



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0128018
(43) 공개일자 2015년11월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/0482 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0054694

(22) 출원일자 2014년05월08일

심사청구일자 2014년05월08일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

민병경

서울특별시 강동구 상암로 325, 1동 301호(상일동, 삼성빌라)

이성환

서울특별시 강남구 언주로30길 13, B-2406(도곡동, 대림아크로빌)

최규완

경기도 고양시 일산서구 현중로 13, 1301동 1702호(탄현동, 삼환아파트)

(74) 대리인

특허법인충현

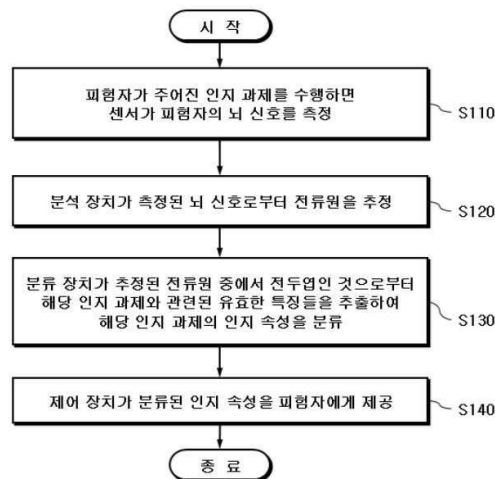
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 방법

(57) 요약

본 발명은 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 방법에 관한 것으로서, 피험자가 인지 과제를 수행하면 센서가 피험자의 뇌 신호를 측정하고, 측정된 뇌 신호로부터 전류원을 추정하여 추정된 전류원 중에서 전두엽인 것으로부터 인지 과제와 관련된 유효한 특징(features)들을 추출하여 인지 과제의 인지 속성을 분류하여 다시 피험자에게 분류된 인지 속성을 제공함으로써 피드백하여 인간의 의도와 BCI 제어 행동이 정확하게 일치할 수 있는 인지 뉴로 피드백 방법을 제공한다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1345191792

부처명 교육과학기술부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 일반연구자지원

연구과제명 뇌전도-초음파 기반의 뇌-뇌 접속 장치 개발 연구

기 여 율 1/2

주관기관 고려대학교 산학협력단

연구기간 2013.09.01 ~ 2014.08.31이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NRF-2012R1A2A1A01005741

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 중견연구자지원

연구과제명 뇌 신호 자동 분석을 통한 차량 운전 및 위험 상황 인지 기술 개발

기 여 율 1/2

주관기관 고려대학교 산학협력단

연구기간 2014.05.01 ~ 2015.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain Computer Interface, BCI) 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백(neuro-feedback) 방법에 있어서,

피험자가 인지 과제를 수행할 때, 센서가 상기 피험자의 뇌 신호를 측정하는 단계;

분석 장치가 상기 측정된 뇌 신호로부터 전류원(source currents)을 추정하는 단계;

분류 장치가 상기 추정된 전류원 중에서 전두엽(frontal cortex)인 것으로부터 상기 인지 과제와 관련된 유효한 특징(features)들을 추출하여 상기 인지 과제의 인지 속성을 분류하는 단계; 및

제어 장치가 상기 분류된 인지 속성을 상기 피험자에게 제공함으로써 피드백하는 단계를 포함하는 인지 뉴로 피드백 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 전두엽은 뇌 브로드만 영역 9, 10, 11 및 46인 것을 특징으로 하는 인지 뉴로 피드백 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 센서가 상기 뇌 신호를 뇌-영상 기법을 통해 비침습적 방법으로 측정하는 것을 특징으로 하는 인지 뉴로 피드백 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 전류원을 추정하는 단계는 상기 뇌 신호로부터 계층적(Hierarchical) 베이지안(Baysian) 방법을 통하여 전류원을 추정하는 것을 특징으로 하는 인지 뉴로 피드백 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 유효한 특징들을 추출하는 단계는 상기 전류원으로부터 스파스 프로빗 분류자(sparse probit classifier)를 이용하여 자동적으로 유효한 특징들을 골라내는 것을 특징으로 하는 인지 뉴로 피드백 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 각 단계를 순차적으로 반복 실시하여 전두엽을 활성화시킴으로써 전두엽 기능을 강화하는 것을 특징으로 하는 인지 뉴로 피드백 방법.

청구항 7

뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 장치에 있어서,

피험자가 인지 과제를 수행하면, 상기 피험자의 뇌 신호를 측정하는 센서부;

상기 측정된 뇌 신호로부터 전류원을 추정하고, 상기 추정된 전류원 중에서 전두엽인 것으로부터 상기 인지 과제와 관련된 유효한 특징들을 추출하여 상기 인지 과제의 인지 속성을 분류하는 처리부; 및

상기 분류된 인지 속성을 상기 피험자에게 제공하는 제어부를 포함하는 인지 뉴로 피드백 장치.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 전두엽은 뇌 브로드만 영역 9, 10, 11, 및 46인 것을 특징으로 하는 인지 뉴로 피드백 장치.

청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 처리부는 상기 뇌 신호로부터 계층적(Hierarchical) 베이지안(Baysian) 방법을 통하여 전류원을 추정하는 것을 특징으로 하는 인지 뉴로 피드백 장치.

청구항 10

제 7 항에 있어서,

상기 처리부는 상기 전류원으로부터 스파스 프로빗 분류자(sparse probit classifier)를 이용하여 자동적으로 유효한 특징들을 골라내는 것을 특징으로 하는 인지 뉴로 피드백 장치.

청구항 11

인지 기능과 관련된 질병의 진단 장치에 있어서,

소정 뇌 신호 측정 방법을 다수의 정상 피험자에게 실시하여 얻은 유효한 특징들을 축적하여 정상 범위를 산출하는 정상 데이터 산출부;

진단 대상 피험자에게 상기 소정 뇌 신호 측정 방법을 실시하여 유효한 특징들을 얻는 진단 대상 데이터 산출부;

상기 진단 대상 데이터 산출부의 유효한 특징들과 상기 정상 데이터 산출부의 정상 범위와 비교하여 상기 진단 대상 피험자의 질병 여부를 판단하는 진단부를 포함하되,

상기 소정 뇌 신호 측정 방법은,

상기 피험자가 인지 과제를 수행하면, 센서가 상기 피험자의 뇌 신호를 측정하고, 상기 측정된 뇌 신호로부터 전류원을 추정하며, 상기 추정된 전류원 중에서 전두엽인 것으로부터 상기 인지 과제와 관련된 유효한 특징들을 추출하는 것을 특징으로 하는 진단 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 인지 기능과 관련된 질병은 아스퍼거 장애(Asperger's syndrome), 주의력결핍 과잉행동장애(ADHD), 치매, 우울증 또는 자폐증(autism) 중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 진단 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반의 인지 뉴로 피드백 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 피험자가 인지 과제를 수행할 때 센서가 전두엽을 중심으로 하는 고차원적인 인지 뇌 신호를 측정하여 측정된 뇌 신호의 전류원을 분석함으로써 인지 과제의 인지 속성을 분류하여 이를 피험자에게 제공하는 피드백 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain-Computer Interface, BCI)는 인간의 뇌를 중심으로 한 중추 신경계가 말초 신경계를 통한 근육의 도움 없이, 컴퓨터나 주변 기기를 직접 제어하며 인간의 의도를 반영해 기기를 움직일 수 있게 하는 기술을 말한다. 뇌의 신호가 컴퓨터를 제어하는 측면에 의미를 두어 BCI라고 할 수 있고, 뇌의 신호가 기계를 제어하는 측면을 부각해서 표현하면 뇌-기계 접속장치(Brain-Machine Interface, BMI)라고 한다.

[0003] BCI에 관한 기술은 1970년대 초반에 '뇌전도(EEG)'를 이용하여 컴퓨터나 전기 기기를 제어하는 시도로 시작되었다. 뇌-기계 접속 장치라는 측면에서, 미소 전극(microelectrode)을 고양이 뇌의 시상(thalamus) 부분 중에서 시각을 일차적으로 담당하는 외측-슬상핵(lateral geniculate nuclei, LGN)에 삽입하여, 직접 그곳으로부터 정밀한 뇌 신호를 추출하여, 시각 영상을 반복적으로 재생하는 연구가 있었다. 이와 같은 침습적(invasive) BCI는 인간에게도 시도되었다. 예를 들어, 사지 마비 환자의 운동 영역 피질에 다량의 미소 전극을 배치한 뒤에 움직임 상상하는 과정에서 해당 뇌 신호를 정밀하게 추출해서 컴퓨터 화면의 커서(cursor)를 움직이게 한 연구가 있었다. 이와 같이 '두개강내-뇌파(electrocorticogram, ECoG)'나 '국소장-전위(local field potential, LFP)'처럼 전극을 두개골 안에 삽입하여 특정 영역의 뇌 신호를 선택적으로 효율적으로 얻을 수 있는 침습적인 BCI 방법이 있다. 다만, 이러한 침습적인 방법은 실생활에서 손쉽게 사용하기 어려우며, 전극 삽입에 따른 생체적응 부작용이나 뇌전증(epilepsy) 유발 등의 가능성으로 인해서 통상적인 BCI 도구로 사용하기는 어렵다.

[0004] 따라서 비침습적인 방법으로 뇌전도(electro encephalo graphy, EEG), 뇌자도(magneto encephalo graphy, MEG) 등의 뇌 영상 기법을 통하여 뇌 신호를 얻어내는 기술이 널리 활용되어, 1차 운동 피질 또는 1차 감각 피질에서 발생하는 뇌 신호를 통계학 방법으로 분석하는 BCI 기술이 일반적이다. 그러나 침습적인 방법에 비하여 측정의 정확도가 떨어지는 문제점이 있고, 1차 운동 피질 또는 1차 감각 피질에서 발생하는 뇌 신호를 이용하는 것은 인간의 고차원적인 의도를 반영하지 못한다는 한계를 가진다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0005] (비특허문헌 0001) Min BK, Marzelli M, Yoo SS, 'Neuroimaging-based approaches in brain-computer interface' Trends in Biotechnology, 28 (11), November 2010, pp. 552-560

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명이 해결하고자 하는 첫 번째 과제는 인간의 의도와 BCI 제어 행동이 정확하게 일치하고, 다양한 고차원의 인간의 의도를 반영할 수 있는 인지 뉴로 피드백 방법을 제공하는 것이다.

[0007] 본 발명이 해결하고자 하는 두 번째 과제는 전두엽(frontal cortex)을 활성화시킴으로써 인지 기능과 관련된 질병을 치료할 수 있는 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 장치를 제공하는 것이다.

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 세 번째 과제는 인지 과제를 수행할 때의 뇌 신호를 측정함으로써 인지 기능과 관련된 질병의 조기 진단 장치를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기 첫 번째 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain Computer Interface, BCI) 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 방법은 피험자가 인지 과제를 수행할 때, 센서가 상기 피험자의 뇌 신호를 측정하는 단계; 분석 장치가 상기 측정된 뇌 신호로부터 전류원(source currents)을 추정하는 단계; 분류 장치가 상기 추정된 전류원 중에서 전두엽(frontal cortex)인 것으로부터 상기 인지 과제와 관련된 유효한 특징(features)들을 추출하여 상기 인지 과제의 인지 속성을 분류하는 단계; 및 제어 장치가 상기 분류된 인지 속성을 상기 피험자에게 제공함으로써 피드백하는 단계를 포함한다.

[0010] 상기된 일 실시예의 상기 전두엽은 뇌 브로드만 영역 9, 10, 11 및 46일 수 있다.

[0011] 상기된 일 실시예의 상기 센서가 상기 뇌 신호를 뇌-영상 기법을 통해 비침습적 방법으로 측정할 수 있다.

[0012] 상기된 일 실시예의 상기 전류원을 추정하는 단계는 상기 뇌 신호로부터 계층적(Hierarchical) 베이저안(Baysian) 방법을 통하여 전류원을 추정할 수 있다.

[0013] 상기된 일 실시예의 상기 유효한 특징들을 추출하는 단계는 상기 전류원으로부터 스파스 프로비트 분류자(sparse probit classifier)를 이용하여 자동적으로 유효한 특징들을 골라내는 것일 수 있다.

[0014] 상기된 일 실시예의 각 단계를 순차적으로 반복 실시하여 전두엽을 활성화시킴으로써 전두엽 기능을 강화할 수

있다.

- [0015] 상기 두 번째 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 장치는 피험자가 인지 과제를 수행하면 상기 피험자의 뇌 신호를 측정하는 센서부; 상기 측정된 뇌 신호로부터 전류원을 추정하고, 상기 추정된 전류원 중에서 전두엽인 것으로부터 상기 인지 과제와 관련된 유효한 특징들을 추출하여 상기 인지 과제의 인지 속성을 분류하는 처리부; 및 상기 분류된 인지 속성을 상기 피험자에게 제공하는 제어부를 포함한다.
- [0016] 상기된 일 실시예의 상기 전두엽은 뇌 브로드만 영역 9, 10, 11, 및 46일 수 있다.
- [0017] 상기된 일 실시예의 상기 처리부는 상기 뇌 신호로부터 계층적 베이저안 방법을 통하여 전류원을 추정할 수 있고, 상기 전류원으로부터 스패스 프로빗 분류자를 이용하여 자동적으로 유효한 특징들을 골라낼 수 있다.
- [0018] 상기 세 번째 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 다른 인지 기능과 관련된 질병의 진단 장치는 소정 뇌 신호 측정 방법을 다수의 정상 피험자에게 실시하여 얻은 유효한 특징들을 축적하여 정상 범위를 산출하는 정상 데이터 산출부; 진단 대상 피험자에게 상기 소정 뇌 신호 측정 방법을 실시하여 유효한 특징들을 얻는 진단 대상 데이터 산출부; 상기 진단 대상 데이터 산출부의 유효한 특징들과 상기 정상 데이터 산출부의 정상 범위와 비교하여 상기 진단 대상 피험자의 질병 여부를 판단하는 진단부를 포함하되, 상기 소정 뇌 신호 측정 방법은, 상기 피험자가 인지 과제를 수행하면 센서가 상기 피험자의 뇌 신호를 측정하고, 상기 측정된 뇌 신호로부터 전류원을 추정하며, 상기 추정된 전류원 중에서 전두엽인 것으로부터 상기 인지 과제와 관련된 유효한 특징들을 추출하는 것일 수 있다.
- [0019] 상기된 일 실시예의 상기 인지 기능과 관련된 질병은 아스퍼거 장애(Asperger's syndrome), 주의력결핍 과잉행동장애(ADHD), 치매, 우울증 또는 자폐증(autism) 중 어느 하나일 수 있다.

발명의 효과

- [0020] 본 발명에 따르면, 인지적 속성이 반영된 전두엽 뇌 신호를 이용함으로써 고차원의 다양한 인간의 의도를 반영할 수 있으며 인간의 의도와 BCI 제어 행동이 정확하게 일치하는 인지 뉴로 피드백 방법을 제공함으로써 기존의 일차 감각 혹은 일차 운동 피질 활동성에만 의존했던 BCI 제어 뇌 신호의 제약점을 극복할 수 있다. 또한, 인지 과제를 수행할 때의 뇌 신호를 측정함으로써 인지 기능과 관련된 질병을 조기에 진단할 수 있는 진단 장치를 제공할 수 있다. 나아가, 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 장치를 반복 실시하여 전두엽을 활성화시킴으로써 인지 기능 향상과 인지 기능과 관련된 질병을 재활 및 치료할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 BCI 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 방법의 순서도이다.
- 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백을 반복 실시하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- 도 3a는 도 1의 인지 뉴로 피드백 방법을 5명의 피험자에게 실시하여 얻은 각 피험자별 유효 특징을 나타내는 전류원 분포 그래프이다.
- 도 3b는 도 3a의 평균값의 전류원 분포를 나타낸 그래프이다.
- 도 3c는 도 3b의 전류원 값을 수치화한 막대 그래프이다.
- 도 4a는 5명의 피험자가 독서할 때의 뇌 신호를 측정하여 얻은 전류원 평균값의 분포 그래프이다.
- 도 4b는 5명의 피험자가 본 발명의 일 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백 방법을 반복 실시할 때의 전류원 평균값의 분포 그래프이다.
- 도 4c는 도 4a의 독서할 때의 전류원 평균값과 도 4b의 인지 뉴로 피드백 방법을 반복 실시할 때의 전류원 평균값을 막대그래프로 나타낸 것이다.
- 도 5는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백 장치 및 그 구성, 피험자, 외부 장치들의 관계를 표현한 개념도이다.
- 도 6a는 8세 ADHD 환자가 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백 장치를 사용한 실험 전반부의 결과 그래프이다.

도 6b는 도 6a의 실험 시작 30분 후의 결과 그림이다.

도 7은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 인지 기능과 관련된 질병의 진단 장치의 구성도이다.

도 8은 도 7의 진단 장치를 6명의 진단 대상 피험자에게 사용한 결과 그림이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시하고자 한다.
- [0023] 뇌 컴퓨터 인터페이스 (BCI)는 사고나 질병에 의하여 팔과 다리를 자유롭게 사용할 수 없는 장애자를 위하여, 뇌파로부터 운동명령을 인지하여 휠체어, 혹은 컴퓨터 커서 등을 제어할 수 있도록 하여 장애자가 보다 자유롭게 가족 혹은 사회와 상호작용할 수 있게 하는 기술을 말한다. 기존의 일반적인 BCI는 운동과 관련이 있는 운동 피질(motor cortex)의 뇌 신호를 입력으로 하거나, 시각이나 청각 등의 일차 감각 피질에서 발생하는 뇌 신호를 통해서, 외부 장치들을 제어한다.
- [0024] 그런데, 인간의 전두엽 (frontal cortex)은 고차원적인 인지 기능과 의도(intention)의 정보를 담고 있다. 예를 들어, 의사 결정, 오류 검출, 갈등 처리, 방향 결정 등의 기능을 반영하고 있다. 일반적으로, 전두엽을 통해 내려진 의사 결정에 따라 운동 피질에서 뇌 신호가 발생하는 것이다.
- [0025] 이와 같은 상황에서, 보다 고차원적인 대뇌 피질 신호인 전두엽 신호를 통해 BCI를 제어하게 되면 좀더 다양하고, 인간의 의도와 BCI 제어 행동이 정확하게 일치될 수 있다. 따라서, 본 발명은 인지적 속성이 반영된 전두엽의 뇌 신호를 입력 신호로 사용하여 외부 장치들을 제어하는 BCI 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 방법을 제안한다. 예를 들면, 사용자가 왼쪽 혹은 오른쪽 방향을 상상하면 이때 발생하는 전두엽의 뇌 신호 정보를 시스템의 입력 신호로 사용하여, 모니터에 표시된 바(bar)를 왼쪽 혹은 오른쪽으로 제어할 수 있다.
- [0026] 이러한 기술적 사상에 기초하여 본 발명은 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain Computer Interface, BCI) 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백(neuro-feedback) 방법에 있어서, 피험자가 인지 과제를 수행하면 센서가 피험자의 뇌 신호를 측정하고, 측정된 뇌 신호로부터 전류원(source currents)을 추정하며 전류원이 전두엽(frontal cortex)인 것으로부터 해당 인지 과제와 관련된 유효한 특징(features)들을 추출함으로써 피험자가 수행한 인지 과제의 인지 속성을 분류하여, 외부 장치를 통해 피험자에게 분류된 인지 속성을 제공함으로써 피드백하는 인지 뉴로 피드백 방법을 제안한다.
- [0027] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 BCI 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 방법의 순서도이다.
- [0028] S110 단계에서, 피험자가 인지 과제를 수행하면 센서가 상기 피험자의 뇌 신호를 측정한다. 예를 들어, 피험자는 외부 장치가 제시하는 상황을 인지하여 피험자의 의도로서 인지 과제인 방향 움직임 상상을 수행하게 될 수 있고, 외부 장치는 모니터가 될 수 있다. 상기 예의 구체적인 실험은 다음과 같이 이뤄질 수 있다.
- [0029] 안구 초점 고정 표시(fixation cross)가 화면 중앙에 나타나게 되면, 피험자가 해당 표시를 2초 동안 응시한다. 그 다음 왼쪽 혹은 오른쪽을 가리키는 화살표(cue)가 화면에 나타나게 되면, 피험자는 4초 동안 방향을 상상한다. 이때 즉, 피험자가 인지 과제를 수행하기 위해 방향 움직임을 상상할 때 발생하는 뇌 신호를 뇌파 센서가 측정한다.
- [0030] 센서는 뇌-영상 기법을 통해 비침습적 방법을 사용하여 뇌 신호를 측정할 수 있다. 예를 들어, 비침습적 방법의 뇌 영상 기법은 뇌전도(electro encephalo graphy, EEG), 뇌자도(magneto encephalo graphy, MEG), 근적외선 분광도(near-infrared spectroscopy, NIRS), 혹은 기능성 자기공명영상기법(functional magnetic resonance imaging, fMRI)등이 될 수 있다. 침습적인 방법은 실생활에서 손쉽게 사용하기 어려우며, 피험자에게 직접 전극을 삽입해야하기 때문에 이에 따른 생체 적응 부작용이나 뇌전증이 유발될 가능성이 있기 때문에 본 발명은 비침습적인 방법을 이용하여 뇌 신호를 측정한다.
- [0031] S120 단계에서, 분석 장치가 상기 측정된 뇌 신호로부터 전류원(source currents)을 추정한다. 전류원이란 뇌 신호를 발생시킨 세부적인 뇌의 영역을 말하고, 측정된 뇌 신호로부터 전류원의 근원 위치 추적 (source localization) 방법으로 전류원을 추정할 수 있다. 보다 상세하게는, 예를 들어 64개 채널의 뇌 신호로부터 뇌 위의 2240개의 전류원을 추정하기 위하여 통계 방법인 계층적(Hierarchical) 베이지안(Baysian) 방법을 적용하는 것이다.

[0032] 실시간으로 얻어지는 뇌 신호를 아래 수학식1을 이용하여 고속으로 전류원을 추정할 수 있다.

수학식 1

$$L(\sum_{\alpha}^{-1}) = \sum_{\alpha}^{-1} \cdot G' \cdot (G \cdot \sum_{\alpha}^{-1} \cdot G' + \beta^{-1} I_M)^{-1},$$

$$J(t) = L(\sum_{\alpha}^{-1}) \cdot E(t)$$

[0033]

[0034] 상기 수학식1은 뇌 신호인 뇌파를 인버스 필터 L(inverse filter L)에 곱함으로써 전류원을 추정한다. 변수의 설명은 다음과 같다.

[0035] E(t)는 측정된 실시간 뇌파를 나타내고, 채널수 X 샘플링 레이트(sampling rate)로 주어진다. J(t)는 추정된 전류원을 나타내며 전류원의 수 X 샘플링 레이트로 주어진다. G는 Sarvas's 방정식으로 얻어지는 리드 필드 행렬(lead field matrix)을 나타낸다. 이러한 G는 전류원과 각 뇌 신호 센서들의 관계를 나타내고, 채널수 X 전류원의 수로 주어진다. I_M은 64 X 64의 항등 행렬이고, G'는 G의 전치 행렬(transposed matrix)이다. β는 얻어진 뇌 신호의 노이즈 값의 역수 값이다.

[0036] 본 발명의 상기 실시예에서 채널 수는 64이고, 샘플링 레이트는 256이며, 전류원의 수는 2,240이 된다.

$$\sum_{\alpha}^{-1} \quad \sum_{\alpha}^{-1} = \text{diag}(\alpha^{-1})$$

[0037] $\sum_{\alpha}^{-1}$ 은 전류원 공분산 행렬(source covariance matrix)을 나타내고

로 계산된다. 여기서, $\alpha^{-1}(2,240 \times 2,240)$ 은 전류원 변수(source current variance)를 나타내는데, 본 발명은 이 변수를 미지수(unknown parameters)로 하여, 전류원 변수에 계층적 우선순위(hierarchical prior)를 도입함으로써 측정된 뇌 신호로부터 전류원을 추정할 수 있다.

[0038] S130 단계에서, 분류 장치가 상기 추정된 전류원 중에서 전두엽(frontal cortex)인 것으로부터 상기 해당 인지 과제와 관련된 유효한 특징(features)들을 추출하여 해당 인지 과제의 인지 속성을 분류한다. 유효한 특징들이란 인지 과제에 따라서 확실히 차이를 보이는 적은 숫자의 특징들을 말하고, 통계적 분류자(classifier)를 사용하여 추출할 수 있다. 소수의 특징들을 골라냄으로써 과적합(overfitting) 문제를 해결할 수 있다. 상기 실험예에서는 특징 인자의 속성은 움직임의 방향이 되고, 유효한 특징들은 왼쪽 방향 상상과 오른쪽 방향 상상을 할 때 확실히 차이를 보이는 적은 숫자의 특징을 말한다.

[0039] 상기 단계는 추정된 2,240 개의 전류원으로부터 해당 인지 과제의 인지 속성을 분류하기 위해 스파스 프로빗 분류자(sparse probit classifier)를 이용하여 자동적으로 유효한 특징들을 골라낼 수 있다. 스파스 프로빗 분류자는 수학 학계에서 고안된 것으로 뇌파 분야에도 활용되고 있는바, 본 발명은 이를 이용하여 해당 인지 과제와 관련된 유효한 특징들을 자동으로 골라낸다. 상기 실험예에서 전체 2,240개의 특징 중에서 약 10개에서 약 20개의 유효한 특징들이 추출되었다. 이렇게 추출된 유효한 특징들로 해당 과제의 인지 속성인 오른쪽 또는 왼쪽 방향 상상을 분류하였다.

[0040] 스파스 프로빗 분류자에 의해 선택된 유효한 특징들은 대부분 전두엽에 위치한다. 특히, 전두엽 중 뇌 브로드만 영역 9, 10, 11, 및 46이 될 수 있다. 브로드만 영역이란 1909년에 코르비니안 브로드만(Korbinian Brodmann)이 대뇌피질을 47개 영역, 대뇌속질을 5개 영역으로 나누어 번호로 붙인 것으로 브로드만의 대뇌피질 지도(cerebral map)로써 뇌 영역을 명명하는 일반적인 지도이다. 본 발명과 관련하여 브로드만 영역 9와 46은 “등외측 전두엽 피질(dorsolateral prefrontal cortex)”에 해당하는 지역으로, 목적 지향 행동, 문맥 정보 처리, 체감각 통합 처리 등의 상위 감각 정보 처리와 운동 제어, 수행 모니터링 등의 중요한 인지 기능을 담당하고, 브로드만 영역 10은 “전두극 피질(frontopolar cortex)”에 해당하고, 이 영역은 브로드만 영역 11과 함께 “안와 전두엽 피질(orbitofrontal cortex)”에 해당하는 지역으로, 계획, 사유, 감정, 의사 결정 등과 관

련된 기능을 담당한다.

- [0041] 이와 같이 뇌 브로드만 영역 9, 10, 11 및 46은 전두엽 중에서도 특히 전전두엽(prefrontal cortex)에 위치하는 것으로 본 발명은 전두엽으로부터 유효한 특징들을 골라낼 때 전전두엽을 가장 중점적으로 활용하게 된다. 주어진 인지 과제에 따라서 유효한 특징들이 달라지며 그에 따라서 뇌의 전류원 영역도 상이해지기 때문에 전전두엽을 포함하는 전두엽을 중심으로 고차원적인 인지 뇌 신호를 측정하여, 측정된 뇌 신호의 전류원을 분석함으로써 인지 뉴로 피드백 방법에 활용하는 것이다.
- [0042] 따라서 고차원적인 인지 뇌 신호를 이용하고자, 다양한 인지 과제에 따라서 추정된 전두엽을 분석하여 전두엽 특히 전전두엽에 해당하는 것으로부터 유효한 특징들을 추출한다. 상기 실험예에서는 방향 상상의 인지 과제를 수행하면서 뇌 브로드만 영역 9, 10 11의 전류원으로부터 유효한 특징들을 추출하였다.
- [0043] S140 단계에서는, 제어 장치가 상기 분류된 인지 속성을 상기 피험자에게 제공함으로써 피드백한다. 제어 장치는 컴퓨터의 모니터와 같은 외부 장치를 통해 피험자에게 오른쪽 움직임 혹은 왼쪽 움직임과 같은 인지 속성을 제공할 수 있다. 시각적인 방법이 일반적이지만, 외부 장치에 따라서 다양한 방법으로 피험자에게 결과를 제공할 수 있음은 당연하다.
- [0044] 본 발명의 실험예에서는 모니터를 통해 시각적으로 화면의 바(bar)를 분류한 방향으로 이동시킴으로써 피험자에게 결과를 제공하며, 이와 같은 단계는 충분히 짧은 시간 내에 이루어져 피험자가 방향 상상을 실시하는 동안 다시 화면의 바 피드백을 보면서 자신이 상상을 맞게 하고 있는지 아닌지를 파악하게 할 수 있다. 본 발명의 실험예에서는 4초 동안 방향을 상상하는 동안 다시 화면을 통해서 방향 분류의 피드백을 받을 수 있었다.
- [0045] 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백을 반복 실시하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다. 도 1의 인지 뉴로 피드백 방법의 모든 각 단계를 순차적으로 반복 실시하여 전두엽을 활성화시킴으로써 전두엽 기능을 강화할 수 있다.
- [0046] S210 단계 내지 S240 단계는 각각 S110 단계 내지 S140 단계와 순차적으로 대응되며, S250 단계에서, 미리 설정해 놓은 횟수만큼 순차적으로 상기 단계들을 실시하도록 실시 횟수와 설정 횟수를 비교한다. 설정 횟수는 임의의 값으로 전두엽 기능의 현재 상태와 목표 상태를 비교함으로써 실시자가 결정할 수 있다.
- [0047] 도 3a는 도 1의 인지 뉴로 피드백 방법을 5명의 피험자에게 실시하여 얻은 각 피험자별 유효 특징들을 나타내는 전류원 분포 그림이다. 단위는 Am/mm^2 이고, 그림에는 색의 정도로 표시하였다. 도 3b는 도 3a에 대하여 평균값을 구하여 전류원 분포를 나타낸 그림이다. 또한, 도 3c는 도 3b의 전류원 값을 수치화한 막대 그래프이다. 그래프에서 에러바는 ± 1 표준편차이고, 확률(p)와 관련하여 **는 $p < 0.01$ 을 의미한다. 전전두엽 영역(prefrontal cortex), 브로드만 9, 10, 및 11 영역(BA 9,10,11)과 기타 영역(other areas)를 표시하였다.
- [0048] 보통 독서를 할 때 인간의 전두엽이 활성화되는데, 상기된 다른 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백을 반복 실시하는 방법이 독서를 할 때와 비교하여 어느 정도 전두엽을 활성화시킬 수 있는지 비교하여 실험한 예를 소개한다. 도 4a는 5명의 피험자가 독서할 때의 뇌 신호를 측정하여 얻은 전류원 평균값의 분포 그림이다. 상세하게 설명하면, 5명의 피험자가 교양 철학 서적을 읽는 동안 센서가 약 35분 동안 뇌 신호를 측정하여 얻은 전류원 평균값의 분포 그림인 것이다. 독서할 때 측정된 뇌 신호에 본 발명의 일 실시예와 동일하게 계층적 베이지안 방법을 적용하여 전류원을 추정하였다. 이와 비교하기 위하여 동일한 5명의 피험자가 도 2의 인지 뉴로 피드백 방법을 설정 횟수를 210으로 설정하고, 실시 횟수가 30개가 될 때마다 휴식을 취하여 총 35분 동안 실험하였다. 도 4b는 이러한 실험의 결과를 나타낸 것으로 본 발명의 상기된 다른 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백 방법을 반복 실시할 때의 전류원 평균값의 분포 그림이다.
- [0049] 도 4c는 도 4a의 독서할 때의 전류원 평균값과 도 4b의 인지 뉴로 피드백 방법을 반복 실시할 때의 전류원 평균값을 막대 그래프로 나타낸 것이다. 그래프의 에러바는 ± 1 표준편차이고, 확률(p)와 관련하여 **는 $p < 0.01$ 을 의미한다.
- [0050] 비교를 명확히 하기 위해 도 4c를 참조하면, 피험자가 독서를 할 때는 전전두엽(prefrontal cortex)과 후두엽(occipital cortex)이 활성화되었고, 본 발명의 상기 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백 방법을 실시할 때는 전전두엽이 활성화된 것을 확인할 수 있다. 특히, 전전두엽 부분 중 브로드만 영역 9, 10 및 11이 강하게 활성화되었다. 그러므로 본 발명의 상기 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백 방법이 독서를 할 때와 마찬가지로 전전두엽 기능이 활성화시키는 것을 확인할 수 있다. 수치적으로 독서를 할 때보다 본 발명의 일 실시예에 따른 뉴로 피드백 방법을 반복 실시하였을 때 더욱 활성화되기 때문에 전전두엽 기능이 감퇴된 경우 상기된 일 실시예가 치

료의 역할을 할 수도 있을 것이다.

- [0051] 도 5는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백 장치(20) 및 그 구성, 피험자(10), 외부 장치(30)와의 관계를 표현한 개념도이다.
- [0052] 인지 뉴로 피드백 장치(20)는 센서부(21), 처리부(22), 및 제어부(23)을 포함할 수 있다.
- [0053] 피험자(10)는 사람으로서, 인지 뉴로 피드백 장치(20)을 통해 BCI 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백을 실시하는 주체가 된다.
- [0054] 인지 뉴로 피드백 장치(20)는 도 1의 인지 뉴로 피드백 방법과 동일한 기술적 사상을 장치적인 측면에서 표현한 것으로 장치의 각 구성요소는 인지 뉴로 피드백 방법의 각 단계와 대응된다. 설명의 편의를 위해 여기서는 도 1의 각 단계와의 대응관계를 중심으로 각 장치의 개요만을 요약하며, 중복되는 구체적인 설명은 생략하도록 한다.
- [0055] 센서부(21)은 도 1의 S110 단계와 대응되며, 피험자의 뇌에 외부적으로 부착되어 뇌 신호를 측정할 수 있다. 본 발명이 속하는 기술분야의 보통의 기술자는 구현 환경에 맞게 센서를 구비할 수 있으며 본 발명의 실험예에서는 64개의 채널을 가지는 센서를 통해 뇌 신호를 입력 받았다.
- [0056] 처리부(22)는 도 1의 S120 단계 및 S130 단계를 포함하는 것과 대응된다. 처리부는 측정된 뇌 신호로부터 전류원을 추정할 수 있고, 측정된 전류원 중에서 전두엽인 것으로부터 해당 인지 과제와 관련된 유효한 특징들을 추출하여, 해당 인지 과제의 인지 속성을 분류할 수 있다. 특히, 전두엽은 뇌 브로드만 영역 9, 10, 11, 및 46일 수 있다.
- [0057] 상기된 실시예에서 전류원을 추정하기 위하여 계층적 베이지안 방법을 이용할 수 있으며, 추정된 전류원으로부터 스파스 프로빗 분류자를 이용하여 해당 인지 과제와 관련된 유효한 특징들을 자동으로 골라낼 수 있다. 이와 관련된 구체적인 하드웨어 구현은 구현 환경에 따라 각 논리 과정이 구분되거나 결합될 수 있을 것이다.
- [0058] 제어부(23)는 도 1의 S140 단계와 대응되며, 외부 장치(30)를 제어함으로써 분류된 인지 속성, 예를 들어 움직임의 방향 등을 시각적인 방법으로 제공할 수 있을 것이다.
- [0059] 외부 장치(30)는 최근 디스플레이 기기의 발달로 컴퓨터의 화면과 같은 시각적인 장치뿐만 아니라, 움직이거나 소리를 낼 수 있는 다양한 기기를 활용할 수도 있을 것이다. 따라서, 피험자(10)가 수행한 인지 과제에 따른 인지 속성(예, 상상한 방향)에 대한 정보를 어떠한 형태로든 다시 제공받을 수 있다면 외부 장치(30)는 실시하는 환경에서 어떠한 형태로든 구현이 가능할 것이다.
- [0060] 상기된 실시예의 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 기반의 인지 뉴로 피드백 장치(20)를 활용하면, 전두엽 기능이 감퇴된 치매 환자 등에 장기적으로 적용하여 뉴로 피드백 치료적 효과도 유발할 수 있다. 주의력 결핍 과잉행동 장애(ADHD)는 인지 기능과 관련된 질병 중 하나이다. ADHD 질병을 가진 8세 남자 아이에게 본 발명의 상기된 실시예에 따른 인지 뉴로 피드백 장치를 사용한 실험을 하였다.
- [0061] 도 6a는 상기 실험 전반부의 결과를 나타낸다. 도 6a를 참조하면, 브로드만 영역 9, 10 및 11이 활성화되지 않고, 이 부분에 문제가 있음을 알 수 있다. 도 6b는 실험이 시작된 30분 후의 후반부 결과를 나타낸다. 도 6b를 참조하면 인지 뉴로 피드백 장치의 반복 실시를 통해 브로드만 영역 9, 10 및 11이 활성화되었음을 확인할 수 있었다. 실험을 실시한 소년의 경우 연령이 낮아 뇌의 가소성(brain plasticity)이 뛰어나기 때문에 본 발명의 상기 실시예에 따른 피드백의 효과가 확연하게 드러날 수 있었다. 따라서, 인지 기능이 감퇴된 질병을 가진 환자에게 본 발명의 상기된 실시예를 적용하면 치료 장치로써 기능을 할 수 있다.
- [0062] 도 7는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 인지 기능과 관련된 질병의 진단 장치(70)의 구성도이다. 진단 장치(70)는 정상 데이터 산출부(71), 진단 대상 데이터 산출부(72), 진단부(73)을 포함한다. 인지 기능과 관련된 질병은 신경과적 혹은 정신과적 질병으로 구체적으로 치매, 우울증 등이 될 수 있다.
- [0063] 정상 데이터 산출부(71)는 소정 뇌 신호 측정 방법을 다수의 정상 피험자에게 실시하여 얻은 유효한 특징들을 축적하여 정상 범위를 산출한다. 통계적인 방법으로 신뢰도에 따라 정상 범위 값을 산출할 수 있으며, 이러한 유효한 특징들의 정상 범위 값은 별도의 저장부(74)를 통해 저장하고, 갱신될 수 있다. 미리 산출된 정상 범위 값이 저장되어 있다면, 정상 데이터 산출부(71)는 갱신하는 경우를 제외하고, 저장된 값을 읽어옴으로써 매 실시마다 정상 범위 값을 산출하는 것을 대신할 수 있을 것이다.
- [0064] 진단 대상 데이터 산출부(72)는 진단 대상 피험자에게 소정 뇌 신호 측정 방법을 실시하여 유효한 특징들을 얻

는다.

[0065] 진단부(73)는 진단 대상 데이터 산출부(72)의 유효한 특징들과 정상 데이터 산출부(71)의 정상 범위와 비교하여 진단 대상 피험자의 질병 여부를 판단한다.

[0066] 상기된 실시예의 소정 뇌 신호 측정 방법은, 피험자가 인지 과제를 수행하면 센서가 상기 피험자의 뇌 신호를 측정하고, 상기 측정된 뇌 신호로부터 전류원을 추정하며, 상기 추정된 전류원 중에서 전두엽인 것으로부터 해당 인지 과제와 관련된 유효한 특징들을 추출하는 것이다. 따라서 진단부(73)가 비교하는 유효한 특징들은 특별히 전류원이 전두엽인 것으로부터 추출된 것을 중심으로 하고, 전체 유효한 특징들 중에서 해당 인지 과제에 따라서 확실히 차이를 보이는 적은 숫자의 특징들을 말한다.

[0067] 도 8은 도 7의 진단 장치를 6명의 진단 대상 피험자에게 사용한 결과 그림이다. 막대 그래프의 에러바는 ± 1 표준편차이다. 전두엽에 문제가 있는 질병은 아스퍼거 장애(Asperger's syndrome), 주의력결핍 과잉행동장애(ADHD), 치매, 우울증 또는 자폐증(autism) 등의 신경과적 혹은 정신과적 질병이다. 도 8을 참조하면, 6명의 진단 대상 피험자 모두 전두엽 부분에 비정상적인 질병을 가진 환자임을 확인할 수 있다.

[0068] 정상인 10명에게 도 7의 진단 장치를 사용하여 얻은 전류원 평균값은 표 1과 같다.

표 1

영역	전류원 (mA/mm ²)
기타(other area)	2.45×10^{-9}
전전두엽(prefrontal cortex)	6.4194×10^{-9}
BA 9, 10, 11	8.1039×10^{-9}
BA 9	6.2431×10^{-9}
BA 10	1.2235×10^{-9}
BA 11	6.9753×10^{-9}

[0070] 정상인의 경우 기타 영역에 비해 뇌 브로드만 영역 9, 10, 11을 나타내는 BA 9, 10, 11의 평균값과 각 개별적인 전류원의 값이 월등히 높음을 알 수 있다.

[0071] 반면에 도 8을 참조하면, 전두엽 질환자인 피험자 1의 경우 기타 영역의 추정된 전류원의 평균값은 2.3091×10^{-9} 인데, 전두엽에서 핵심이 되는 BA 9,10,11 (2.0504×10^{-9}), BA 9 (2.0324×10^{-9}), BA 10 (1.8469×10^{-9}), BA 11 (2.1637×10^{-9}) 값들이 정상인의 해당 영역 값보다 비정상적으로 작다. 피험자 2의 경우에도 마찬가지로, 기타 영역 (8.4653×10^{-9}) 보다 BA 9 (2.1270×10^{-9})와 BA 10 (3.6165×10^{-9})이 현저히 낮다. 이 경우는 해당 부분이 손상된 것으로, 전두엽의 기능에 손상에 온 것으로 추정된다. 이것을 본 발명의 일 실시예인 인지 뉴로 피드백 장치를 사용하여 전두엽 전체를 반복하여 활성화시킬 경우, 이 손상 부분과 그 주변 영역이 활성화되면서 이 손상 부분에 자극을 주어, 전두엽 기능이 향상될 수 있다. 피험자 3은 기타 영역 (3.4881×10^{-9})보다 BA 9 (1.6643×10^{-9})가 역시 비정상적으로 현저히 낮다. 피험자 4는 기타 영역 (4.8170×10^{-9})보다 BA 11 (4.7017×10^{-9})가 역시 비정상적으로 현저히 낮다. 피험자 5는 기타 영역 (4.1386×10^{-9})보다 BA 11 (3.6978×10^{-9})가 역시 비정상적으로 낮다. 피험자 6은 기타 영역 (1.8172×10^{-9})보다 BA 10 (1.1170×10^{-9})가 역시 비정상적으로 낮다. 전반적으로, 기타 영역과 BA9,10,11, BA9, BA10, BA11의 비율이 0.9 이하로 나오면 전두엽에 이상이 있는 것으로 판단할 수 있다. 따라서 본 발명의 상기된 실시예의 인지 기능과 관련된 질병의 진단 장치에서 정상 데이터 산출부는 기타 영역과 BA9/10/11, BA9, BA10, BA11의 비율이 0.9 초과인 것을 정상 범위로 산출할 수 있다.

[0072] 이와 같이 정상인과 전두엽에 문제가 있는 환자군을 구별할 수 있어, 상기된 실시예에 따른 진단 장치는 전두엽 기능과 관련된 질병을 진단할 수 있다.

[0073] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시예 및 도면에 의해 설명되

었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기 실시예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상적인 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.

[0074] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

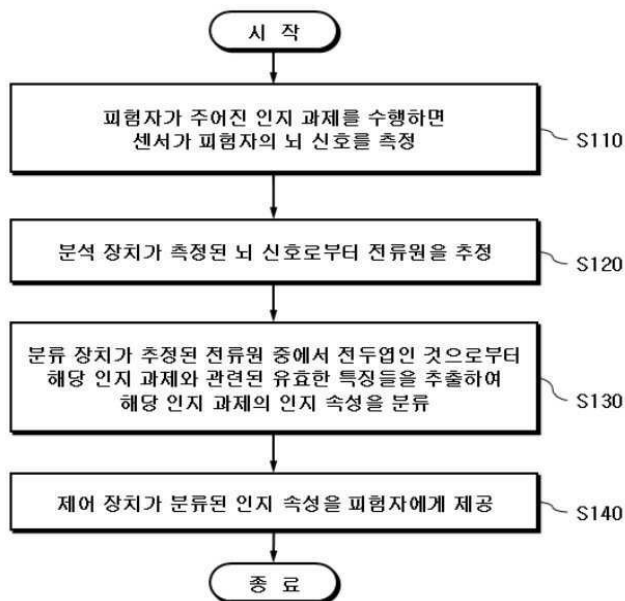
부호의 설명

[0075]

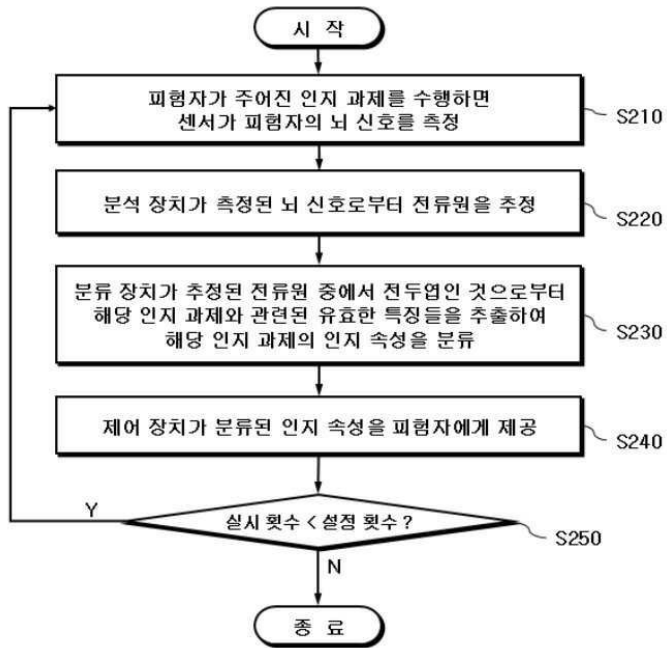
10 : 피험자
20 : 인지 뉴로 피드백 장치 21 : 센서부
22 : 처리부 23 : 제어부
30 : 외부 장치
70 : 진단 장치 71 : 정상 데이터 산출부
72 : 진단 대상 데이터 산출부 73 : 진단부

도면

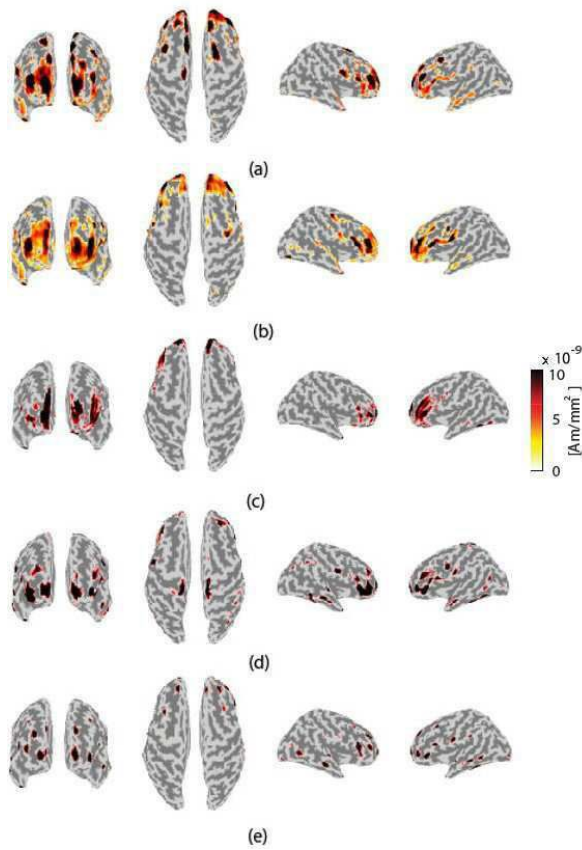
도면1



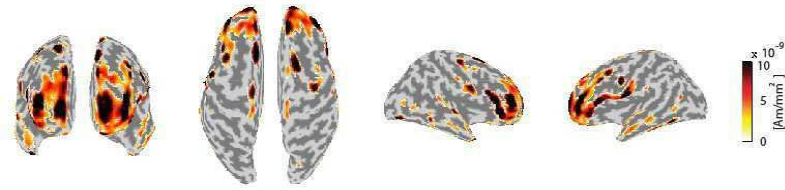
도면2



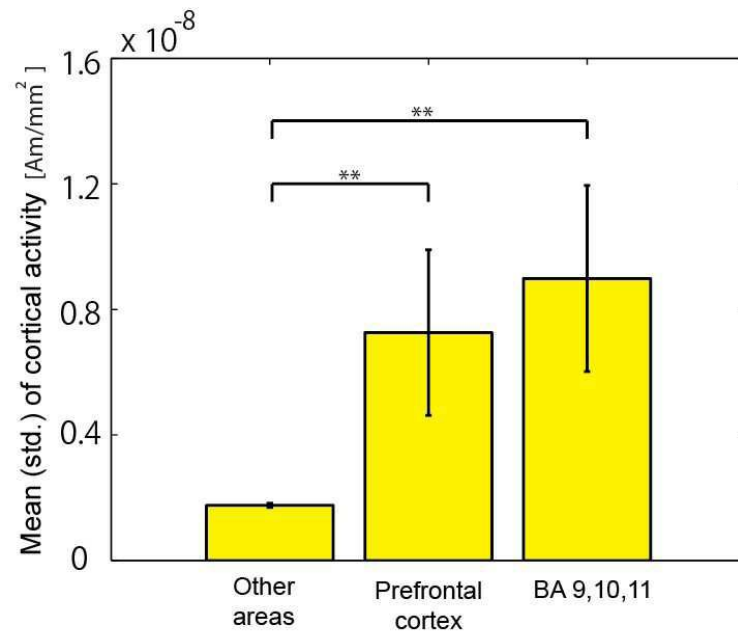
도면3a



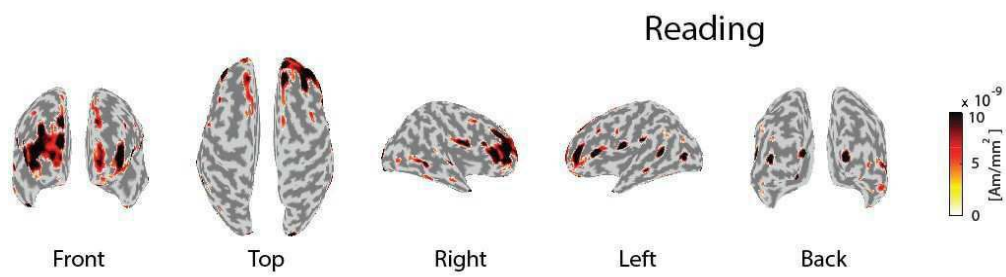
도면3b



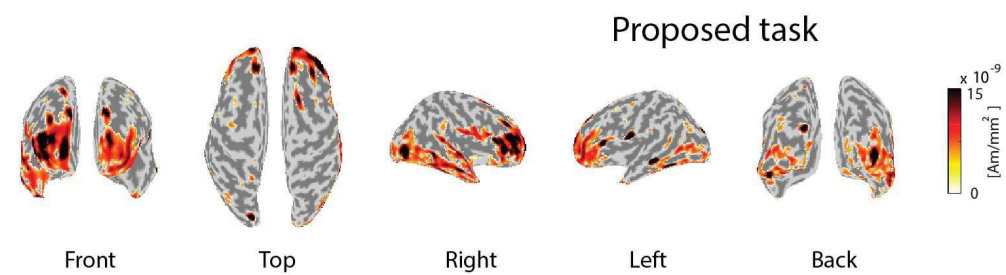
도면3c



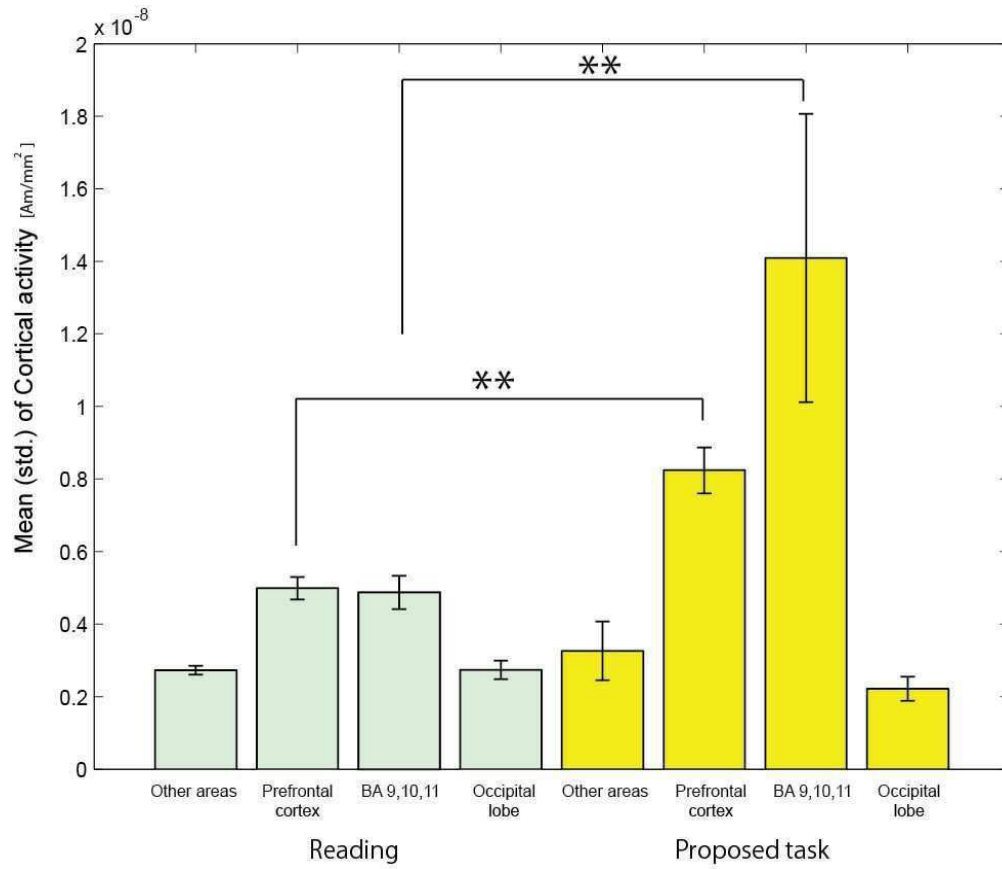
도면4a



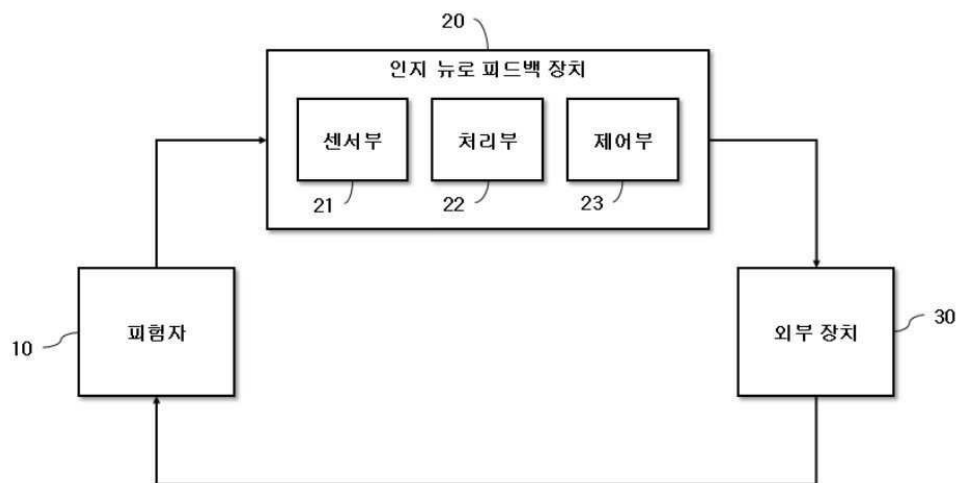
도면4b



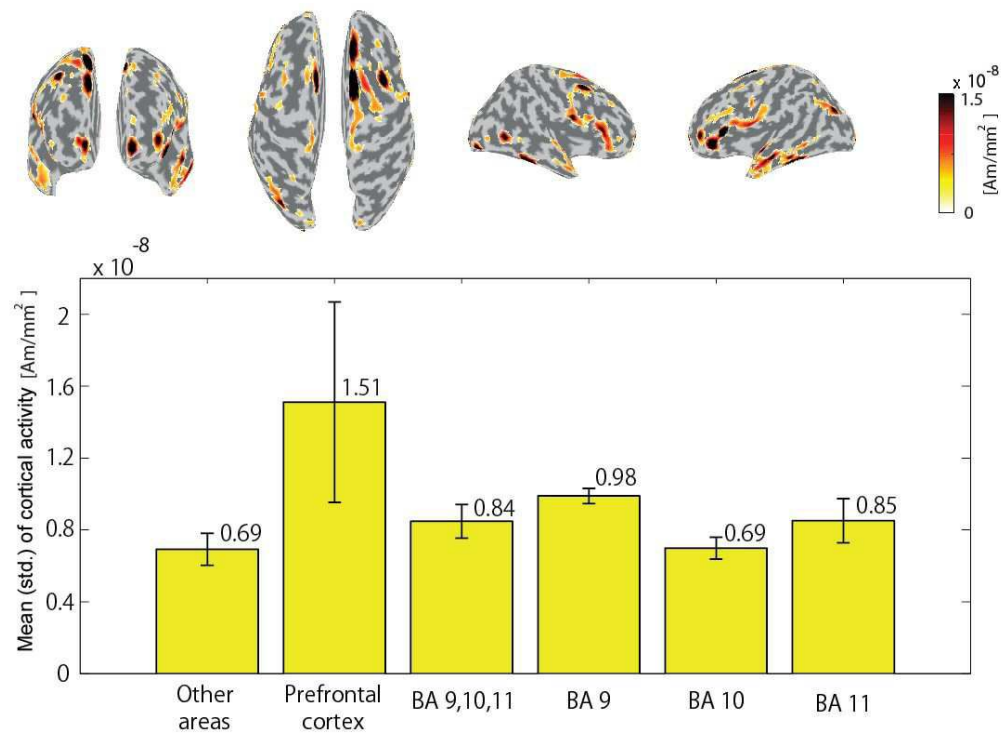
도면4c



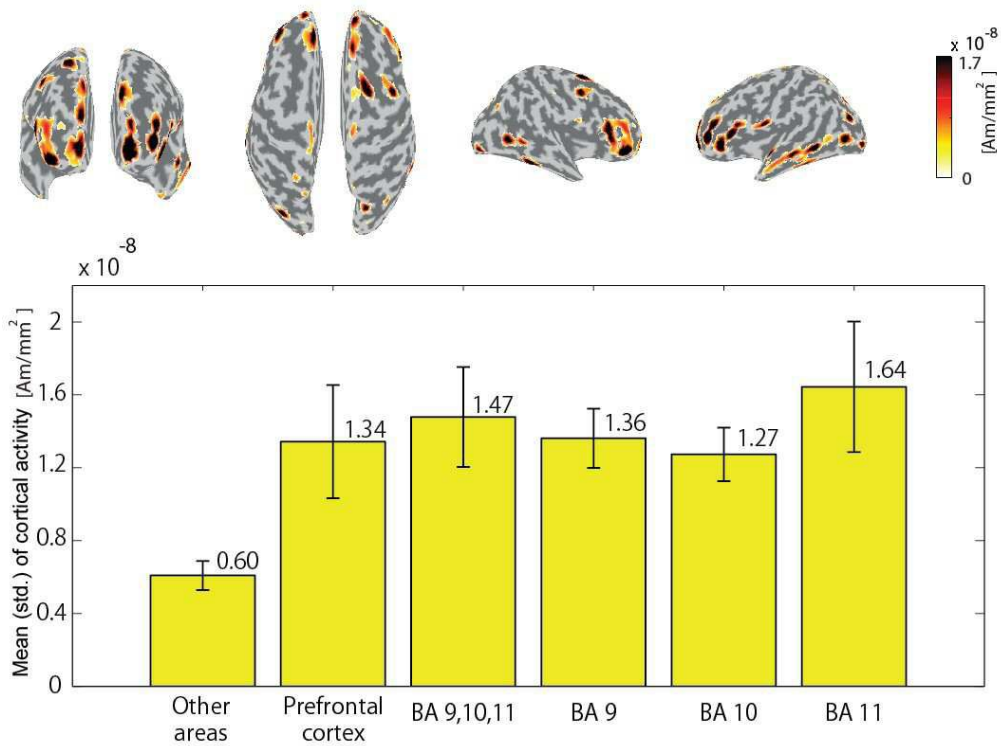
도면5



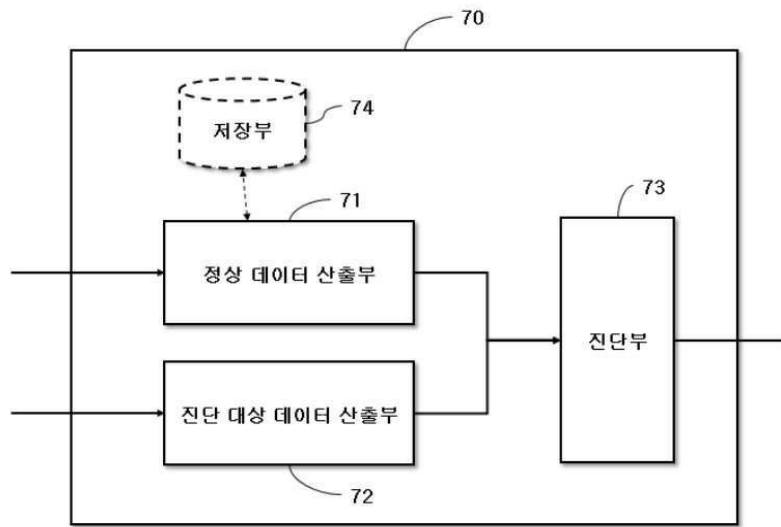
도면6a



도면6b



도면7



도면8

