(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년10월24일
(11) 등록번호 10-1668298
(24) 등록일자 2016년10월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0484 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/04845 (2013.01)
A61B 5/0476 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0070294
(22) 출원일자 2015년05월20일
심사청구일자 2015년05월20일
(56) 선행기술조사문헌
JP06261873 A
JP2011189081 A
JP2011251058 A
US5755230 A

(73) 특허권자
한국과학기술연구원
서울특별시 성북구 화랑로14길 5 (하월곡동)
(72) 발명자
황은진
서울특별시 성북구 화랑로 14길 5
최지현
서울특별시 성북구 화랑로 14길 5
(74) 대리인
김영철, 김 순 영

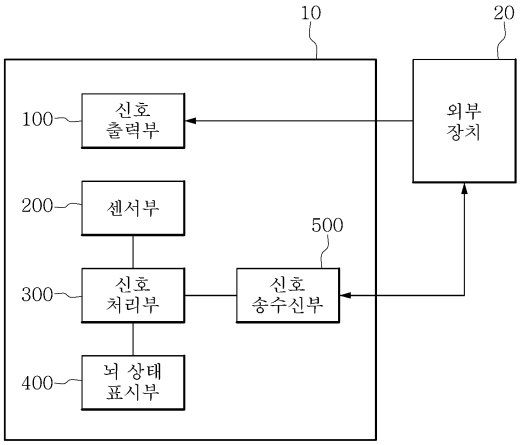
전체 청구항 수 : 총 9 항 심사관 : 최성수

(54) 발명의 명칭 **청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기 및 방법**

(57) 요 약

청성 지속 자극을 인가하기 위한 소리 자극 신호를 출력하는 신호 출력부, 전전두엽 뇌파를 측정하는 제1 전극, 측두엽 뇌파를 측정하는 제2 전극, 상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태를 판단하는 신호 처리부 및 상기 신호 처리부에 의해 판단된 뇌 상태를 시각적으로 표시하는 뇌 상태 표시부를 포함하는, 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 5/0478 (2013.01)
A61B 5/6831 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711014782
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 글로벌프론티어사업
연구과제명 인체 촉감 생성을 위한 다차원 뇌 활동지도 및 자극 프로토콜 개발
기 여 율 1/1
주관기관 한국과학기술연구원
연구기간 2014.09.01 ~ 2015.08.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

청성 지속 자극을 인가하기 위한 소리 자극 신호를 출력하는 신호 출력부;

전전두엽 뇌파를 측정하는 제1 전극;

측두엽 뇌파를 측정하는 제2 전극;

상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태를 판단하는 신호 처리부; 및

상기 신호 처리부에 의해 판단된 뇌 상태를 시각적으로 표시하는 뇌 상태 표시부를 포함하되,

상기 신호 처리부는

상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태 지표를 계산하고,

상기 뇌 상태 지표를 미리 정해진 참조 뇌 상태 지표와 비교하여 뇌 상태를 판단하고,

상기 뇌 상태 지표는

상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파 각각의 파워;

상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파 간의 동기화 정도; 및

상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파의 소리 자극 신호에 대한 동기화 정도를 포함하고,

상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파 간의 동기화 정도(PSI), 상기 전전두엽 뇌파와 상기 소리 자극 신호에 대한 동기화 정도(PSI), 또는 상기 측두엽 뇌파와 상기 소리 자극 신호에 대한 동기화 정도(PSI)는

$$PSI = \frac{1}{N}\left|\sum_{n=1}^{N} e^{i\Delta\phi}\right|$$

에 의하여 계산될 수 있고, 여기서 N은 신호의 길이(샘플 수)이고, ΔØ는 동기화되는 두 개의 신호 간의 위상 차이인 것을 특징으로 하는, 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 소리 자극 신호는

진폭 변조된 소리 신호이며, 10-50 Hz 사이의 주파수 범위를 갖는 것을 특징으로 하는 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제1 전극은 FPz 부위와 AFz 부위 사이에 배치되며,

상기 제2 전극은 C5 부위에 배치되고,

상기 FPz 부위, AFz 부위 및 C5 부위는 국제 10-20 시스템에 따른 전극 배치 부위인 것을 특징으로 하는 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기.

청구항 4

제1항에 있어서,

접지를 위한 접지 전극; 및

상기 제1 전극 및 상기 제2 전극에서 측정되는 뇌파 신호들의 기준이 되는 기준 뇌파 신호를 측정하는 기준 전극을 더 포함하며,

상기 접지 전극은 국제 10-20 시스템의 FP1 부위에 배치되고,

상기 기준 전극은 귓바퀴 뒤편 아래 방향의 꼭지돌기(mastoid) 부위에 배치되는 것을 특징으로 하는 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기.

청구항 5

제4항에 있어서,

이마로부터 머리 둘레 방향을 따라 연장되는 밴드 형태의 밴드부; 및

상기 밴드부로부터 귀 뒤쪽 방향으로 연장되는 연장부를 더 포함하고,

상기 제1 전극, 상기 제2 전극, 상기 접지 전극, 상기 신호 처리부 및 상기 뇌 상태 표시부는 상기 밴드부에 배치되며,

상기 기준 전극은 상기 연장부에 배치되는 것을 특징으로 하는 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기.

청구항 6

삭제

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 뇌 상태 표시부는

상기 판단된 뇌 상태에 기초하여 광을 발생하는 적어도 하나의 광원, 상기 판단된 뇌 상태에 기초하여 영상을 표시하는 디스플레이 장치, 또는 상기 판단된 뇌 상태에 기초하여 형태가 변화하는 악세서리 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기.

청구항 8

소리 자극 신호를 출력하여 대상체에게 청성 지속 자극을 인가하는 단계;

전전두엽 뇌파 및 측두엽 뇌파를 측정하는 단계;

상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태를 판단하는 단계; 및

판단된 뇌 상태를 시각적으로 표시하는 단계를 포함하되,

상기 뇌 상태를 판단하는 단계는

상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태 지표를 계산하는 단계; 및

계산된 뇌 상태 지표를 미리 정해진 참조 뇌 상태 지표와 비교하여 뇌 상태를 판단하는 단계를 포함하고,

상기 뇌 상태 지표를 계산하는 단계는

상기 전전두엽 뇌파의 파워 및 상기 측두엽 뇌파의 파워를 계산하는 단계;

상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파 간의 동기화 정도를 계산하는 단계; 및

상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파의 소리 자극 신호에 대한 동기화 정도를 계산하는 단계를 포함하고,

상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파 간의 동기화 정도(PSI), 상기 전전두엽 뇌파와 상기 소리 자극 신호에 대한 동기화 정도(PSI), 또는 상기 측두엽 뇌파와 상기 소리 자극 신호에 대한 동기화 정도(PSI)는

$$PSI = \frac{1}{N}\left|\sum_{n=1}^{N} e^{i\Delta\emptyset}\right|$$

에 의하여 계산될 수 있고, 여기서 N은 신호의 길이(샘플 수)이고, $\Delta\emptyset$는 동기화되는 두 개의 신호 간의 위상 차이인 것을 특징으로 하는, 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시 방법.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 소리 자극 신호는

진폭 변조된 소리 신호이며, 10-50 Hz 사이의 주파수 범위를 갖는 것을 특징으로 하는 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시 방법.

청구항 10

제8항에 있어서,

상기 전전두엽 뇌파는 FPz 부위와 AFz 부위 사이에서 측정되고,

상기 측두엽 뇌파는 C5 부위에서 측정되며,

상기 FPz 부위, AFz 부위 및 C5 부위는 국제 10-20 시스템에 따른 전극 배치 부위인 것을 특징으로 하는 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시 방법.

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기 및 뇌 상태 표시 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 청성 지속 자극에 대한 뇌파의 변화에 기초하여 뇌 상태를 구분하고 시각적으로 제시할 수 있는 뇌 상태 표시기 및 뇌 상태 표시 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 뇌파 중 40 Hz 대역의 감마 뇌파 진동은 뇌 신경활동의 통합 기전으로 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있으며, 뇌 영역 간 감마 진동의 동기화는 선택적 주의력, 수행기억, 지각작용 등 다양한 뇌 인지기능에 영향을 준다.

[0003] 감마 뇌파 진동은 자발적으로 발생할 수도 있으나 시각적 또는 청각적 지속 자극(steady-state stimulation)을 통해서도 유발될 수 있다. 선행 연구에 따르면, 조현병 환자(schizophrenic patient)의 경우 40 Hz 로 제시되는 청성 지속 자극(auditory steady state stimulation; ASSS)에 대한 뇌 반응이 정상군에 비해 현저히 낮으며, 이는 뇌 인지 기능에 큰 역할을 하는 것으로 알려진 감마 뇌파 진동의 생성 기작에 기능적인 문제가 있기 때문인 것으로 추측되고 있다. 나아가, 정상인의 경우에도 주의집중 정도에 따라 청성 지속 반응의 크기가 달라지는 것이 보고된 바 있어, 청성 지속 반응에 기반한 뇌 상태 표시기의 이론적 근거가 된다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0004] (비특허문헌 0001) Kwon JS, O'Donnell BF, Wallenstein GV, Greene RW, Hirayasu Y, Nestor PG, Hasselmo ME, Potts GF, Shenton ME, McCarley RW. Gamma frequency-range abnormalities to auditory stimulation in schizophrenia. Arch Gen Psychiatry. 1999;56:1001-1005.

(비특허문헌 0002) Skosnik PD, Krishnan GP, O'Donnell BF. The effect of selective attention on the gamma-band auditory steady-state response, Neurosci Lett. 2007;420(3):223-8

(비특허문헌 0003) Ross B1, Picton TW, Herdman AT, Pantev C. The effect of attention on the auditory steady-state response. Neurol Clin Neurophysiol. 2004 Nov 30;2004:22.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 이에, 본 발명의 기술적 과제는 이러한 점에서 착안된 것으로 본 발명의 목적은 청성 지속 반응을 이용하여 뇌 상태를 구분하고 시각적으로 제시할 수 있는, 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기 및 뇌 상태 표시 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0006] 상기한 본 발명의 목적을 실현하기 위한 일 실시예에 따른, 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기는 청성 지속 자극을 인가하기 위한 소리 자극 신호를 출력하는 신호 출력부, 전전두엽 뇌파를 측정하는 제1 전극, 측두엽 뇌파를 측정하는 제2 전극, 상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태를 판단하는 신호 처리부 및 상기 신호 처리부에 의해 판단된 뇌 상태를 시각적으로 표시하는 뇌 상태 표시부를 포함한다.

[0007] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 소리 자극 신호는 진폭 변조된 소리 신호이며, 10-50 Hz 사이의 주파수 범위를 가질 수 있다.

[0008] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 전극은 FPz 부위와 AFz 부위 사이에 배치될 수 있으며, 상기 제2 전극은 C5 부위에 배치될 수 있고, 상기 FPz 부위, AFz 부위 및 C5 부위는 국제 10-20 시스템에 따른 전극 배치 부위일 수 있다.

[0009] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 접지를 위한 접지 전극 및 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극에서 측정되는 뇌파 신호들의 기준이 되는 기준 뇌파 신호를 측정하는 기준 전극을 더 포함할 수 있으며, 상기 접지 전극은 국제 10-20 시스템의 FP1 부위에 배치될 수 있고, 상기 기준 전극은 귓바퀴 뒤편 아래 방향의 꼭지돌기(mastoid) 부위에 배치될 수 있다.

[0010] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 이마로부터 머리 둘레 방향을 따라 연장되는 밴드 형태의 밴드부 및 상기 밴드부로부터 귀 뒤쪽 방향으로 연장되는 연장부를 더 포함할 수 있고, 상기 제1 전극, 상기 제2 전극, 상기 접지 전극, 상기 신호 처리부 및 상기 뇌 상태 표시부는 상기 밴드부에 배치될 수 있으며, 상기 기준 전극은 상기 연장부에 배치될 수 있다.

[0011] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 신호 처리부는 상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태 지표를 계산할 수 있고, 상기 뇌 상태 지표를 미리 정해진 참조 뇌 상태 지표와 비교하여 뇌 상태를 판단할 수 있다.

[0012] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 뇌 상태 표시부는 상기 판단된 뇌 상태에 기초하여 광을 발생하는 적어도 하나의 광원, 상기 판단된 뇌 상태에 기초하여 영상을 표시하는 디스플레이 장치, 또는 상기 판단된 뇌 상태에 기초하여 형태가 변화하는 악세서리 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0013] 상기한 본 발명의 목적을 실현하기 위한 일 실시예에 따른 뇌 상태 표시 방법은 소리 자극 신호를 출력하여 대상체에게 청성 지속 자극을 인가하는 단계, 전전두엽 뇌파 및 측두엽 뇌파를 측정하는 단계, 상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태를 판단하는 단계 및 판단된 뇌 상태를 시각적으로 표시하는 단계를 포함한다.

[0014] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 소리 자극 신호는 진폭 변조된 소리 신호이며, 10-50 Hz 사이의 주파수 범위를 가질 수 있다.

[0015] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 전전두엽 뇌파는 FPz 부위와 AFz 부위 사이에서 측정될 수 있고, 상기 측두엽 뇌파는 C5 부위에서 측정될 수 있으며, 상기 FPz 부위, AFz 부위 및 C5 부위는 국제 10-20 시스템에 따른 전극 배치 부위일 수 있다.

[0016] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 뇌 상태를 판단하는 단계는 상기 소리 자극 신호, 상기 전전두엽 뇌파 및 상기 측두엽 뇌파에 기초하여 뇌 상태 지표를 계산하는 단계 및 계산된 뇌 상태 지표를 미리 정해진 참조 뇌 상태 지표와 비교하여 뇌 상태를 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

[0017] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 뇌 상태 지표를 계산하는 단계는 전전두엽 뇌파의 파워 및 측두엽 뇌파의 파워를 계산하는 단계, 전전두엽 뇌파 및 측두엽 뇌파 간의 동기화 정도를 계산하는 단계 및 전전두엽 뇌파 및 측두엽 뇌파의 소리 자극 신호에 대한 동기화 정도를 계산하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0018] 이와 같은 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기 및 방법에 따르면, 청성 지속 반응을 이용하여 뇌 상태를 구분하여 시각적으로 표시할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른, 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기의 블록도이다.

도 2는 도 1의 센서부를 나타내는 블록도이다.

도 3은 도 1의 센서부의 전극들의 부착 위치를 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 헤어밴드 형태로 구현된 뇌 상태 표시기의 개념도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하, 첨부한 도면들을 참조하여, 본 발명을 보다 상세하게 설명하고자 한다.

[0021] 동일하게 반복적으로 인가되는 청성 지속 자극(auditory steady state stimulation; ASSS)에 대해서, 각성의 정도에 따라서 뇌의 전두엽이 자극에 반응하는 뇌파 진폭 및 전두엽-측두엽 간의 연결성이 달라지는 것이 관찰된다. 또한, ASSS가 인가되는 동안 비동기적으로 함께 인가되는 뇌 자극으로 인해서 ASSS에 대한 뇌파의 동기화 정도가 변화하며, 이러한 변화가 뇌 상태에 따라서 달라지는 것이 관찰된다. 본 발명은 위와 같이 뇌 상태에 따라 ASSS에 대한 반응이 달라지는 것에 기초한다.

[0022] 본 발명에 따른, 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기는 청성 지속 반응(auditory steady state response; ASSR)을 이용하여 뇌 상태를 시각적으로 표시할 수 있다. 일 실시예에서, 뇌 상태 표시기는 ASSS에 의해 ASSR이 유도된 사람 또는 동물 대상체의 뇌파를 기초로 대상체의 뇌 상태를 적어도 두 가지 이상의 상이한 상태(예를 들어, 집중 상태와 이완 상태)로 구분하고, 구분된 상태를 시각적으로 표시할 수 있다. 여기서, ASSR이란 인가된 ASSS에 대응하여 뇌파가 동기화 되는 반응을 의미한다.

[0023] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른, 청성 지속 반응을 이용한 뇌 상태 표시기의 블록도이다. 도 2는 도 1의 센서부를 나타내는 블록도이다. 도 3은 도 1의 센서부의 전극들의 부착 위치를 설명하기 위한 도면이다.

[0024] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌 상태 표시기(10)는 신호 출력부(100), 센서부(200), 신호 처리부(300) 및 뇌 상태 표시부(400) 를 포함한다.

[0025] 신호 출력부(100)는 ASSS 제시부로서, 대상체에게 ASSS를 인가하기 위한 소리 자극 신호를 출력하도록 구성될 수 있다. 신호 출력부(100)는 신호 출력부(100)에 의해 인가되는 소리 자극 신호의 종류에 따라 적절한 신호 발생 수단을 포함할 수 있다.

[0026] 일 실시예에서 신호 출력부(100)에 의한 소리 자극 신호는 10-50 Hz 사이의 주파수 범위를 갖는 진폭 변조(amplitude modulation; AM)된 소리 신호일 수 있다. 구체적으로, 40 Hz 인근의 주파수를 갖는 소리 자극 신호를 이용하는 경우, 대상체의 뇌 상태를 보다 정확하게 구분할 수 있다. 바람직한 실시 예에서, 소리 자극 신호는 짧은 시간 동안 일시적으로 인가되는 진단형 40 Hz AM 자극 신호일 수 있다.

[0027] 신호 출력부(100)에 의해 인가되는 ASSS는 실험 등에 의해 결정된 ASSS 프로토콜에 따라 제시될 수 있다. 예를 들어, 신호 출력부(100)는 소리 자극 신호를 700 ms 동안 인가하고 500 ms 동안 소리 자극 신호의 인가를 중단하는 것을 반복할 수 있다. 소리 자극 신호의 펄스 폭은 10 ms일 수 있으며, 소리 자극 신호의 세기는 65-80 dB일 수 있다. 소리 자극은 연속적으로 5분 이상 인가하거나, 장시간의 간격을 두고 간헐적으로 인가(예를 들어, 소리 자극 신호를 2분 동안 인가하고 1시간 동안 소리 자극 신호의 인가를 중단)할 수도 있다.

[0028] 신호 출력부(100)는 대상체가 착용할 수 있는, 일반적인 형태의 이어폰, 골전도 이어폰, 헤드폰 등과 같은 이어 유닛을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않으며 대상체에게 소리 신호를 인가할 수 있는 어떤 종류의 이어 유닛 또는 스피커라도 포함할 수 있다. 신호 출력부(100)는 외부 장치(20)로부터 소리 신호를 입력 받을 수 있다.

예를 들어, 신호 출력부(100)는 외부 장치(20)와 유선으로 연결된 유선 이어 유닛 또는 유선 스피커일 수 있으며, 이와는 달리 신호 출력부(100)는 외부 장치(20)와 무선으로 연결된 무선 이어 유닛 또는 무선 스피커일 수 있다. 예를 들어, 신호 출력부(100)는 자체적인 무선 통신 모듈을 갖고, 이를 통해 외부 장치(20)와 무선으로 연결될 수 있거나, 신호 출력부(100)는 신호 송수신부(500)를 통해 외부 장치(20)와 무선으로 연결될 수 있다.

[0029] 센서부(200)는 대상체의 뇌파 신호를 측정하도록 구성될 수 있다. 센서부(200)는 뇌파 신호를 검출하기 위한 제1 전극(210), 제2 전극(220), 접지 전극(230), 및 기준 전극(240)을 포함할 수 있다.

[0030] 제1 전극(210), 제2 전극(220), 접지 전극(230), 및 기준 전극(240)은 도 2에 도시되어 있는 전극 배치에 관한 국제 10-20 시스템(10-20 system)에 따라서 배치될 수 있다. 일 실시예에서, 제1 전극(210)은 전전두엽(prefrontal) 중심선 상에서 FPz 와 AFz 사이에 배치될 수 있다. 제2 전극(220)은 측두엽(temporal) 좌측 C5 부위에 또는 C5 부위에 인접하게 배치될 수 있다. 접지 전극(230)은 FP1 부위에 또는 FP1 부위에 인접하게 배치될 수 있다. 기준 전극(240)은 귓바퀴 뒤편 아래 방향의 꼭지돌기(mastoid) 부위에 또는 꼭지돌기 부위에 인접하게 배치될 수 있다.

[0031] 제1 전극(210)은 FPz 부위와 AFz 부위 사이에 배치되어 전전두엽(prefrontal)의 뇌파 신호를 측정할 수 있다. 제2 전극(220)은 C5 부위에 배치되어 측두엽(temporal)의 뇌파 신호를 측정할 수 있다. 접지 전극(230)은 뇌파 측정 전극들의 접지(ground)를 위한 전극일 수 있다. 기준 전극(240)은 제1 전극(210) 및 제2 전극(220)에서 측정된 뇌파 신호들의 기준이 되는 기준 뇌파 신호를 측정할 수 있다.

[0032] 신호 처리부(300)는 제1 전극(210)에 의해 측정된 전전두엽의 뇌파 신호, 제2 전극에 의해 측정된 측두엽의 뇌파 신호, 기준 전극(240)에 의해 측정된 기준 뇌파 신호, 및 신호 출력부(100)에 의해 출력된 소리 자극 신호에 기초하여 대상체의 뇌 상태를 판단할 수 있다.

[0033] 신호 처리부(300)는 제1 전극(210)에 의해 측정된 전전두엽의 뇌파 신호, 제2 전극에 의해 측정된 측두엽의 뇌파 신호 및 기준 전극(240)에 의해 측정된 기준 뇌파 신호를 기초로 전전두엽 뇌파 및 측두엽 뇌파를 검출할 수 있다.

[0034] 다음으로, 신호 처리부(300)는 전전두엽 뇌파, 측두엽 뇌파 및 신호 출력부(100)에 의해 출력되는 소리 자극 신호에 기초하여 뇌 상태를 나타내는 뇌 상태 지표를 계산할 수 있다. 일 실시예에서, 뇌 상태 지표는 전전두엽 뇌파 및 측두엽 뇌파 각각의 파워(power), 뇌파 간의 동기화 정도(phase synchronization index; PSI) 및 자극에 대한 뇌파의 동기화 정도(PSI)를 포함할 수 있다. 여기서, 파워라는 용어는 뇌파의 주파수 성분 별 크기를 의미한다.

[0035] 전전두엽 뇌파와 측두엽 뇌파 간의 동기화 정도(phase synchronization index; PSI), 전전두엽 뇌파와 소리 자극 신호 간의 동기화 정도(PSI), 및 측두엽 뇌파와 소리 자극 신호 간의 동기화 정도(PSI)를 포함할 수 있다.

[0036] 전전두엽 뇌파의 파워 및 측두엽 뇌파의 파워는 수식 1에 의해 각각 계산될 수 있다.

[0037] [수식 1]

[0038] $$P_k = |X_k|^2, \quad X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi kn/N}$$

[0039] 여기서, k는 주파수이고, P_k는 주파수 k 성분을 가지는 뇌파의 크기(파워)이고, x_n은 뇌파이며, N은 뇌파 x_n의 길이(즉, 샘플 수)이다.

[0040] 뇌파 간의 동기화 정도로서 전전두엽 뇌파와 측두엽 뇌파 간의 동기화 정도가 계산될 수 있으며, 자극에 대한 뇌파의 동기화 정도로서 전전두엽 뇌파와 소리 자극 신호 간의 동기화 정도, 및 측두엽 뇌파와 소리자극 신호 간의 동기화 정도가 계산될 수 있다. 각각의 동기화 정도는 수식 2에 의해 계산될 수 있다.

[0041] [수식 2]

[0042] $$PSI = \frac{1}{N}\left|\sum_{n=1}^{N} e^{i\Delta\emptyset}\right|$$

[0043] 여기서, PSI는 동기화 정도이며, N은 신호의 길이(즉, 샘플 수) 이고, $\Delta\emptyset$는 두 개의 신호들 간의 위상 차이(phase difference) 이다. 전전두엽 뇌파와 측두엽 뇌파 간의 동기화 정도를 계산하는 경우, $\Delta\emptyset$는 전전두엽 뇌파와 측두엽 뇌파 간의 위상 차이일 수 있다. 전전두엽 뇌파와 소리 자극 신호 간의 동기화 정도를 계산하는 경우, $\Delta\emptyset$는 전전두엽 뇌파와 소리 자극 신호 간의 위상 차이일 수 있다. 측두엽 뇌파와 소리자극 신호 간의

동기화 정도를 계산하는 경우, ΔØ는 측두엽 뇌파와 소리자극 신호 간의 위상 차이일 수 있다.

[0044] 다음으로, 신호 처리부(300)는 계산된 뇌 상태 지표를 참조 뇌 상태 지표와 비교하여 대상체의 뇌 상태를 판단할 수 있다.

[0045] 참조 뇌 상태 지표는 20명 이상의 건강한 성인을 대상으로부터 계산된 제1 통계치 또는 대상체로부터 계산된 제2 통계치를 포함할 수 있다.

[0046] 제1 통계치는 이완 상태에 있는 대조군, 예를 들어 20명 이상의 건강한 성인으로부터 수집된 뇌 신호로부터 계산된 파워 및 동기화 정도의 통계치일 수 있다. 예를 들어, 제1 통계치는 신호 처리부(300)를 이용한 대조군의 뇌 상태 지표들의 통계치일 수 있다.

[0047] 제2 통계치는 이완 상태에 있는 대상체로부터 수집된 뇌 신호로부터 계산된 파워 및 동기화 정도의 통계치일 수 있다. 예를 들어, 제2 통계치는 대상체가 본 발명에 따른 뇌 상태 표시기를 사용하기 전에 편안한 상태에서 1시간 내지 2시간 동안 시착용을 하는 동안 수집된 뇌 상태 지표를 바탕으로 개인화될 수 있다. 이와는 달리 개인화된 제2 통계치를 생성하기 위하여 다양한 상태(집중, 이완, 흥분 등)에서 수집된 뇌 상태 지표를 바탕으로 개인화될 수 도 있다.

[0048] 따라서, 신호 처리부(300)는 뇌 상태 지표를 제1 통계치와 비교하여 대상체가 참조 상태에서 얼마만큼 벗어나 있는 상태인지를 판단할 수 있으며, 집중, 이완, 흥분 등의 다양한 상태에 대응되는 뇌 상태 지표는 실험을 통해 미리 결정될 수 있다. 또한, 신호 처리부(300)는 뇌 상태 지표를 제2 통계치와 비교하여 대상체가 현재 집중 상태, 이완 상태 또는 흥분 상태 등에 있는지를 판단할 수 있다.

[0049] 뇌 상태 표시부(400)는 신호 처리부(300)에 의해 판단된 뇌 상태에 기초하여 대상체의 현재 뇌 상태를 시각적으로 표시할 수 있다. 뇌 상태를 시각적으로 표시하기 위하여 뇌 상태 표시부(400)는 다양한 형태의 표시기를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 뇌 상태 표시부(400)는 광을 발생하는 적어도 하나의 광원, 예를 들어, 발광 다이오드(light emitting diode; LED) 램프를 포함하고, 판단된 뇌 상태에 기초하여 광원의 깜빡임 또는 광원의 색 변화를 통해 대상체의 뇌 상태를 표시할 수 있다. 다른 실시예에서, 뇌 상태 표시부(400)는 예를 들어, 액정 표시(liquid crystal display; LCD) 패널 또는 유기 발광 표시(organic light emitting display; OLED) 패널 등과 같은, 영상을 표시하는 디스플레이 장치를 포함할 수 있으며, 디스플레이 장치를 이용하여 판단된 뇌 상태를 표시할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 뇌 상태 표시부(400)는 물리적으로 형태가 변화하도록 구성된 악세서리를 포함할 수 있으며, 악세서리의 형태 변화를 통해 뇌 상태를 표시할 수 있다.

[0050] 뇌 상태 표시기(10)는 신호 송수신부(500)를 더 포함할 수 있다. 신호 송수신부(500)는 외부 장치(20)과 무선 또는 유선으로 연결 되어 신호 처리부(300)에서 계산된 뇌 상태 지표 또는 판단된 뇌 상태를 외부 장치(20)로 전송할 수 있다. 이 경우, 외부 장치(20)는 전송된 뇌 상태 지표 또는 뇌 상태를 외부 장치(20)와 연결된 디스플레이 장치를 통해 표시할 수 있다.

[0051] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 헤어밴드 형태로 구현된 뇌 상태 표시기의 개념도이다.

[0052] 도 1 내지 도 4를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌 상태 표시 장치는 센서부(200), 신호 처리부(300), 뇌 상태 표시부(400) 및 신호 송수신부(500)가 배치되는 밴드부(600) 및 연장부(700)를 포함할 수 있다.

[0053] 밴드부(600)는 대상체의 이마로부터 머리 둘레 방향을 따라 연장되는 밴드 형태일 수 있고, 연장부(700)는 밴드부로부터 귀 뒤쪽 방향으로 연장되는 형태일 수 있다.

[0054] 신호 출력부(100)는 대상체의 귀체 위치할 수 있으며, 연장부(700)와 분리되어 있을 수 있다. 이와는 달리, 신호 출력부(100)는 연장부(700)와 결합되어 있을 수 있다.

[0055] 제1 전극(210)은 대상체가 뇌 상태 표시기(10)를 착용하는 경우 대상체의 전전두엽(prefrontal) 중심선 상에서 FPz 와 AFz 사이에 배치될 수 있도록 밴드부(600) 상에 배치될 수 있다.

[0056] 제2 전극(220)은 대상체가 뇌 상태 표시기(10)를 착용하는 경우 C5 부위에 배치될 수 있도록 밴드부(600) 또는 연장부(700) 상에 배치될 수 있다.

[0057] 접지 전극(230)은 대상체가 뇌 상태 표시기(10)를 착용하는 경우 FP1 부위에 배치될 수 있도록 밴드부(600) 상에 배치될 수 있다.

[0058] 기준 전극(240)은 대상체가 뇌 상태 표시기(10)를 착용하는 경우 귓바퀴 뒤편 아래 방향의 꼭지돌기 부위에 배

치될 수 있도록 연장부(700) 상에 배치될 수 있다.

[0059] 뇌 상태 표시부(400)는 대상체가 뇌 상태 표시기(10)를 착용하는 경우 전면 방향을 향하도록 밴드부(600) 상에 배치될 수 있다. 도 4에 도시된 실시예에 따른 뇌 상태 표시부(400)는 LED 램프를 포함하며, LED 램프의 깜빡임 또는 LED 램프의 색 변화를 통해 뇌 상태를 구분하여 시각적으로 표시할 수 있다.

[0060] 신호 처리부(300) 및 신호 송수신부(500)는 밴드부(600) 상에 배치될 수 있다. 일 실시예에서, 신호 처리부(300) 및 신호 송수신부(500)는 밴드부(600)와 연장부(700)가 결합되는 부위에 배치될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, 신호 처리부(300) 및 신호 송수신부(500)의 위치는 설계에 따라 변경될 수 있다.

[0061] 일 실시예에서, 외부 장치(20)는 신호 처리부(300)에서 계산된 뇌 상태 지표 또는 뇌 상태를 신호 송수신부(500)를 통해 전달 받을 수 있다. 외부 장치(20)는 센서부(200)에서 측정된 뇌 신호들을 신호 송수신부(500)를 통해 전달받을 수도 있다. 외부 장치(20)는 전달 받은 뇌 상태 지표, 뇌 상태 및 뇌 신호들을 기초로 대상체의 뇌 상태를 표시할 수 있다.

[0062] 다른 실시예에서, 뇌 상태 표시기(10)는 밴드부(600) 및 연장부(700)를 포함하지 않을 수 있으며, 제1 전극(210), 제2 전극(220), 접지 전극(230), 및 기준 전극(240)은 머리에 직접 부착되는 전극의 형태일 수 있다. 이와는 달리, 뇌 상태 표시기(10)는 대상체의 머리에 착용 가능한 헤드 마운트의 형태일 수 있으며, 이 경우, 제1 전극(210), 제2 전극(220), 접지 전극(230), 및 기준 전극(240)의 위치를 대상체에 따라 조절할 수 있도록 구성될 수 있다.

[0063] 이상에서 살펴본 본 발명은 도면에 도시된 실시예들을 참고로 하여 설명하였으나 이는 예시적인 것에 불과하며 당해 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 시시예의 변형이 가능하다는 점을 이해할 것이다. 그러나, 이와 같은 변형은 본 발명의 기술적 보호 범위 내에 있다고 보아야 한다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

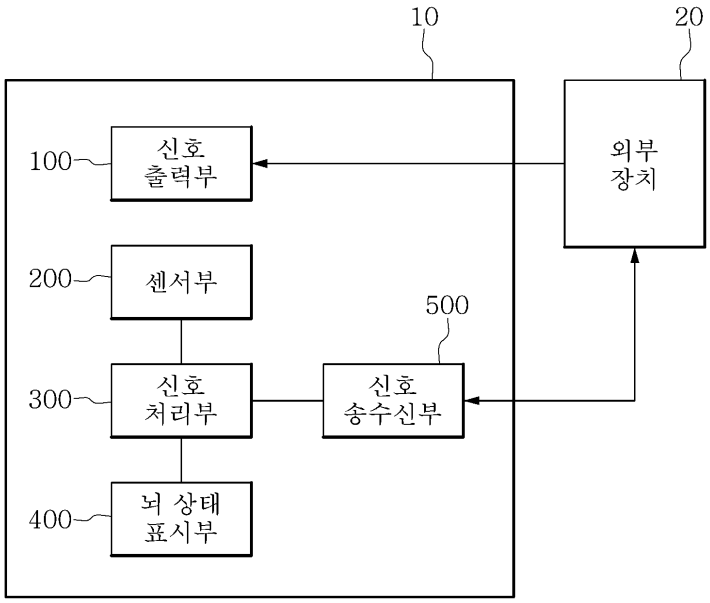
부호의 설명

[0064]

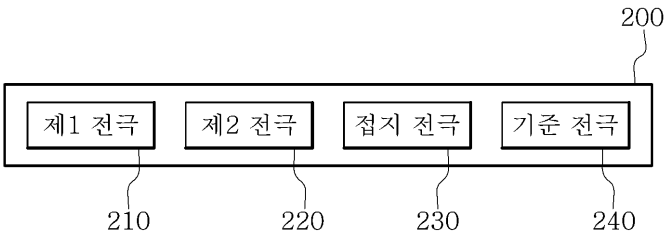
10: 뇌 상태 표시기	20: 외부 장치
100: 신호 출력부	200: 센서부
210: 제1 전극	220: 제2 전극
230: 접지 전극	240: 기준 전극
300: 신호 처리부	400: 뇌 상태 표시부
500: 신호 송수신부	600: 밴드부
700: 연장부	

도면

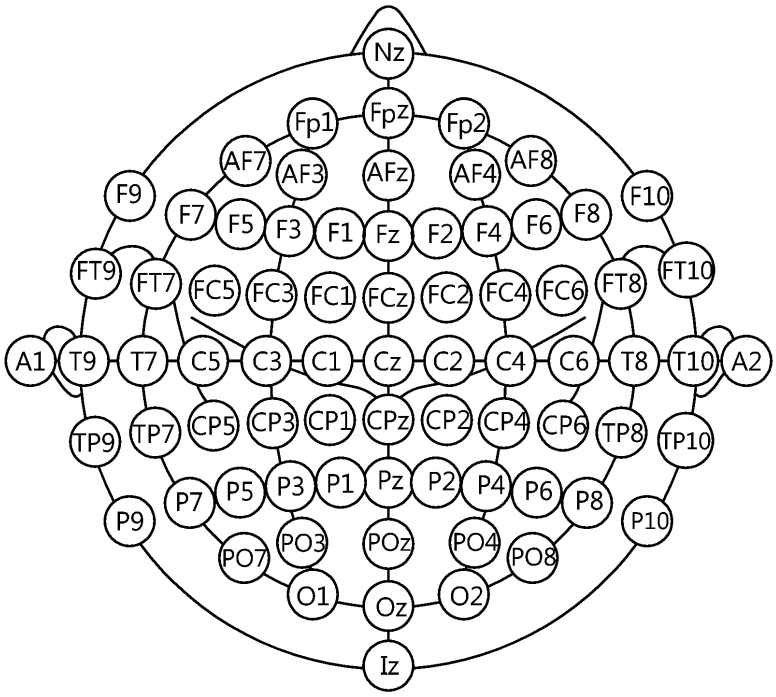
도면1


10
20
100
신호
출력부
외부
장치
200
센서부
500
300
신호
처리부
신호
송수신부
400
뇌 상태
표시부

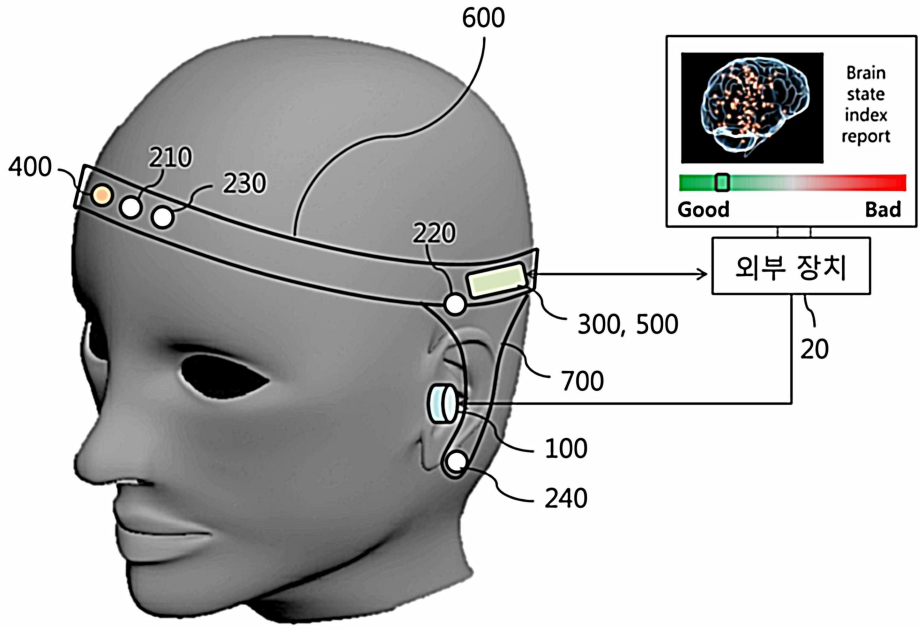
도면2


200
제1 전극
제2 전극
접지 전극
기준 전극
210
220
230
240

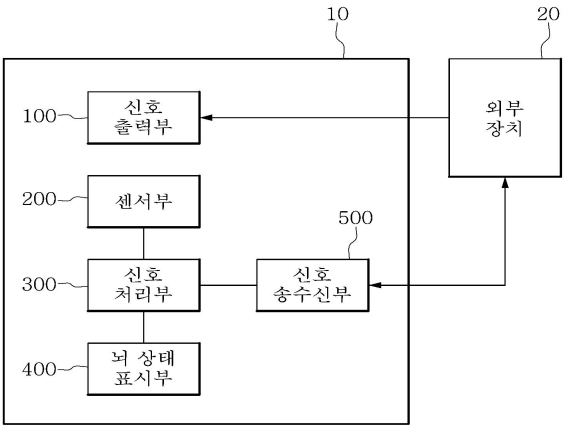
도면3


Nz
Fp1
Fpz
Fp2
AF7
AF3
AFz
AF4
AF8
F9
F7
F5
F3
F1
Fz
F2
F4
F6
F8
F10
FT9
FT7
FC5
FC3
FC1
FCz
FC2
FC4
FC6
FT8
FT10
A1
T9
T7
C5
C3
C1
Cz
C2
C4
C6
T8
T10
A2
TP9
TP7
CP5
CP3
CP1
CPz
CP2
CP4
CP6
TP8
TP10
P7
P5
P3
P1
Pz
P2
P4
P6
P8
P9
P10
PO7
PO3
POz
PO4
PO8
O1
Oz
O2
Iz

도면4


600
400
210
230
220
Brain state index report
Good
Bad
외부 장치
300, 500
20
700
100
240

专利名称(译)	发明名称使用连续响应的脑状态指示器和方法		
公开(公告)号	KR101668298B1	公开(公告)日	2016-10-24
申请号	KR1020150070294	申请日	2015-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	韩国科学技术研究院		
申请(专利权)人(译)	科学技术研究所韩国		
当前申请(专利权)人(译)	科学技术研究所韩国		
[标]发明人	HWANG EUN JIN 황은진 CHOI JI HYUN 최지현		
发明人	황은진 최지현		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04845 A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/6831		
代理人(译)	金永澈		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于测量前额脑电波的第一电极，用于测量时间脑电波的第二电极，基于刺激信号的刺激信号，前额叶EEG和时间脑电图一种使用认知持久性响应的脑状态指示器，包括用于确定脑状态的信号处理单元，以及用于可视地显示由信号处理单元确定的脑状态的脑状态显示单元。