



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년10월30일

(11) 등록번호 10-2037970

(24) 등록일자 2019년10월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01)

A61B 5/0484 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/4088 (2013.01)

A61B 5/0478 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0061005

(22) 출원일자 2017년05월17일

심사청구일자 2017년05월17일

(65) 공개번호 10-2018-0126239

(43) 공개일자 2018년11월27일

(56) 선행기술조사문헌

JP2008503261 A*

KR1020080107961 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

주식회사 데이터사이언스랩

경기도 성남시 수정구 대왕판교로 815, 기업지원
허브창업존(지756호) (시흥동)

(72) 발명자

유희경

서울특별시 강남구 선릉로 221 도곡테크아파트
205동 2001호

김원배

경기도 과천시 부림4길 39-1 102호

(74) 대리인

김성남

전체 청구항 수 : 총 4 항

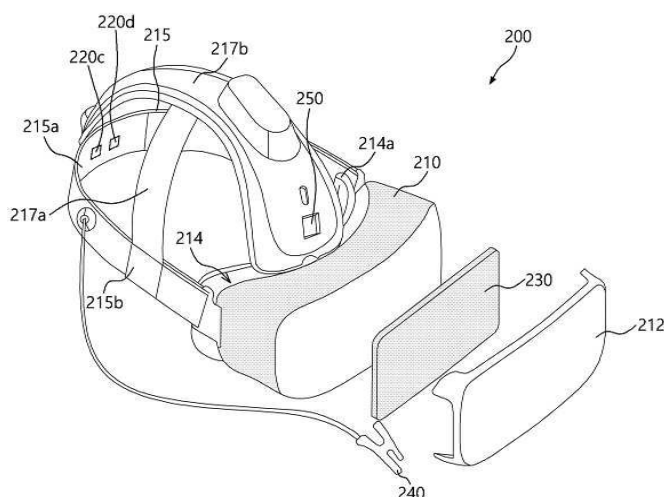
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 뇌파 측정 장치, 이를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템 및 방법

(57) 요약

뇌파 측정 장치, 이를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템 및 방법에 관한 기술이다. 본 실시예의 치매 진단 및 예방 시스템은 뇌파 측정 장치 및 치매 진단 장치를 포함한다. 상기 뇌파 측정 장치는 피검자의 헤드 소정 부분에 부착되어 피검자의 뇌파를 측정하는 적어도 하나의 뇌파 검출 전극, 상기 뇌파 측정시 상기 피검자의 시야를 차단하도록 구성되는 안대부, 및 상기 안대부 근처에 위치되어 상기 피검자에게 시각적 자극을 부여하는 뇌파 자극부를 포함한다. 상기 치매 진단 장치는 상 뇌파 측정 장치로부터 뇌파 신호를 수신하여, 상기 뇌파 신호가 기준 인덱스 범위를 벗어나는 지 확인하여 비정상군으로 판정하고, 상기 비정상군에 대해 정상인의 뇌파에 대응되는 시각적 자극을 부여하도록 상기 뇌파 측정 장치에 제어 명령을 출력하도록 구성된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/04842 (2013.01)

A61B 5/6803 (2013.01)

A61B 5/6814 (2013.01)

A61B 5/6831 (2013.01)

A61B 5/7271 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

삭제

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

삭제

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

피검자의 헤드 소정 부분에 부착되어 피검자의 뇌파를 측정하는 적어도 하나의 뇌파 검출 전극, 상기 뇌파 측정 시 상기 피검자의 시야를 차단하도록 구성되는 안대부, 및 상기 안대부 근처에 위치되어 상기 피검자에게 시각적 자극을 부여하는 뇌파 자극부를 포함하는 뇌파 측정 장치; 및

상기 뇌파 측정 장치로부터 뇌파 신호를 수신하여, 상기 뇌파 신호가 기준 인덱스 범위를 벗어나는 지 확인하여 비정상군으로 판정하고, 상기 비정상군의 피검자에게 정상인의 뇌파에 대응되는 시각적 자극을 부여하도록 상기 뇌파 측정 장치에 제어 명령을 출력하도록 구성되는 치매 진단 장치를 포함하며,

상기 기준 인덱스는 상기 정상인의 안정 뇌파 신호를 기초로 한 인덱스 및 상기 정상인이 광 자극에 대한 광구동 반응 결과를 기초로 한 기준 뇌노화 인덱스를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 기준 인덱스는 정상인의 뇌파 별 피크 레벨 중 알파파 피크 레벨에 해당하는 제 1 기준 인덱스, 상기 정상인의 뇌파 별 피크 레벨 중 세타파 피크 레벨에 해당하는 제 2 기준 인덱스, 및 상기 정상인의 광 자극시의 광구동 반응에 따른 데이터에 해당하는 기준 뇌노화 인덱스를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 치매 진단 장치는,

상기 기준 인덱스를 포함하는 데이터 베이스;

상기 피검자의 상기 뇌파 신호를 주파수 영역의 신호로 변환하도록 구성되는 신호 변환부;

상기 주파수 영역의 신호를 정량화하여 뇌파 별 피크 레벨 및 광구동 반응 결과를 정량화하는 정량화부;

상기 뇌파 별 피크 레벨 중 알파파 피크 레벨을 제 1 인덱스로 추출하고, 상기 뇌파 별 피크 레벨 중 세타파 피크 레벨을 제 2 인덱스로 추출하고, 상기 뇌파 자극부 구동에 따른 반응 관찰 결과를 뇌노화 인덱스로서 추출하는 인덱스 추출부; 및

상기 피검자의 상기 제 1 인덱스, 상기 제 2 인덱스, 및 상기 뇌노화 인덱스와 상기 기준 인덱스를 비교하여, 상기 피검자의 뇌 상태를 진단하도록 구성되는 판단부를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 치매 진단 장치는,

상기 판단부로부터 상기 제 1 인덱스가 상기 제 1 기준 인덱스를 벗어나거나, 상기 제 2 인덱스가 상기 제 2 기준 인덱스를 벗어나거나, 또는 상기 뇌노화 인덱스가 상기 기준 뇌노화 인덱스를 벗어나는 경우, 해당 피검자를 비정상군으로 분류하고,

상기 비정상군의 피검자에게 상기 정상인의 상기 광구동 반응 결과에 대응되는 주파수 신호에 따라 상기 뇌파 자극부가 구동되도록 상기 제어 명령을 제공하여, 상기 피검자의 뇌파를 상기 정상인의 광구동 반응 결과에 동조시키도록 구성되는 치매 진단 및 예방 시스템.

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 뇌파 측정 장치, 이를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템 및 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 정확한 뇌파 신호를 확보할 수 있는 뇌파 측정 장치, 이를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 생체 신호를 이용하여 인체의 다양한 건강 상태를 측정하는 기술이 연구되고 있다.

[0003] 생체 신호는 예를 들어 뇌전도(Electroencephalogram; EGG, 뇌파), 근전도(electromyogram; EMG), 심전도(Electrocardiography; ECG) 등을 포함할 수 있다. 그 중 뇌전도는 대뇌 피질에 자극이 가해지면 신경세포 사이에 이온화된 전류가 흐르면서 전기장과 자기장이 형성되고, 두피에 부착한 전극을 통해 미세한 전위 변화를 측정하여 얻어지는 파형을 이룬다. 일반적으로, 뇌전도는 0~100+Hz 주파수 대역에 분포되고, 전위 변화가 수 십 μV 정도이므로 전위 변화분을 증폭시켜 뇌전도로서 기록하고 있다.

[0004] 뇌전도는 뇌의 활동상태 즉, 진동하는 주파수 범위에 따라 델타(δ)파(4Hz 이하), 세타(θ)파(4~8Hz), 알파(α)파(8~12Hz), 베타(β)파(12~30Hz), 감마(γ)파(30~50Hz)로 구분될 수 있다.

[0005] 뇌전도는 수면과 각성 상태 및 뇌의 이상 상태를 진단하는 데에도 이용되고 있으며, 최근에는 뇌전도를 통해 치매를 진단하는 연구가 활발하게 진행되고 있다.

[0006] 최근 디지털 뇌전도 측정기(예를 들어, 뇌파 센서)가 개발되면서 뇌파의 분석 및 적용을 통해, 치매를 진단하는 방법이 개발되고 있다. 하지만, 정확한 판독을 위해서는 상당 기간 숙련된 판독자 또는 임상 전문가의 개입이 필요하고, 숙련된 임상가들 사이에서도 주관적 판단 기준이 다를 수 있다.

[0007] 또한, 뇌파 측정시, 피검자는 개안 상태에서 측정하거나, 폐안을 하더라도 외부 자극에 의해 반사적으로 눈을 깜박이는 사례(이하, 아이 블링킹: eye blinking)가 발생할 수 있다. 이와 같은 아이 블링킹은 피검자의 뇌파 외에 잡파(artifact)를 유발할 수 있으므로, 정확한 뇌파 신호를 검출하는 데 어려움이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 정확한 뇌파 신호를 검출할 수 있는 뇌파 측정 장치를 제공하는 것이다.

[0009] 또한, 본 발명은 상기한 뇌파 측정 장치에서 검출된 뇌파 신호에 따라, 치매를 조기에 진단할 수 있는 치매 진단 및 예방 시스템 및 방법을 제공하는 것이다.

[0010] 또한, 본 발명은 상기한 뇌파 측정 장치에서 검출된 뇌파 신호에 기초하여, 정상 뇌파로의 회복을 돕는 치매 진단 및 예방 시스템 및 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치는 피검자의 헤드 소정 부분에 부착되어 상기 피검자의 뇌파를 측정하는 적어도 하나의 뇌파 검출 전극, 및 상기 뇌파 측정시 상기 피검자의 시야를 차단하도록 구성된 안대부를 포함한다.

[0012] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 및 예방 시스템은 피검자의 헤드 소정 부분에 부착되어 피검자의 뇌파를 측정하는 적어도 하나의 뇌파 검출 전극, 상기 뇌파 측정시 상기 피검자의 시야를 차단하도록 구성되는 안대부, 및 상기 안대부 근처에 위치되어 상기 피검자에게 시각적 자극을 부여하는 뇌파 자극부를 포함하는 뇌파 측정 장치, 및 상기 뇌파 측정 장치로부터 뇌파 신호를 수신하여, 상기 뇌파 신호가 기준 인덱스 범위를 벗어나는 지 확인하여 비정상군으로 판정하고, 상기 비정상군의 피검자에 대해 정상인의 뇌파에 대응되는 시각적 자극을 부여하도록 상기 뇌파 측정 장치에 제어 명령을 출력하는 치매 진단 장치를 포함한다.

[0013] 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 및 예방 방법은 다음과 같다.

[0014] 먼저, 정상인의 안정 뇌파 및 광자극시 뇌파 신호로부터 기준 인덱스를 설정한다. 상기 피검자의 안정 뇌파 및 광 자극시 뇌파 신호로부터 피검자의 인덱스를 추출한다. 상기 기준 인덱스와 상기 피검자의 인덱스를

비교하여, 치매 또는 비정상군으로 진단한다. 상기 정상인의 광자극시의 상기 뇌파 신호를 기초로 하는 신호를 이용하여, 상기 비정상군에 해당하는 피검자의 뇌파를 자극함으로써, 상기 비정상군에 해당되는 피검자의 뇌파 신호를 상기 정상인의 뇌파 신호에 동조시켜, 치매를 예방한다.

발명의 효과

[0015] 본 실시예에 따르면, 안대부에 의해 의도적으로 폐안된 상태에서 안정 뇌파가 측정되기 때문에, 갑작스런 아이블링킹이 발생되더라도, 외부 시야로부터의 시각 이미지가 차단되어 잡파가 혼합되지 않는다.

[0016] 또한, 본 실시예에 따르면, 안대부 주변에 LED와 같은 뇌파 자극부를 설치한다. 이에 따라, 비정상군에 해당하는 피검자에게 정상인의 광구동 반응 결과에 따른 광 자극을 제공함으로써, 비정상군에 해당하는 피검자의 뇌파를 정상인의 뇌파에 동조시키는 예방 훈련을 지속적으로 실시한다. 이에 따라, 정상군에서 분리된 치매 경증 환자, 혹은 주의 대상들의 치매 발현을 방지 또는 늦출 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 및 예방 시스템의 개략적인 블록도이다.

도 2는 전면 방향에서 바라본 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 사시도이다.

도 3은 후면 방향에서 바라본 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 사시도이다.

도 4는 사람의 뇌구조를 개략적으로 보여주는 도면이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 블록도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치를 착용한 예를 보여주는 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 장치를 나타낸 블록도이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 동작을 설명하기 위한 플로우 차트이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 장치의 동작을 설명하기 위한 플로우 차트이다.

도 10은 본 발명의 다른 실시예에 따른 치매 진단 장치의 동작을 설명하기 위한 플로우 차트이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 및 예방 시스템의 동작을 설명하기 위한 플로우 차트이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 것이며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하며, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 도면에서 층 및 영역들의 크기 및 상대적인 크기는 설명의 명료성을 위해 과장된 것일 수 있다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.

[0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 및 예방 시스템의 개략적인 블록도이고, 도 2는 전면 방향에서 바라본, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 사시도이고, 도 3은 후면 방향에서 바라본, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 사시도이다. 또한, 도 4는 사람의 뇌 구조를 개략적으로 보여주는 도면이며, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 블록도이고, 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치를 착용한 예를 보여주는 도면이다.

[0020] 도 1 내지 도 6을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 및 예방 시스템(100)은 뇌파 측정 장치(200) 및 치매 진단 장치(300)를 포함할 수 있다.

[0021] 뇌파 측정 장치(200)는 메인 프레임(210), 착용부(215), 적어도 하나의 뇌파 검출 전극(220a~220d), 기준 전극(230), 안대부(240), 뇌파 자극부(250), 뇌파 자극 온/오프부(255) 및 제어부(260)를 포함할 수 있다.

[0022] 메인 프레임(210)은 피검자의 얼굴 중 적어도 일부 및 피검자의 헤드(head) 일부에 착용될 수 있으며, 다양한 구성 요소에 의해 사용자의 안면에 지지될 수 있다. 메인 프레임(210)은 피검자가 편안한 착용감을 느낄 수 있도록 가벼우면서, 안대부(240)를 지지할 수 있는 재료로 구성될 수 있다.

- [0023] 메인 프레임(210)은 안대부(240)를 수용하는 윈도우를 구비할 수 있고, 상기 안대부(240)의 외형에 대응되는 전면 케이스(212)를 더 포함할 수 있다. 상기 전면 케이스(212)는 안대부(240)를 외부로부터 보호하거나, 안대부(240)가 이탈되는 것을 방지할 수 있다.
- [0024] 메인 프레임(210)의 후면(또는 배면)은 피검자의 안면에 접촉되는 부분(214, 이하 안면 접촉부)으로서, 피검자 안면의 굴곡에 대응되는 구조를 가질 수 있다. 이러한 안면 접촉부(214)의 적어도 일부 영역은 탄성체(214a)로 구성될 수 있으며, 상기 윈도우의 외곽은 상기 안면 접촉부(214)에 의해 둘러싸일 수 있다. 상기 탄성체(214a)는 안면 접촉부(214)가 피검자의 안면에 접촉될 때, 편안한 착용감을 제공할 수 있도록 스폰지와 같은 적어도 하나의 쿠션 재질을 포함할 수 있다. 이와 같은 탄성체(214a)는 메인 프레임(210)과 접촉 부재에 의해 탈 부착이 가능할 수 있다. 이에 따라, 본 발명의 실시예에 따른 너파 측정 장치(200)를 다수의 피검자가 사용하는 경우, 본인의 안면 윤곽에 맞는 탄성체(214a)를 사용할 수 있고, 탄성체의 표면 오염 또는 파손시 교체 가능하다.
- [0025] 본 발명의 일 실시예에 따른 너파 측정 장치(200)는 피검자의 안면 및 헤드 부분에 용이하게 착용되도록 피검자의 눈을 덮는 외형이되, 사용자의 코가 위치할 수 있도록 코 형상의 홈(nose recess, 도 6의 H)를 포함할 수 있다.
- [0026] 한편, 착용부(215)는 피검자가 너파 측정 장치(200)를 착용할 수 있도록 메인 프레임(210)의 일부에 결합될 수 있다. 실질적으로 착용부(215)에 의해 메인 프레임(210)이 피검자의 안면에 지지, 고정될 수 있다. 착용부(215)의 적어도 일부는 탄성 소재로 형성된 밴드로 구성될 수 있다. 또한, 착용부(215)는 탄성 소재로 형성된 밴드의 일 부분의 길이를 조절하여 메인 프레임(210)이 피검자 안면의 눈 주위로 밀착시킬 수 있다.
- [0027] 또한, 착용부(215)는 제 1 지지부(215a) 및 제 2 지지부(215b)를 포함할 수 있다. 제 1 지지부(215a)는 예를 들어, 피검자의 후두엽(도 4의 14 참조) 부위와 대응되는 위치에 구성될 수 있고, 제 2 지지부(215b)는 예를 들어 피검자의 측두엽(도 4의 16 참조)부위에 대응되는 위치에 구성될 수 있지만, 여기에 한정되는 것은 아니다. 이에 따라, 전체적으로 볼 때, 상기 착용부(215)는 피검자 헤드의 후두엽의 적어도 일부를 감싸는 형태로 구성될 수 있다. 또한, 제 1 및 제 2 지지부(215a, 215b) 역시 피검자가 검사 시간 중 편안한 착용감을 제공하고자 쿠션을 포함할 수 있다. 이후, 다시 설명하겠지만, 상기 제 1 지지부(215a)는 너파 검출 전극(220a~220d)중 일부를 수용할 수 있으며, 상기 너파 검출 전극(220a~220d)이 피검자의 헤드에 잘 고정되도록 지지하는 역할을 할 수 있다. 또한, 상기 제 1 및 제 2 지지부(215a, 215b)중 선택되는 하나는 피검자의 헤드 둘레에 맞도록 밴드 길이를 조정하는 기능을 가질 수 있다. 길이 조정의 역할을 하는 지지부들(215a, 215b)중 하나는 벨크로 또는 자석등을 포함할 수도 있다. 본 실시예의 착용부(215)는 밴드 형태로 예를 들어 설명하였지만, 여기에 한정하지 않고, 안경 다리(eyeglass temples), 헬멧(helmets) 또는 스트랩(straps) 등으로 구성될 수 있다.
- [0028] 추가적으로, 너파 측정 장치(200)의 착용부(215)가 피검자의 헤드 둘레를 감싸는 벨트 타입인 경우, 메인 프레임(200)을 피검자의 헤드(head)에 안정적으로 고정하기 위한 제 1 고정부(217a) 및 제 2 고정부(217b)를 더 포함할 수 있다. 제 1 고정부(217a)는 헤드를 기준으로 착용부(215)의 좌우 부분을 연결하도록 구성될 수 있다. 제 2 고정부(217b)는 제 1 고정부(217a)와 메인 프레임(210) 사이를 연결하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 제 2 고정부(217b)는 머리의 정수리 부분 및 두정엽(도 4의 18 참조)을 지나도록 구성될 수 있다. 이에 따라, 제 1 및 제 2 고정부(217a, 217b)는 실질적으로 교차하는 형태로 구성될 수 있다.
- [0029] 적어도 하나의 너파 검출 전극(220a~220d)은 너파 측정 장치(200)의 제어부(260)와 전기적으로 연결되며, 피검자의 헤드 표면의 적어도 1곳 이상, 예를 들어, 4곳의 너파를 동시에 측정하는 멀티 채널 전극 형태를 가질 수 있다. 너파 검출 전극(210a~210d)은 예를 들어, 비침습(非侵襲)적 방식으로 피검자의 헤드 표면에 부착될 수 있고, 예를 들어, 접시 또는 스냅 타입의 전극이 이용될 수 있다.
- [0030] 너파 검출 전극(220a~220d)은 도 4에 도시된 바와 같이 두뇌에서 인지, 지각, 및 학습을 담당하는 대뇌 피질 신경망과 관련된 전두엽(12)과 후두엽(14)의 너파를 측정할 수 있다. 너파 검출 전극(220a~220d)은 전두엽(12) 및 후두엽(14) 부위 각각에 복수 개, 예를 들어, 2개의 전극을 부착시켜, 각 부위당 복수 군데의 너파를 측정할 수 있다.
- [0031] 예를 들어, 전두엽(12)의 너파를 측정하는 제 1 너파 검출 전극(220a) 및 제 2 너파 검출 전극(220b)은 메인 프레임(210)의 안면 접촉부(214) 중 안면 이마에 대응되는 부분에 위치될 수 있다. 하지만, 여기에 한정되지 않고, 메인 프레임(210)과 연결되면서 피검자의 이마와 접촉될 수 있는 별도의 고정부(도시되지 않음)를 설치하여, 상기 고정부내에 제 1 너파 검출 전극(220a)을 고정시킬 수 있다.
- [0032] 후두엽(14)의 너파를 측정하는 제 3 너파 검출 전극(220c) 및 제 4 너파 검출 전극(220d)은 착용부(215)의 제 1

지지부(215a)에 설치되어, 피검자 헤드의 후두엽 부분이 밀착, 지지될 수 있다.

- [0033] 기준 전극(230) 역시 뇌파 측정 장치(200)의 제어부(260)와 전기적으로 연결될 수 있으며, 접지 전극으로서 동작된다. 예를 들어, 기준 전극(230)은 뇌파 검출 전극들(220a~220d)과 통전이 이루어질 수 있도록, 피검자의 피부 어느 한 곳에 고정시키도록 구성될 수 있다. 본 실시예에서는 도 6에 도시된 바와 같이, 기준 전극(230)은 피검자의 귀의 소정 부분, 예를 들어, 귓볼에 부착될 수 있도록 구성된다.
- [0034] 본 실시예의 뇌파 측정 장치(200)는 각 뇌파 검출 전극(220a~220d)과 기준 전극(230)간의 전위차를 증폭시키는 단극 유도 방식(monopolar derivation)을 이용하여 뇌파를 검출할 수 있다. 또한, 본 실시예의 뇌파 측정 장치(200)는 예시와 같이 전두엽 및 후두엽 부위에 대응되는 뇌파 검출 전극(220a~220d)을 설치한 경우에 대해 설명하고 있지만, 제 1 내지 제 4 뇌파 검출 전극(220a~220d) 각각은 다른 부위를 측정하도록 복수 개의 전극으로 구성될 수도 있다. 또한, 상기와 같이, 4개의 채널에 한정하지 않고, 추가의 채널, 예컨대, 8개의 채널을 구비하도록 복수 개의 뇌파 검출 전극이 연결될 수도 있다.
- [0035] 안대부(240)는 메인 프레임(210)의 윈도우내에 삽입 고정되어, 피검자의 시야를 완벽히 차단하는 기능을 한다. 이러한 안대부(240)는 메인 프레임(210)에 의해 지지될 수 있으며, 불투명한 재질의 물질로 구성되어, 피검자의 시야를 의도적으로 차폐할 수 있다.
- [0036] 일반적으로 시야가 오픈된 상태에서 안정 뇌파를 측정하는 경우, 비록 피검자가 눈을 폐안한 상태에서 뇌파 측정이 이루어진다고 하더라도, 외부의 시각적 반응에 피검자는 무의식적인 아이 블링크를 일으킬 수 있다. 이와 같은 아이 블링크시, 시야가 오픈된 상태이므로, 외부의 시각적 자극이 뇌에 인지되어 의도치 않은 잡파가 안정 뇌파에 반영될 수 있다.
- [0037] 하지만, 본 실시예에서는 안대부(240)를 구비한 뇌파 측정 장치(200)에 의해 안정 뇌파가 측정되기 때문에, 뇌파 측정시 피검자의 무의식적인 아이 블링크 또는 외부 충격으로 인한 의도치않은 아이 블링크가 발생되더라도, 피검자의 시야가 차폐된 상태이므로, 외부의 시각적 자극이 피검자의 뇌파에 영향을 미치지 않게 된다.
- [0038] 안대부(240)는 피검자의 눈을 덮도록 구성될 수 있지만, 상기 탄성체(214a)를 갖는 안면 접촉부(214)에 의해 상기 윈도우가 둘러싸인 경우, 안대부(240)는 피검자의 안면과 소정 거리 이격될 수 있다. 안대부(240)가 피검자의 눈과 소정 거리만큼 이격된 경우, 부득이하게 아이 블링크가 일어나더라도, 안대부(240)의 접촉으로 인한 이물감을 줄일 수 있다.
- [0039] 상기 뇌파 자극부(250)는 안대부(240) 주변에 위치될 수 있다. 뇌파 자극부(250)는 피검자의 뇌파의 변형 또는 자극을 유도하는 부재로서, 피검자의 눈에 시각적 자극을 부여하는 형태로 구성될 수 있다. 이와 같은 뇌파 자극부(250)는 점멸 주기 변형이 가능한 발광 소자, 예컨대, LED(light emitting diode)일 수 있다. 뇌파 자극부(250)는 예를 들어, 안대부(240) 내측에 해당하는 안면 접촉부(214)에 위치될 수도 있고, 혹은 안대부(240)와 인접한 제 2 고정부(217b)내에 위치될 수 있다. LED와 같은 뇌파 자극부(250)는 그것의 물질적 특성에 의해 어둡속에서도 강력한 발광 특성을 가지므로, 안대부(240)의 주변에 설치되더라도, 충분히 시각적 자극을 제공할 수 있다. 또한, 상기 메인 프레임(210)의 탄성체(214a)에 의해 상기 안대부(240)가 피검자의 눈으로부터 일정 거리 이격되는 경우, 피검자의 눈과 뇌파 측정 장치(200) 간에 폐쇄된 공간이 마련된다. 이에 따라, 상기 폐쇄 공간의 일부에 뇌파 자극부(240)가 설치될 수 있고, 상기 뇌파 자극부(240)의 발광 공간이 확보되어, 효과적인 뇌파 자극이 가능해진다.
- [0040] 또한, 본 실시예의 뇌파 측정 장치(200)는 상기 뇌파 자극부(250)를 구비함에 따라, 폐안 상태에서 측정되는 안정 뇌파 이외에, 임의의 광 자극(시각적 자극)에 의한 뇌파의 변화를 측정하는 광구동 반응 관찰을 추가적으로 수행할 수 있다. 이와 같은 광구동 반응 관찰은 뇌파 자극부(250)의 점멸 주파수를 변형시키면서 진행될 수 있다. 예를 들어, 광구동 반응 관찰은 3 내지 30KHz 범위내에서 순차적으로 주파수를 증대시키면서 진행될 수 있고, 경우에 따라, 일정 주기(n 배수) 단위로 주파수를 주기적으로 증대시킬 수 있다. 이러한 광구동 반응 관찰은 피검자의 배경 주파수를 포함하도록 진행될 수 있다.
- [0041] 일반적인 광구동 반응 관찰은 안정 뇌파 측정 후, 피검자와 소정 거리 이격된 위치에서 별도의 흰색 섬광용 램프를 온/오프시켜가며 진행되고 있었지만, 본 발명과 같이 안대부(240) 주변에 뇌파 자극부(250)를 설치하는 경우, 뇌파 측정과 일체로 광구동 반응 관찰을 수행할 수 있다.
- [0042] 뇌파 자극 온/오프부(255)는 메인 프레임(210)의 소정 부분에 설치될 수 있다. 뇌파 자극 온/오프부(255)는 메인 프레임(210) 표면의 소정 위치에 버튼 형태로 구성되는 일종의 스위치일 수 있다. 뇌파 자극 온/오프(255)의

동작에 따라, 상기 뇌파 자극부(250)의 구동이 결정될 수 있다.

- [0043] 뇌파 측정 장치(200)의 제어부(260)는 도 5에 도시된 바와 같이, 장치 제어 유닛(260a), 뇌파 자극부 제어 유닛(260b) 및 뇌파 신호 생성 유닛(260c)을 포함할 수 있다.
- [0044] 장치 제어 유닛(260a)은 뇌파 측정 장치(200)에 구비되는 전원을 제공하는 전원 공급부(272) 및 뇌파 측정 장치(200)의 동작을 리셋시키는 리셋부(274)와 연결되어, 전원 공급부(272) 및 리셋부(274)에서 제공되는 신호에 따라, 뇌파 검출 전극(220a~220d) 및 기준 전극(230)의 구동을 제어할 수 있다. 여기서, 상기 전원 공급부(272) 및 리셋부(274)는 도 2 및 도 3에는 자세히 도시되지는 않았으나, 메인 프레임(210)의 소정 부분에 버튼 혹은 스위치의 형태로 구성될 수 있다.
- [0045] 뇌파 자극부 제어 유닛(260b)은 뇌파 자극 온/오프부(255) 및/또는 뇌파 자극부(250)의 동작을 제어할 수 있다. 또한, 뇌파 자극부 제어 유닛(260b)은 이후 설명될 치매 진단 장치(300)로부터 제공되는 제어 명령에 의해 상기 뇌파 자극부(250)의 점멸 주기를 제어하고, 뇌파 자극 온/오프부(255)의 구동 여부를 결정할 수 있다. 또한, 본 실시예의 뇌파 측정 장치(200) 및 이를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템(300)은 상기 뇌파 자극부(250), 뇌파 자극 온/오프부(255) 및 상기 뇌파 자극부 제어 유닛(260b)을 구비함에 따라, 비정상군으로 분류된 피검자의 뇌파를 정상인의 뇌파에 동조되도록 예방 훈련을 실시할 수 있으며 이에 대하여는 후술하기로 한다.
- [0046] 뇌파 신호 생성 유닛(260c)은 뇌파 검출 전극(220a~220d) 및 기준 전극(230)으로 측정되는 뇌파를 센싱하여, 각 영역의 뇌파 신호를 생성하고, 상기 뇌파 신호를 치매 진단 장치(300)에 제공할 수 있다. 또한, 뇌파 신호 생성 유닛(260c)은 뇌파 자극부(250)의 구동시, 상기 뇌파 검출 전극(220a~220d) 및 기준 전극(230)으로 측정되는 뇌파를 근거하여, 광자극시 뇌파 신호 즉, 광구동 반응 결과 데이터를 생성할 수 있다.
- [0047] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 장치를 나타낸 블록도이다.
- [0048] 도 7을 참조하면, 치매 진단 장치(300)는 컨트롤러(310), 메모리(320), 인터페이스(330), 데이터베이스(340), 신호 변환부(350), 정량화부(360), 인덱스 추출부(370) 및 판단부(380)를 포함하도록 구성될 수 있다.
- [0049] 컨트롤러(310)는 예를 들어 중앙처리장치일 수 있으며, 치매 진단 장치(300)의 동작 전반을 제어하도록 구성될 수 있다.
- [0050] 메모리(320)는 치매 진단 장치(300)가 동작하는 데 필요한 프로그램, 응용 프로그램, 제어 데이터, 동작 파라미터, 처리 결과 등을 저장할 수 있다.
- [0051] 인터페이스(330)는 뇌파 측정 장치(200)와 통신할 수 있는 환경 및 사용자가 치매 진단 장치(300)에 접근할 수 있는 환경을 제공할 수 있다.
- [0052] 일 실시예에서, 치매 진단 장치(300)와 뇌파 측정 장치(200)는 유선 또는 무선 통신 방식에 의해 접속될 수 있고, 이를 위해 인터페이스(330)는 뇌파 측정 장치(200)와 통신할 수 있는 규격에 맞는 인터페이스 장치를 구비할 수 있다.
- [0053] 또한, 사용자가 치매 진단 장치(300)에 접근하도록 하기 위해 인터페이스(330)는 키보드/마우스/터치패드/마이크 중 적어도 어느 하나를 포함하는 입력 장치 인터페이스 및 디스플레이/스피커 중 적어도 어느 하나를 포함하는 출력 장치 인터페이스를 구비할 수 있다.
- [0054] 데이터베이스(340)에는 기준 인덱스, 피검자 정보, 피검자별 치매 진단 결과 등이 저장될 수 있다. 여기서, 기준 인덱스는 정상인의 안정 뇌파 수치, 및 그에 따른 광 패턴의 타겟 주파수를 포함할 수 있다. 보다 구체적으로, 기준 인덱스는 정상인의 뇌파 별 피크 레벨 중 알파파 피크 레벨에 해당하는 부분을 제 1 기준 인덱스로서 포함하고, 정상인의 뇌파 별 피크 레벨 중 세타파 피크 레벨에 해당하는 부분을 제 2 기준 인덱스로서 포함하고, 정상인의 광 자극시의 뇌파 결과, 즉, 광구동 반응 결과를 기준 뇌노화 인덱스로서 포함할 수 있다.
- [0055] 여기서, 상기 기준 뇌노화 인덱스는 배경 뇌파의 반응성, 알파파 억제(α -blocking), 광구동 반응의 출현 유무, 돌발성 이상파의 증강, 돌발성 이상파 유발 빈도등이 정량화된 수치일 수 있다. 예를 들어, 돌발성 이상파 유발 빈도의 수는 계수하여 누적된 빈도 수를 기준 뇌노화 인덱스로서 이용할 수 있다. 또한, 통상 광구동 반응을 관찰하는 경우, 배경 활동에서 우세한 알파파(8 내지 12Hz)와 가까운 6 내지 15Hz 주파수의 선험 자극에 의해서 가장 활발히 광구동 반응이 유발되나, 이와 다른 영역에서 광구동 반응이 관찰되는 경우, 피검자의 뇌의 기능 이상 여부를 뇌노화 인덱스로서 체크될 수 있다. 또한, 광구동 반응이 평균 빈도보다 낮은 출현을 보이거나, 복잡도가 감소된 보이는 경우 역시 뇌노화 인덱스로서 체크될 수 있다.

- [0056] 상기한 체크 항목을 모두 종합하여, 복합적으로 이상 여부를 체크하므로써, 기준 뇌노화 인덱스를 설정할 수 있다. 또한, 복수의 항목 중 특정 항목을 집중적으로 관찰하여 뇌노화 인덱스를 설정할 수도 있다.
- [0057] 신호 변환부(350)는 뇌파 측정 장치(200)로부터 제공되는 시계열 데이터인 피검자의 뇌파 신호를 주파수 영역의 신호로 변환하도록 구성될 수 있다. 이를 위해 신호 변환부(350)는 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform; 이하 'FFT'라 함) 방식을 이용할 수 있으나 이에 한정되지 않는다.
- [0058] 뇌파 신호는 안정 상태 및 광 자극 상태에서 피검자의 전두엽, 후두엽, 측두엽 및 두정엽 각각으로부터 획득될 수 있고, 신호 변환부(350)는 각 영역에 대한 뇌파 신호를 주파수 영역의 신호로 변환할 수 있다.
- [0059] 신호 변환부(350)에 의해 각 영역의 뇌파 신호는 4Hz 이하의 델타파, 4-8Hz의 세타파, 8-12Hz의 알파파, 12-30Hz는 베타파, 30-50Hz의 감마파로 구분될 수 있다.
- [0060] 이에 따라, 상기 신호 변환부(350)는 안정 상태의 뇌파 신호에 따른 주파수 영역 신호 및 뇌파 자극부(250)의 동작 상태(광자극 상태)의 뇌파 신호를 주파수 영역의 신호로 변환할 수 있다.
- [0061] 정량화부(360)는 신호 변환부(350)에서 변환된 두뇌 각 영역에 대한 주파수 영역의 신호로부터 절대 파워 스펙트럼을 추출하도록 구성될 수 있다. 일 실시예에서, 정량화부(360)는 FFT에 의해 변환된 두뇌 각 영역에 대한 주파수 영역의 신호에 대하여, 각 주파수 영역에 속하는 그래프의 높이를 적분하여 절대 파워 스펙트럼을 추출할 수 있다. 따라서, 절대 파워 스펙트럼은 각 주파수의 진폭과 대역폭이 반영될 수 있다.
- [0062] 또한, 본 실시예의 정량화부(360)는 상술한 바와 같이, 뇌파 자극부(250)에 의한 광구동 반응 관찰 결과, 예컨대, 배경 뇌파의 반응성, 알파파 억제(α -blocking), 광구동 반응의 출현 유무, 돌발성 이상파의 증강, 돌발성 이상파 유발 빈도 등을 정량화할 수 있다.
- [0063] 인덱스 추출부(370)는 정량화부(360)에서 추출한 절대 파워 스펙트럼으로부터, 치매 환자군과 정상인과의 현격한 차이를 보이는 알파파를 근거로 한 제 1 인덱스를 추출할 수 있다. 또한, 인덱스 추출부(370)는 정량화부(360)에서 추출한 절대 파워 스펙트럼으로부터, 치매 환자군에서 주로 높게 나타나는 세타파를 근거로 한 제 2 인덱스를 추출하도록 구성된다. 이와 같은 제 1 및 제 2 기준 인덱스는 하기의 식으로 표현될 수 있다.
- [0064] <수학식 1>
- [0065] 제 1 기준 인덱스 = 표준 알파파 피크 레벨 - OFFSET1
- [0066] 제 2 기준 인덱스 = (표준 알파파 절대 파워값 / 표준 세타파 절대 파워값) - OFFSET2
- [0067] 또한, 상기 인덱스 추출부(370)는 상기 뇌파 자극부(250) 구동에 따른 반응 관찰 결과(예컨대, 광구동 반응 관찰 결과)에 따라, 피검자의 뇌노화 인덱스를 산출할 수 있다.
- [0068] 판단부(380)는 데이터베이스(340)에 저장된 기준 인덱스를 참조하여 인덱스 추출부(370)에서 추출한 제 1 인덱스와 제 1 기준 인덱스의 비교, 및 인덱스 추출부(370)에서 추출한 제 2 인덱스와 제 2 기준 인덱스의 비교에 따라 치매 진단을 수행할 수 있다.
- [0069] 또한, 판단부(380)는 정상인의 기준 뇌노화 인덱스와 피검자의 광구동 반응 관찰 결과에 따른 뇌노화 인덱스를 비교하여, 뇌노화군 진단을 수행할 수 있다.
- [0070] 이와 같은 구성을 갖는 뇌파 측정 장치 및 이를 포함하는 치매 진단 및 예방 시스템의 동작에 대해 도 8 내지 도 11을 참조하여 보다 상세히 설명하도록 한다.
- [0071] <뇌파 측정 방법>
- [0072] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 동작을 설명하기 위한 플로우 차트이다.
- [0073] 도 8에 도시된 바와 같이, 안대부(240)에 의해 피검자의 시야를 차폐한 상태에서, 전원 공급부(272)를 동작시켜, 검사를 진행한다.
- [0074] 뇌파 검출 전극들(220a~220d)은 피검자의 각 영역의 대뇌 조직으로부터 이온 전류를 센싱한다(S1). 제어부(260)의 뇌파 신호 생성 유닛(260c)에서, 상기 뇌파 검출 전극(220a~220d) 사이의 전위차를 증폭한 후(S2), 증폭된 전압에 포함된 노이즈 성분을 필터링하여, 뇌파 신호를 생성할 수 있다.
- [0075] 보다 구체적으로, 뇌파 검출 전극들(220a~220d)은 피검자의 뇌의 미세 전류를 센싱하여, 아주 낮은 임피던스를 갖는 출력 신호를 출력한다. 뇌파 검출 전극들(220a~220d)에서 출력된 신호는 임피던스 불균형없이 뇌파 신호

생성 유닛(260c)내에 구비된 차동 증폭 회로에 인가되어, 뇌파 신호가 생성될 수 있다.

[0076] <치매 진단 방법>

[0077] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 장치의 동작을 설명하기 위한 플로우 차트이다.

[0078] 먼저, 도 9를 참조하여, 기준 인덱스를 설정할 수 있다(S11).

[0079] 기준 인덱스는 알파파 피크 레벨에 제 1 오프셋(예를 들어 -15%)을 적용한 제 1 기준 인덱스 및, 세타파 절대 파워값에 대한 알파파 절대 파워값의 비율에 제 2 오프셋(예를 들어 -20%)을 적용한 제 2 기준 인덱스를 포함할 수 있다. 또한, 기준 인덱스는 정상인의 광자극시 광구동 반응 검출 결과를 근거로 하는 기준 노화 인덱스를 포함할 수 있다.

[0080] 기준 인덱스가 설정되면, 안대부가 구비된 뇌파 측정 장치(200)에서 측정된 뇌파 신호를 수신하여, 뇌파 신호의 절대 파워 스펙트럼이 분석될 수 있다(S12). 상기 치매 진단 장치(300)의 신호 변환부(350)은 상기 뇌파 신호를 예를 들어 FFT 변환하여 주파수 영역의 신호로 변환하고, 각 파별로 적분하여 절대 파워 스펙트럼을 얻을 수 있다. 아울러, 인덱스 추출부(370)에서, 절대 파워 스펙트럼으로부터 피검자에 대한 제 1 인덱스 및 제 2 인덱스를 추출할 수 있다.

[0081] 뇌파 신호에 대한 분석이 수행된 후, 피검자의 알파파 피크 레벨인 제 1 인덱스가 제 1 기준 인덱스의 범위 내에 포함되는지 확인한다(S13).

[0082] 단계 S13의 확인 결과 제 1 기준 인덱스의 범위 내에 포함되는 경우에는 피검자의 세타파 절대 파워값에 대한 알파파 절대 파워값의 비율인 제 2 인덱스가 제 2 기준 인덱스의 범위 내에 포함되는지 확인한다(S14).

[0083] 단계 S14의 확인 결과 제 2 기준 인덱스의 범위 내에 포함되는 경우에는 피검자의 뇌 상태가 양호한 것으로 판단한다(S15).

[0084] 만약, 단계 S13의 확인 결과 제 1 기준 인덱스의 범위 내에 포함되지 않는 경우에는 피검자가 치매 잠재 위험군인 것으로 판단하고 경고를 발생시킬 수 있다(S16).

[0085] 만약, 단계 S14의 확인 결과 제 2 기준 인덱스의 범위 내에 포함되지 않는 경우에는 피검자가 치매 잠재 위험군은 아니나 주의할 필요가 있다고 판단할 수 있다(S17).

[0086] 또한, 도 10에 도시된 바와 같이, 치매로 판단되지는 않았으나, 주의를 제 14와 단계 15 사이에, 피검자의 광구동 반응 결과가 상기 기준 뇌노화 인덱스 범위내에 포함되는지 추가적으로 확인할 수 있다. 피검자의 광구동 반응 결과가 기준 뇌노화 인덱스 범위 내에 있는 경우, 양호로 판정하고(S15), 그렇지 않은 경우, 뇌노화군으로 판정한다(S19). 상기 뇌 노화군은, 상기 치매 잠재 위험군 및 치매 주의 대상자와 함께 비정상군으로 분류되어, 경고, 주의, 및 예방을 권고할 수 있다.

[0087] 여기서, 상기 치매 진단 방법은 퍼스널 컴퓨터, 스마트 폰, 테블릿 PC, 노트북 컴퓨터 중 적어도 어느 하나와 같은 사용자 단말기에 설치되는 어플리케이션을 통해 수행될 수 있다.

[0088] <치매 예방 방법>

[0089] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 치매 진단 및 예방 시스템의 동작을 설명하기 위한 플로우 차트이다.

[0090] 도 9, 도 10, 및 도 11을 참조하여, 상기 단계 S15, 단계 S17 및 단계 S19 에 해당되는 피검자(이하, 비정상군 피검자)들에 대해, 광자극에 의한 예방 동작을 수행한다(S20).

[0091] 단계 S20은 정상인의 광구동 반응 결과에 따른 타겟 주파수 영역의 신호를 설정하는 단계(S21) 및 상기 비정상군 피검자에 대해 상기 타겟 주파수 영역에 해당하는 신호에 응답하여, 뇌파 자극부(250)를 구동시키는 단계(S22)를 포함할 수 있다.

[0092] 단계 S21은 상기 신호 변환부(350)에서 수행될 수 있으며, 상기 신호 변환부(350)에서 생성되는 타겟 주파수 영역 신호는 상기 판단부(380)의 판단 결과에 따라 뇌파 측정 장치(200)의 뇌파 자극부 제어 유닛(260b)에 제어 명령 또는 제어 신호로서 제공된다.

[0093] 뇌파 자극부 제어 유닛(260b)은 상기 뇌파 자극부(250)가 상기 타겟 주파수 영역의 신호에 대응되도록 상기 뇌파 자극 온/오프부(255)는 물론 상기 뇌파 자극부(250)의 구동 및 점멸 주기를 제어한다. 이에 따라, 상기 비정상군의 피검자들은 상기 뇌파 자극부(250)으로부터 타겟 주파수에 대응되는 광 자극(또는 시각적 자극)을 받게

된다.

[0094] 일반적으로, 뇌파에 일정한 광 등에 의해 자극을 주게 되면, 해당 뇌파가 상기 광 자극에 일시적으로 뇌파 동조(EEG coherence)를 일으키게 된다. 이러한 점에 착안하여, 비정상군 피검자들에게 정상인들의 광구동 반응 결과에 대응되는 광 자극을 부여하는 경우, 비정상군 피검자들의 뇌파가 정상인들의 광자극시 뇌파에 동조하여 일시적으로 매칭되는 효과를 나타냈다. 이와 같은 동작을 반복적으로 수행하는 경우, 비정상군의 뇌파가 정상인의 뇌파에 가깝게 동조되므로써, 치매를 예방 및 치료에 효능이 있다.

[0095] 이 상에서 자세히 설명한 바와 같이, 본 실시예에 따르면, 안대부에 의해 의도적으로 폐안된 상태에서 안정 뇌파가 측정되기 때문에, 갑작스런 아이 블링킹이 발생되더라도, 외부 시야로부터의 시각 이미지가 차단되어 잡파가 혼합되지 않는다.

[0096] 또한, 본 실시예에 따르면, 안대부 주변에 LED와 같은 뇌파 자극부를 설치한다. 이에 따라, 비정상군에게 정상인의 광구동 반응 결과에 따른 광 자극을 제공하므로써, 비정상군의 뇌파를 정상인의 뇌파에 동조시키는 예방 훈련을 실시하여, 치매 증상을 미연에 예방할 수 있다.

[0097] 이상 본 발명을 바람직한 실시예를 들어 상세하게 설명하였으나, 본 발명은 상기 실시예에 한정되지 않고, 본 발명의 기술적 사상의 범위 내에서 당 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 여러 가지 변형이 가능하다.

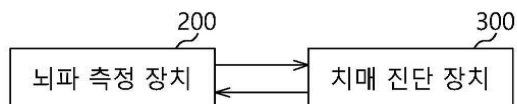
부호의 설명

[0098]	200 : 뇌파 측정 장치	210 : 메인 프레임
	215 : 착용부	220a~220d : 뇌파 검출 전극
	230 : 기준 전극	240 : 안대부
	250 : 뇌파 자극 온/오프부	260 : 제어부
	300 : 치매 진단 장치	

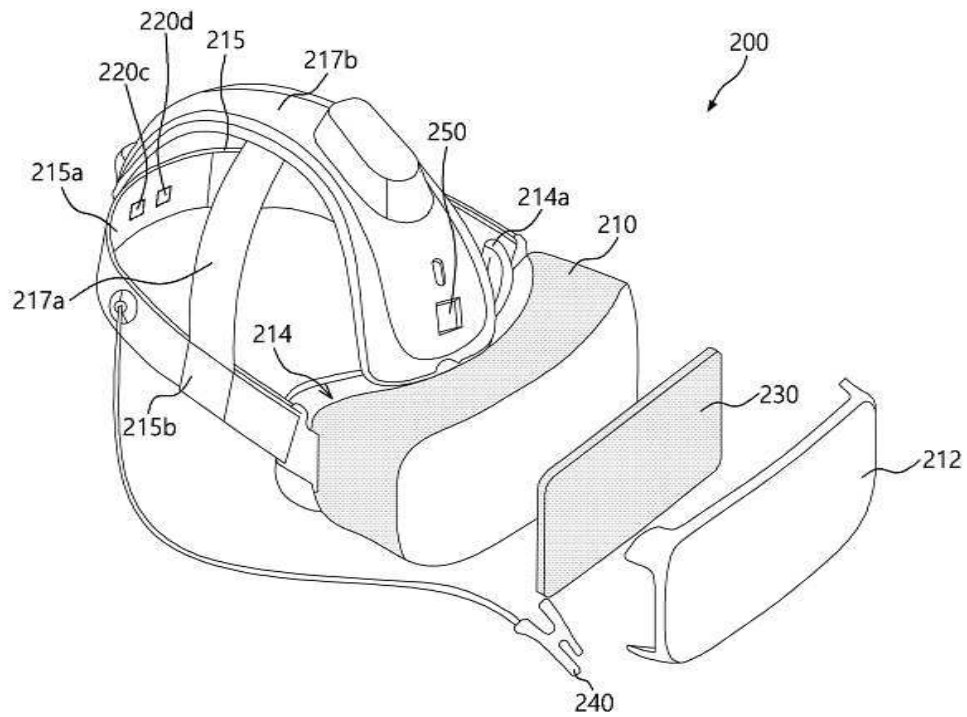
도면

도면1

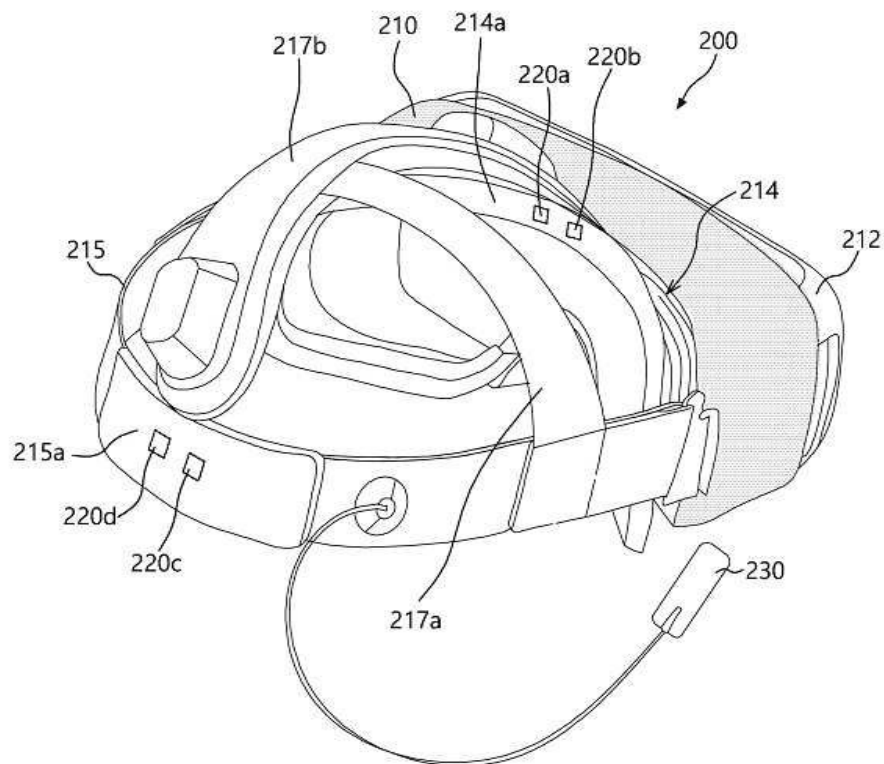
100



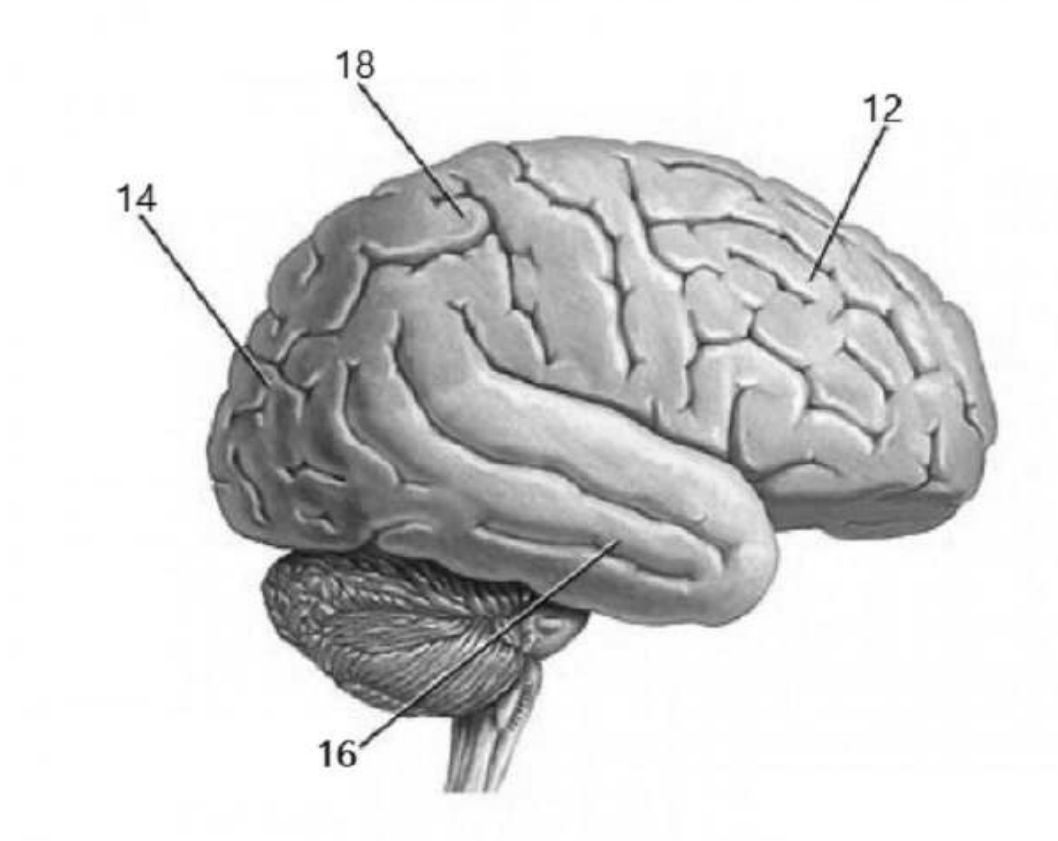
도면2



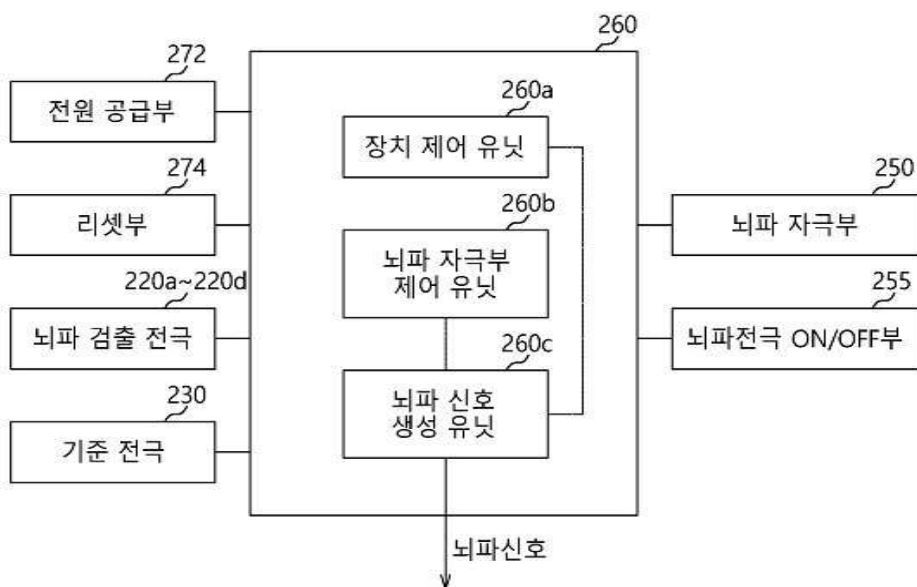
도면3



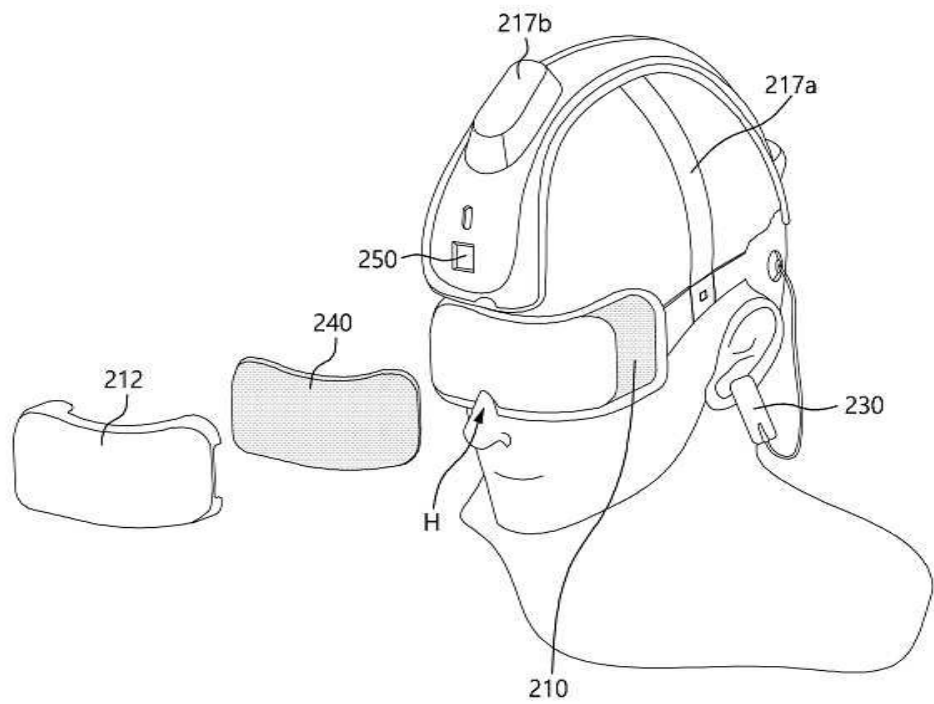
도면4



도면5



도면6

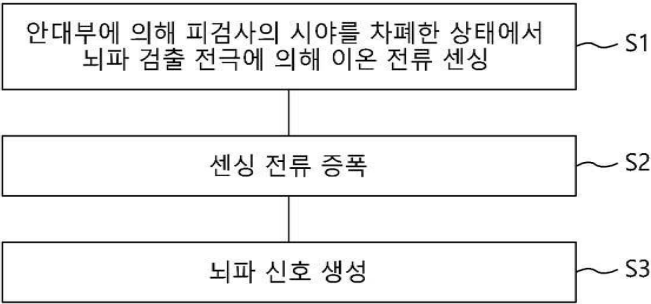


도면7

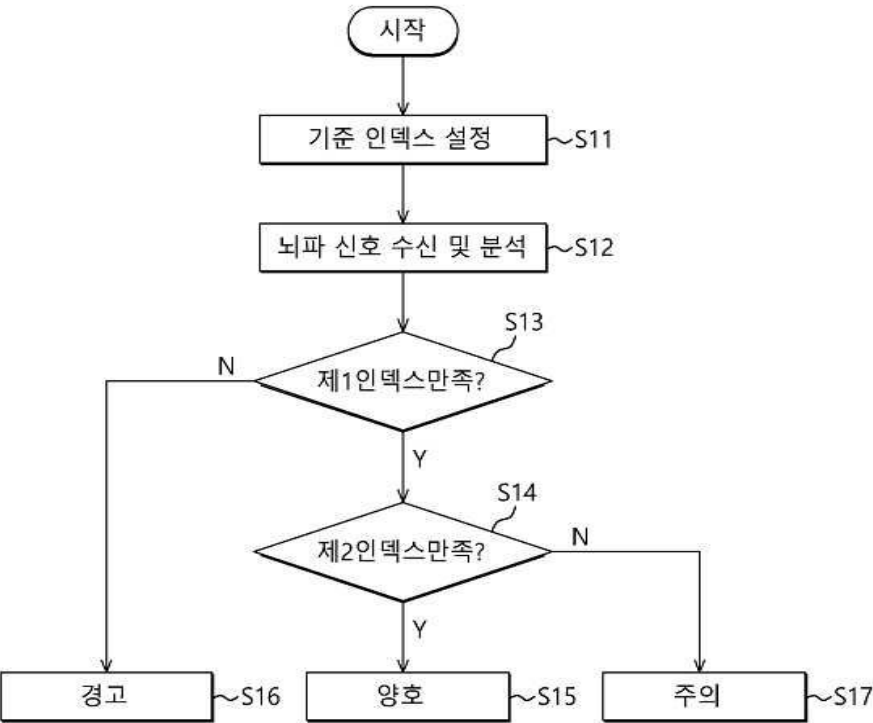
300



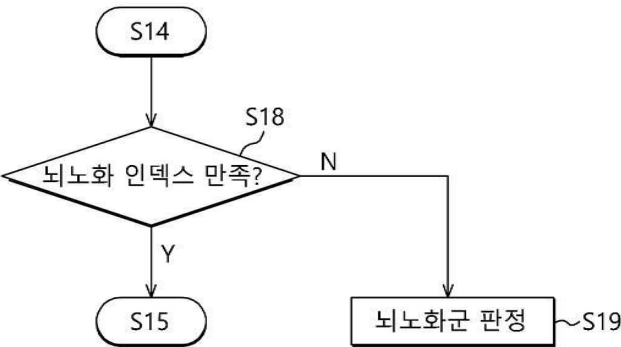
도면8



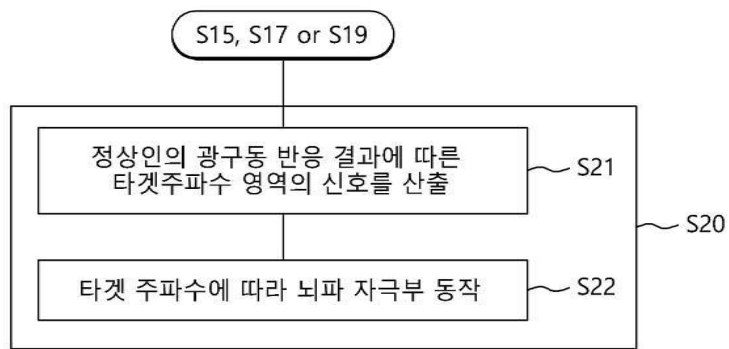
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	用于诊断和预防痴呆的脑电测量装置，系统和方法		
公开(公告)号	KR102037970B1	公开(公告)日	2019-10-30
申请号	KR1020170061005	申请日	2017-05-17
[标]发明人	YOO HEE KYONG 유희경 KIM WON BAE 김원배		
发明人	유희경 김원배		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0478 A61B5/0484		
CPC分类号	A61B5/4088 A61B5/6814 A61B5/7271 A61B5/04842 A61B5/0478 A61B5/6831 A61B5/6803 A61B5/04012		
代理人(译)	金成南		
其他公开文献	KR1020180126239A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

脑波测量装置以及用于诊断和预防痴呆的系统和方法技术领域本发明涉及一种脑波测量装置以及用于诊断和预防其的痴呆的系统和方法。本实施方式的痴呆症诊断和预防系统包括EEG测量装置和痴呆症诊断装置。该EEG测量装置安装在被测者的预定头部上，该测头是至少一个用于测量被测者的脑电波的EEG检测电极，目镜，该目镜被配置为在EEG测量期间阻挡被测者的视野，并且位于眼罩附近。它包括用于对对象进行视觉刺激的EEG刺激单元。痴呆症诊断设备从EEG测量设备接收EEG信号，确定EEG信号是否在参考指标范围之外，并将其确定为异常组，并将与正常人的EEG相对应的视觉刺激给予异常组。并向脑电波测量装置输出控制命令。

