을 사용하는 것이 적합하다.

D. BCI의 출력과 응용

뇌파 기반 BCI 시스템이 사용자의 의도를 파악하게 되면 최종적으로 그 결과를 다양한 형태로 출력하게 된다. 마우스 커서를 움직이거나 [61], 글자를 타이핑하거나 [62], 로봇팔을 움직이거나 [63], 가상현실 상에서 휠체어를 움직이거나 [64], 무선으로 장난감 자동차를 움직이거나 [65] 등과 같이 다양한 외부 기기들을 조작할 수 있으며 외부와의 의사 소통이나 대화를 수행할 수도 있다 [66]. 최근에는 실제 신경계 손상 환자들을 대상으로 뇌파 기반 BCI를 적용하기 위한 기초 연구들이 활발히 수행되고 있다 [67]. 엔터테인먼트 산업에서 게임의 비중이 커지면서 BCI를 정상인들을 대상으로 적용하여 온라인 또는 오프라인 게임을 개발하고자 하는 시도들도 이루어지고 있다 [68]. UCC(user created contents)의 발달로 인해 인터넷 공간에는 수많은 BCI 관련 동영상들이 넘

쳐나고 있으며 유튜브(Youtube) 등에서 많은 수의 시연 동영상들을 간단한 검색어로 찾을 수 있으므로 BCI에 관심 있는 독자들은 참고하길 바란다.

V. 뇌파 기반 BCI의 전망

본 장에서는 뇌파 기반 BCI 분야의 국내 연구 동향에 대해서 간단히 알아보고 동 분야에 관심 있는 연구자들이 관심을 가질 만한, 향후 연구 가능한 주제, 이슈 등에 대하여 정리하였다.

A. 국내 연구 동향

2000년대 초반 전자통신연구원(ETRI) 등을 중심으로 뇌파 기반 BCI와 관련된 정부 과제를 수행한 적이 있으며 이 연구를 통해서 어느 정도의 가능성을 확인한 바 있다. 국내에는 뇌파 기반 BCI와 관련된 연구 커뮤니티나 연구회 등이 특별히 조직되어 활동하고 있지는 않은 것으로 파악되며 대부분의 연구들이 산발적으로 행해지고 있는 상황이다. 국내의 뇌파 기반 BCI 분야의 연구 동향을 살피기 위해서 가장 접근하기 쉬운 방법으로 국내에 소속을 가지고 있는 저자가 게재한 brain-computer interface 또는 brain machine interface를 주제로 한 논문들을 Thomson ISI web of science에서 검색하여 보았다. 검색된 논문은 약 20여편으로 대부분 한림대학교 의대 생리학교실, KAIST 전기전자공학과 등을 중심으로 동물을 대상으로 한 침습적인 BCI를 연구하거나 실시간 fMRI를 이용한 BCI를 연구하는 논문들이었다. 뇌파 기반 BCI와 관련된 연구는 저널 논문을 기준으로 파악할 때, 포항공과대학교 컴퓨터공학과 및 연세대학교 의공학부에서 출간된 3-4편만이 파악되었다. 최근 외국의 BCI 관련 연구실 출신 연구자들이 국내 대학에 임용됨에 따라 일부 대학들에서 BCI 연구 수행을 시작하고 있으며 일부 국책 연구소 또는 대학 연구실을 중심으로 뇌파 기반 BCI 분야 연구를 기획하고 있으므로 머지 않은 미래에 국내에서도 활발한 연구 활동이 이루어질 것으로 기대된다.

B. 뇌파 기반 BCI 연구의 나아가야 할 방향

저자의 개인적인 의견으로는 현재 뇌파 기반 BCI 분야에 던져진 가장 중요한 화두는 얼마나 이 기술을 실용적으로 개발하고 실제 사용자에게 적용할 수 있느냐 하는 것이다. 물론 세계적으로 많은 연구자들이 새로운 특징 추출 기법이나 분류 알고리즘 등을 개발하여 시스템의 신뢰도 및 정확도를 향상시키기 위한 노력을 경주하고 있으나 국내 연구진들이 20년 이상 외국 연구자들이 쌓아온 노하우와 기술 격차를 극복할 수 있는 가장 좋은 방법은 새로운 패러다임의 BCI 시스템을 제안하거나 새로운 응용 분야를 찾는 것이라 할 수 있다. 물론 공학적인 지식에 기반을 둔 연구자들이 가장 먼저, 손쉽게 시도할 수 있는 주제는 BCI competition (<http://www.bbc.de/competition/>) 등에서 제공되는 데이터들에 새로운 패턴 인식 기술들을 적용함으로써 BCI 시스템들의 정확도 및

신뢰도를 향상시키는 것이다. 하지만 궁극적으로 국내 연구진들이 추구해야 할 연구 방향은 뇌과학, 공학, 심리학, 의학 등 다양한 학문들의 다학제적 융합에 기반한 보다 진보적인 BCI 도구를 개발하고 이를 실용화시키는 데 맞추어져야 할 것이다. 이러한 관점에서 뇌파 기반 BCI 의 이슈 및 정보들을 몇 가지 소개하도록 한다.

- (1) 뇌파 기반 BCI 시스템의 효율 향상: 뇌파 기반 BCI 시스템이 해결해야 할 문제들은 정확도/신뢰도의 향상, 데이터 전송 속도(일정 시간 동안에 전달되는 뇌의 구동 명령의 양)의 향상 등이 있으나 이와 함께 훈련 시간을 단축하는 것도 매우 중요한 문제이다 [69]. 궁극적으로는 기계와 사람이 서로에게 적응(adaptation)해 나가는 시스템을 구현하는 것이 뇌파 기반 BCI의 중요한 연구 주제로 여겨지고 있다 [70].
- (2) 많은 BCI 관련 연구들에서는 사용자에게 특정 뇌 활성화 패턴을 생성시키기 위한 시점을 알려주는데 이와 같이 BCI 시스템이 분류를 하는 시점을 알고 있는 상황에서 분류를 수행하는 BCI 형태를 동기적 BCI (synchronous BCI)라고 한다. 이와는 대조적으로 BCI 시스템이 특정 뇌 활성화 패턴의 시작 시점까지 검출하여 분류를 수행하는 BCI 형태를 비동기적 BCI (asynchronous BCI or brain switching)라고 부른다. 마우스 커서를 1차원 상에서 좌우로 움직이는 간단한 경우를 예로 들어보자. 3차원 공간도형을 회전시키는 상상을 할 경우에 마우스 커서를 왼쪽으로 이동시키고, 2자리 숫자의 곱셈 연산을 수행할 경우에 마우스 커서를 오른쪽으로 이동시키는 BCI 시스템이 있을 때, 지속적으로 신호를 검출하여 왼쪽 또는 오른쪽으로 마우스 커서를 연속적으로 움직이는 경우는, BCI 시스템이 둘 중 하나를 선택해야 한다는 것을 알고 있는 상황에서 분류가 진행되므로 동기적 BCI라 할 수 있다. 반면에 사용자가 두 가지 인지 과제 중 어느 것도 수행하고 있지 않을 경우에는 마우스 커서가 움직이지 않다가 둘 중 어느 하나의 과제를 수행할 때 그 시점을 검출하여 마우스 커서를 특정 방향으로 이동시킨다면 비동기적 BCI 시스템이라 할 수 있다. 비동기적 BCI의 구현이 동기적 BCI에 비해서 매우 어려우며 정확도가 떨어지게 될 것임은 쉽게 예측할 수 있다. 최근 들어 비동기적 BCI를 효율적으로 구현하기 위한 다양한 시도들이 활발히 연구되고 있다 [21,71-73].
- (3) 다양한 modality들을 복합적으로 적용하거나 다양한 패러다임들을 혼합적으로 적용함으로써 BCI 시스템의 신뢰도를 향상시키고 효율을 증가시킬 수 있다. 예를 들어 뇌파와 근적외선분광을 동시 측정한다거나 [74], 뇌파와 fMRI를 동시 측정할 수 있으며 [75] 이를 기반으로 새로운 응용 분야들을 찾을 수 있을 것으로 기대된다. 패러다임을 복합적으로 적용하는 방식을 hybrid BCI라고 부르는데 [76] 예를 들어 SSVEP와 운동 상상을 동시에 활용하는 BCI 시스템 등이 현재 개발되고 있다.

- (4) 새로운 패러다임의 BCI 시스템에 관한 연구는 지속적으로 이루어지고 있으나 4장에서 열거한 방식들을 크게 벗어나지는 못하고 있다. 대신 최근에는 기존의 패러다임을 변형하여 보다 효과적인 BCI를 수행하게 하는 아이디어들이 종종 발표되고 있다. 그 예들로서 Huang 등[77]은 한쪽 손의 운동 상상을 하는 도중에는 ERD가 관찰되고 멈출 때 ERS가 생성되는 현상을 기초로 하여 오른손과 왼손의 운동 상상만으로 4가지의 조합을 생성하는 새로운 패러다임을 발표하였다. Zhang 등[78]이 제안한 새로운 패러다임은 SSVEP를 응용한 것으로서 깜빡임이 있는 다른 색깔의 점들이 각기 다른 방향으로 회전하고 있을 때, 특정한 색깔의 점에만 선택적 집중을 하는 것을 검출하는 방식이다. 이처럼 기존의 패러다임들을 변형하여 새로운 패러다임을 생성하는 연구도 의미가 있으나 보다 근본적으로 새로운 형태의 BCI 패러다임을 개발하는 것이 더 큰 파급효과를 가질 것임은 의심의 여지가 없다. BCI에 적용이 가능할 수도 있는, 보다 근본적인 뇌 활동의 메커니즘들이 여러 신경과학자들의 연구를 통해 규명되고 있으므로 (예, [79]) 새로운 신경 과학적 발견에 기반한 BCI 패러다임들이 지속적으로 개발될 것으로 기대된다 [80].
- (5) 최근에는 기존의 신호 분석에 기반한 BCI에서 한걸음 더 나아가 측정 뇌파로부터 얻어지는 신호원 영상(source image)을 BCI에 활용하기 위한 연구들이 활발히 진행되고 있다 [20,81-84]. 신호원 영상은 일반적으로 뇌파 신호 자체를 활용하는 것에 비해 부피 전도(volume conduction) 효과를 줄여줌으로써 공간분해능을 향상시키는 역할을 하나 많은 수의 전극을 활용해야 한다는 점은 앞으로 해결되어야 할 문제점 중 하나이다. 결국 이와 같은 연구들은 실시간 fMRI[85]를 활용하여 주로 연구되고 있는 mind-reading 시스템을 뇌파의 영상화를 통하여 구현하는 것을 목적으로 하고 있다. 본 연구실에서는 최근 실시간으로 뇌의 특정 주파수 대역의 리듬 활동을 실시간으로 대뇌 피질 위에 영상화할 수 있는 시스템을 개발하였으며 [86] 이 시스템을 기반으로 하여 (bem.yonsei.ac.kr에서 관련 동영상을 볼 수 있음) 실시간으로 피험자의 다양한 의도를 비동기적으로 읽을 수 있는 mind-reading 시스템을 개발하고 있다 [87]. 그림 7(a)는 본 연구실에서 개발한 mind-reading 시스템의 개념도를 나타내고 있으며 그림 7(b)는 4가지 인지 과제를 연속적으로 수행할 때, 데이터베이스에 저장된 특징과의 적합도 수치가 변화하는 것을 보여준다. 현재는 3명의 피험자를 대상으로 한 오프라인 분석이 끝난 상태이며 각각 92.5% (4개 task), 87.5% (4개 task), 88.5% (6개 task)의 정확도로 각 피험자의 의도를 비동기적으로 읽어낼 수 있었다. 현재에는 온라인 시스템의 제작 및 실제 ALS 환자 대상 실험을 계획하고 있다.

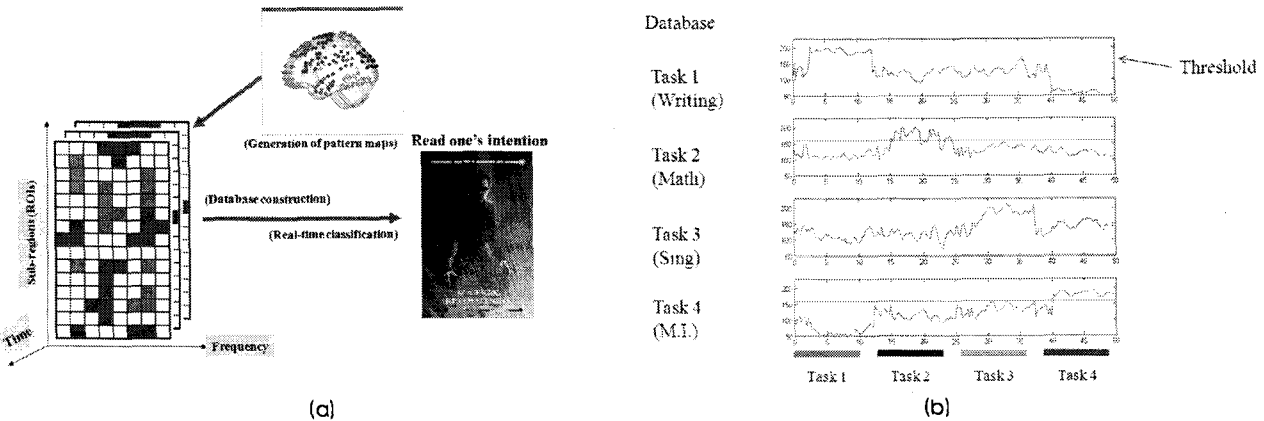


그림 7. 연세대학교에서 개발한 mind-reading 시스템: (a) 시스템의 개념도; (b) 4가지 인지 과제 수행 시 적합도의 변화 [87]
 Fig. 7. A human mind-reading system developed in Yonsei University: (a) Concept of the system; (b) Changes in the fitness values while performing 4 different mental tasks [87]

(6) 뇌파 기반 BCI 분야에서는 일반적인 목적으로 활용할 수 있는 공개 소프트웨어들이 개발되고 있다. 그 대표적인 사례가 BCI2000 프로그램으로써 Neuroscan이나 BrainProduct와 같은 유명 뇌파 측정 기계들과 연동하여 일반 사용자들이 손쉽게 뇌파 기반 BCI에 접근할 수 있는 기회를 제공하고 있다 (다운로드 사이트는 www.bci2000.org). 공개된 생체 신호 처리 MATLAB toolbox인 BioSig (biosig.sourceforge.net)의 경우에도 BCI 연구에 필요한 소프트웨어 라이브러리를 제공하고 있다. BCI를 실제 응용 분야에 적용하기를 희망하는 연구 그룹들은 별도의 자체 BCI 시스템 개발 없이도 위에서 소개한 소프트웨어들을 활용하여 쉽게 시스템을 구현할 수 있다.

VI. 결론

본 논문에서는 뇌파 기반 BCI 기술의 기본적인 개념들과 개략적인 연구 동향에 대해 소개하였다. 뇌파 기반 BCI 기술은 아직도 실용화라는 측면에서 해결해야 할 난제들이 많이 남아 있지만 세계적으로 많은 연구자들이 새로이 동 분야 연구에 뛰어들고 있으며 사회, 경제적인 관심이 크게 증대되고 있음을 고려할 때, 머지않은 미래에 우리 일상 생활에서 흔히 접할 수 있는 기술이 될 수 있을 것으로 기대된다. 뇌파, 뇌자도 신호원 이미징을 주 관심 분야로 연구하던 본 연구실이 뇌파 기반 BCI 분야에 관한 연구를 시작한 지 불과 3년째에 접어들고 있는 시점에 본 리뷰 논문 제의를 수락한 이유 중 하나는 중국(칭화대 연구팀)이나 일본(RIKEN 연구팀, 토호쿠대 연구팀)의 경우에도 이미 뇌파 기반 BCI 분야의 신기술 개발이나 응용 부분에서 세계적인 수준에 도달한 것에 비해 국내의 관련 연구가 활기를 띠지 못하고 있다고 느꼈기 때문이다. 본 논문을 통해 국내의 우수한 의공학자들이 BCI 분야에 대한 관심을 가지고 활발한 연구를 수행하는 계기가 되었기를 기대한다.

참고문헌

- [1] C.J.L. Murray, A.D. Lopez, *The global burden of disease: a comprehensive assessment of mortality and disability from diseases, injuries, and risk factors in 1990 projected to 2020*, Harvard University Press, 1996.
- [2] G.T. Carter, "Rehabilitation management in neuromuscular disease," *J. Neurol. Rehabil.*, vol. 11, pp. 69-80, 1997.
- [3] J.J. Vidal, "Towards direct brain-computer communication," *Annu. Rev. Biophys. Bioeng.*, vol. 2, pp. 157-180, 1973.
- [4] L.R. Hochberg, M.D. Serruya, G.M. Friehs, et al., "Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia," *Nature*, vol. 442, pp. 164-171, 2006.
- [5] S. Musallam, B.D. Corneil, B. Greger, H. Scherberger, and R.A. Andersen, "Cognitive control signals for neural prosthetics," *Science*, vol. 305, pp. 258-268, 2004.
- [6] J.M. Carmena, M.A. Lebedev, R.E. Crist, et al., "Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates," *PLoS Biol.*, vol. 1, E42, 2003.
- [7] E.C. Leuthardt, G. Schalk, J.R. Wolpaw, J.G. Ojemann, and D.W. Moran, "A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans," *J. Neural Eng.*, vol. 1, pp. 63-71, 2004.
- [8] G. Schalk, K.J. Miller, N.R. Anderson, et al., "Two-dimensional movement control using electrocorticographic signals in humans," *J. Neural Eng.*, vol. 5, pp. 75-84, 2008.
- [9] T. Stieglitz, B. Rubehn, C. Henle, S. Kisban, S. Herwik, P. Ruther, and M. Schuettler, "Brain-computer interfaces: an overview of the hardware to record neural signals from the cortex," *Prog. Brain Res.*, vol. 175, pp. 297-315, 2009.
- [10] G. Dornhege, J.R. Millan, T. Hinterberger, D.J. McFarland, and K.R. Muller, *Toward Brain-Computer Interfacing*, The MIT Press, 2007.
- [11] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T.M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, pp. 767-791, 2002.
- [12] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery activates

- primary sensorimotor area in humans," *Neurosci. Lett.*, vol. 239, pp.65-68, 1997.
- [13] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *Proc. IEEE*, vol. 89, pp. 1123-1134, 2001.
- [14] J.J. Daly and J.R. Wolpaw, "Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation," *Lancet Neurol.*, vol. 7, pp. 1032-1043, 2008.
- [15] C. Neuper, R. Scherer, M. Reiner, G. Pfurtscheller, "Imagery of motor actions: differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG," *Cogn. Brain Res.*, vol. 25, pp. 668-677, 2005.
- [16] C.R. Hall and K.A. Kathleen, "Measuring movement imagery abilities: A revision of the Movement Imagery Questionnaire," *J. Mental Imag.*, vol. 21, pp. 143-154, 1997.
- [17] H.J. Hwang, K. Kwon, and C.H. Im, "Neurofeedback-Based Motor Imagery Training for Brain-Computer Interface (BCI)," *J. Neurosci. Meth.*, vol. 179, no. 1, pp. 150-156, 2009.
- [18] T. Wang, J. Deng, and B. He, "Classifying EEG-based motor imagery tasks by means of time-frequency synthesized spatial patterns," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 115, pp. 2744-2753, 2004.
- [19] N.F. Ince, S. Arica, and A. Tewfik, "Classification of single trial motor imagery EEG recordings with subject adapted non-dyadic arbitrary time-frequency tilings," *J. Neural Eng.*, vol. 3, pp. 235-244, 2006.
- [20] B. Kamousi, A.N. Amini, and B. He, "Classification of motor imagery by means of cortical current density estimation and Von Neumann entropy," *J. Neural Eng.*, vol. 4, pp. 17-25, 2007.
- [21] G. Pfurtscheller and T. Solis-Escalante, "Could the beta rebound in the EEG be suitable to realize a "brain switch?" *Clin. Neurophysiol.*, vol. 120, pp. 24-29, 2009.
- [22] G. Pfurtscheller and F.H. Lopes da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 110, pp. 1842-1857, 1999.
- [23] K.H. Kim, J.H. Kim, J. Yoon, K.Y. Jung, "Influence of task difficulty on the features of event-related potential during visual oddball task," *Neurosci. Lett.*, vol. 445, pp. 179-183, 2008.
- [24] E.W. Sellers, A. Kubler, and E. Donchin, "Brain-computer interface research at the University of South Florida Cognitive Psychophysiology Laboratory: the P300 Speller," *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, pp. 221-224, 2006.
- [25] E. Donchin, K.M. Spencer, and R. Wijesinghe, "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface," *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 8, pp. 174-179, 2000.
- [26] H. Serby, E. Yom-Tov, and G.F. Inbar, "An improved P300-based braincomputer interface," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 13, pp. 89-98, 2005.
- [27] A. Lenhardt, M. Kaper, and H.J. Ritter, "An adaptive P300-based online brain-computer interface," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 16, pp. 121-130, 2008.
- [28] M. Middendorff, G. McMillan, G. Calhoun, and K.S. Jones, "Brain-Computer Interfaces Based on the Steady-State Visual-Evoked Response," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 8, pp. 211-214, 2000.
- [29] M. Cheng, X. Gao, S. Gao, and D. Xu, "Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 10, pp. 1181-1186, 2002.
- [30] G. R. Müller-Putz, R. Scherer, C. Brauneis, and G. Pfurtscheller, "Steady-state visual evoked potential (SSVEP)-Based communication: Impact of harmonic frequency components," *J. Neural Eng.*, vol. 2, pp. 123-130, 2005.
- [31] Y. Wang, R. Wang, X. Gao, B. Hong, and S. Gao, "A Practical VEP-Based Brain-Computer Interface," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 14, no. 2, 2006.
- [32] Z. Wu, Y. Lai, Y. Xia, D. Wu, and D. Yao, "Stimulator selection in SSVEP-based BCI," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, pp. 1079-1088, 2008.
- [33] E. E. Sutter, "The brain response interface: Communication through visually-induced electrical brain response," *J. Microcomput. Applicat.*, vol. 15, pp. 31-45, 1992.
- [34] A. Kubler, N. Neumann, J. Kaiser, B. Kotchoubey, T. Hinterberger, and N.P. Birbaumer, "Brain-computer communication: self-regulation of slow cortical potentials for verbal communication," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 82, pp. 1533-1539, 2001.
- [35] N. Birbaumer, A. Kubler, N. Ghanayim, et al., "The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, pp. 190-193, 2000.
- [36] N. Birbaumer, N. Ghanayim, T. Hinterberger, et al., "A spelling device for the paralysed," *Nature* vol. 398, pp. 297-298, 1999.
- [37] J. Perelmouter and N. Birbaumer, "A binary spelling interface with random errors," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, pp. 227-232, 2000.
- [38] F. Nijboer, A. Furdea, I. Gunst, et al., "An auditory brain-computer interface (BCI)," *J Neurosci. Meth.*, vol. 167, pp. 43-50, 2008.
- [39] C. Petitot, L. Collet, and J.D. Durrant, "Auditory steady-state responses (ASSR): effects of modulation and carrier frequencies," *Int. J. Audiol.*, vol. 44, pp. 567-573, 2005.
- [40] P. Desain, J. Farquhar, J. Blankespoor, and S. Gielen, "Detecting spread spectrum pseudo random noise tags in EEG/MEG using a structure-based decomposition," *Proc. 4th Int. BCI Workshop and Training Course*, Graz, Austria, 2008.
- [41] A. Furdea, S. Halder, D.J. Krusienski, D. Bross, F. Nijboer, N. Birbaumer, and A. Jubler, "An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces," *Psychophysiol.*, vol. 46, pp. 617-625, 2009.
- [42] S. Kanoh, K. Miyamoto, and T. Yoshinobu, "A Brain-Computer Interface (BCI) System Based on Auditory Stream Segregation," *Proc. 30th Ann. Int. Conf. IEEE EMBS*, Vancouver, Canada, 2008.
- [43] N.J. Hill, T. N. Lal, K. Bierig, N. Birbaumer, and B. Scholkopf, "An Auditory Paradigm for Brain-Computer Interfaces," *Adv. Neural Infom. Process. Syst.*, vol. 17, pp. 569-576, 2005.
- [44] N.J. Hill et al., "Attentional modulation of auditory event-related potentials in a brain-computer interface," *Proc. 2004 IEEE International workshop on Biomedical Circuits and Systems*, pp. S3.5.INV-17-20, 2004.
- [45] D.W. Kim, H.J. Hwang, J.H. Lim, and C.H. Im, "Classification of selective attention to auditory stimuli with different beat frequencies and directions: a preliminary study," *Proc. TOBI*

- Workshop 2010*, Graz, Austria, 2010 (Journal paper in preparation).
- [46] R.O. Duda, P.E. Hart, and D.G. Stork, *Pattern Classification (2/E)*, Wiley, 2000.
- [47] M. Pregenzer, G. Pfurtscheller, and D. Flotzinger, "Selection of electrode positions for an EEG-based Brain Computer Interface (BCI)," *Biomedizinische Technik*, vol. 39, pp. 264-269, 1994.
- [48] D.J. McFarland, L.M. McCane, S.V. David, and J.R. Wolpaw, "Spatial filter selection for EEG-based communication," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 103, pp. 386-394, 1997.
- [49] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery and direct brain-computer communication," *Proc. IEEE*, vol. 89, pp. 1123-1134, July 2001.
- [50] W. Penny, S. Roberts, and M. Stokes, "Imagined hand movements identified from the EEG mu-rhythm," Dept. Elect. Eng., Imperial College, London, U.K., Tech. Rep., 1998.
- [51] C. Anderson, E. Stolz, and S. Shamsunder, "Discriminating mental tasks using EEG represented by AR models," in *Proc. IEEE Engineering in Medicine and Biology Annu. Conf.*, Sept. 1995.
- [52] A. Schlögl, G. Pfurtscheller, and B. Schack, "Single-trial EEG analysis using an adaptive autoregressive model," in *Proc. 4th Int. Symp. Central Nervous Monitoring*, Sept. 1996.
- [53] E. Curran, P. Sykacek, S. Roberts, W. Penny, M. Stokes, I. Johnsrude, and A. Owen, "Cognitive tasks for driving a brain computer interfacing system: a pilot study," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, pp. 48-54, Mar. 2004.
- [54] S. Roberts, W. Penny, and I. Rezek, "Temporal and spatial complexity measures for EEG-based brain-computer interfacing," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 37, no. 1, pp. 93-99, 1998.
- [55] C. Guger, H. Ramoser, and G. Pfurtscheller, "Real-time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a brain-computer interface," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, pp. 447-456, Dec. 2000.
- [56] N. Yamawaki, C. Wilke, Z. Liu, and B. He, "An enhanced time-frequency approach for motor imagery classification," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, pp. 250-254, 2006.
- [57] E. Gysels and P. Celka, "Phase Synchronization for the Recognition of Mental Tasks in a Brain-Computer Interface," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, pp. 406-415, 2004.
- [58] C. Brunner, R. Scherer, B. Graimann, G. Supp, and G. Pfurtscheller, "Online Control of a Brain-Computer Interface Using Phase Synchronization," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, pp. 2501-2506, 2006.
- [59] Q. Wei, Y. Wang, X. Gao, and S. Gao, "Amplitude and phase coupling measures for feature extraction in an EEG-based brain-computer interface," *J. Neural Eng.*, vol. 4, pp. 120-129, 2007.
- [60] F. Lotte, M. Congedo, A. Lecuyer, F. Lamarche, and B. Arnaldi, "A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces," *J. Neural Eng.*, vol. 4, pp. R1-R13, 2007.
- [61] G.E. Fabiani, D.J. McFarland, J.R. Wolpaw, and G. Pfurtscheller, "Conversion of EEG activity into cursor movement by a brain-computer interface (BCI)," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, pp. 331-338, 2004.
- [62] D.J. Krusienski, E.W. Seller, D.J. McFarland, T.M. Vaughan, and J.R. Wolpaw, "Toward enhanced P300 speller performance," *J. of Neurosci. Meth.*, vol. 167, pp.15-21, 2008.
- [63] S. Inoue, Y. Akiyama, Y. Izumi, and S. Nishijima, "The development of BCI using alpha waves for controlling the robot arm," *Ice Transactions On Communications*, vol. E91B, pp. 2125-2132, 2008.
- [64] A. Sonar, J. Carroll, G. Fulk, C. Wood, and J. Searleman, "Development of a virtual reality-based power wheelchair simulator," *Cyberpsychol.*, vol. 9, pp. 718-719, 2006.
- [65] Q. Liu, X. Zhao, B. Wan, L. Zhao, "Remote control system of an electric car based on the alpha waves in EEG," *Proc. World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA)*, art. no. 1713824, pp. 9416-9420, 2006.
- [66] N. Birbaumer, "Breaking the silence: Brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control," *Psychophysiol.*, vol. 43, pp. 517-532, 2006.
- [67] G. Pfurtscheller, G.R. Müller-Putz, J. Pfurtscheller, and R. Rupp, "EEG-Based Asynchronous BCI Controls Functional Electrical Stimulation in a Tetraplegic Patient," *Eurasip J. Appl. Sig. Process.*, pp. 3152-3155, 2005.
- [68] A. Nijholt, D. Plass-Oude Bos, and B. Reuderink, "Turning shortcomings into challenges: Brain-computer interfaces for games," *Ent. Compt.*, vol. 1, pp. 85-94, 2009.
- [69] N. J. Hill, T. N. Lal, M. Schroder, et al., "Classifying EEG and ECoG Signals without Subject Training for Fast BCI Implementation: Comparison of Non-Paralysed and Completely Paralysed Subjects," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, pp. 183-186, 2006.
- [70] A. Buttfeld, P. W. Ferrez, and J. del R. Mill'an, "Towards a robust BCI: Error potentials and online learning," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, pp. 164-168, 2006.
- [71] J. F. Borisoff, S. G. Mason, and G. E. Birch, "Brain Interface Research for Asynchronous Control Applications," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, pp. 160-163, 2006.
- [72] A. Bashashati, S. mason, R.K. Ward, and G.E. Birch, "An improved asynchronous brain interface: making use of the temporal history of the LF-ASD feature vectors," *J. Neural Eng.*, vol. 3, pp. 87-94, 2006.
- [73] R. Scherer, G.R. Müller, C. Neuper, B. Graimann, and G. Pfurtscheller, "An Asynchronously Controlled EEG-Based Virtual Keyboard: Improvement of the Spelling Rate," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, pp. 979-984, 2004.
- [74] A. Ishikawa, S. Shiomi, S. Kohno, H. Udagawa, S. Tsuneisi, T. Amita, and Y. Mukuta, "NIRSEEGFusion: Implementation fusion software for functional NIRS and EEG data on anatomical MRI data," *NeuroImage*, vol. 47, Suppl. 1, pp. S140, 2009.
- [75] C.H. Im, Z. Liu, N. Zhang, W. Chen, and Bin He, "Functional Cortical Source Imaging from Simultaneously Recorded ERP and fMRI," *J. Neurosci. Meth.*, vol. 157, no. 1, pp. 118-123, 2006.
- [76] G. Pfurtscheller, "The Hybrid BCI," *Proc. BCI Workshop 2009*, Berlin, Germany, 2009.
- [77] D. Huang, P. Lin, D.Y. Fei, X. Chen, and O. Bai, "Decoding human motor activity from EEG single trials for a discrete two-dimensional cursor control," *J. Neural Eng.*, vol. 6, 046005,

- 2009.
- [78] D. Zhang, A. Maye, X. Gao, B. Hong, A.K. Engel, and S. Gao, "An independent brain-computer interface using covert non-spatial visual selective attention," *J. Neural Eng.*, vol. 7, 016010, 2010.
- [79] K. Jerbi, J.P. Lachaux, K. N'Diaye, D. Pantazis, R.M. Leahy, L. Garnero, and S. Baillet, "Neural representation of hand speed in humans revealed by MEG imaging," *Proc. Nat. Acad. Sci. USA* vol. 104, pp. 7676-7681, 2007.
- [80] F. Faradji, R.K. Ward, and G.E. Birch, "Plausibility assessment of a 2-state self-paced mental task-based BCI using the no-control performance analysis," *J. Neurosci. Meth.*, vol. 180, pp. 330-339, 2009.
- [81] L. Qin, L. Ding, and B. He, "Motor imagery classification by means of source analysis for brain-computer interface applications," *J. Neural Eng.*, vol. 1, 135, 2004.
- [82] 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.
- [83] Q. Noirhomme, R.I. Kitney, and B. Macq, "Single-Trial EEG Source Reconstruction for Brain-Computer Interface," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, pp. 1592-1601, 2008.
- [84] M. Congedo, F. Lotte, and A. Lecuyer, "Classification of movement intention by spatially filtered electromagnetic inverse solutions," *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, 1971, 2006.
- [85] R.C. deCharms, "Applications of real-time fMRI," *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 9, pp. 720-729.
- [86] C.H. Im, H.J. Hwang, H. Che, and S. Lee, "An EEG-based Real-time Cortical Rhythmic Activity Monitoring System," *Physiol. Meas.*, vol. 28, pp. 1101-1113, 2007.
- [87] C.H. Im and H.J. Hwang, "EEG-based Real-time Dynamic Neuroimaging," *Proc. 31st Ann. Int. Conf. IEEE EMBS, Minneapolis, USA, 2009* (journal paper in preparation).