



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년03월20일
(11) 등록번호 10-1718293
(24) 등록일자 2017년03월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/048 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0484 (2006.01)
G06N 99/00 (2010.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/048 (2013.01)
A61B 5/04012 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0123805
(22) 출원일자 2016년09월27일
심사청구일자 2016년09월27일
(56) 선행기술조사문헌
JP3978721 B2
KR101457477 B1
KR1020160041748 A
WO2016023126 A1

(73) 특허권자
인제대학교 산학협력단
경남 김해시 인제로 197, 내 (어방동,
인제대학교)
(72) 발명자
이승환
경기도 고양시 일산서구 대산로 106, 102동 101
호(강선마을1단지아파트)
임창환
서울특별시 송파구 올림픽로 435, 306동 3001호(
파크리오아파트)
심미선
서울특별시 성동구 왕십리로 222, 한양대학교 생
체공학과
(74) 대리인
위병갑

기술이전 희망 : 기술양도

전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 최성수

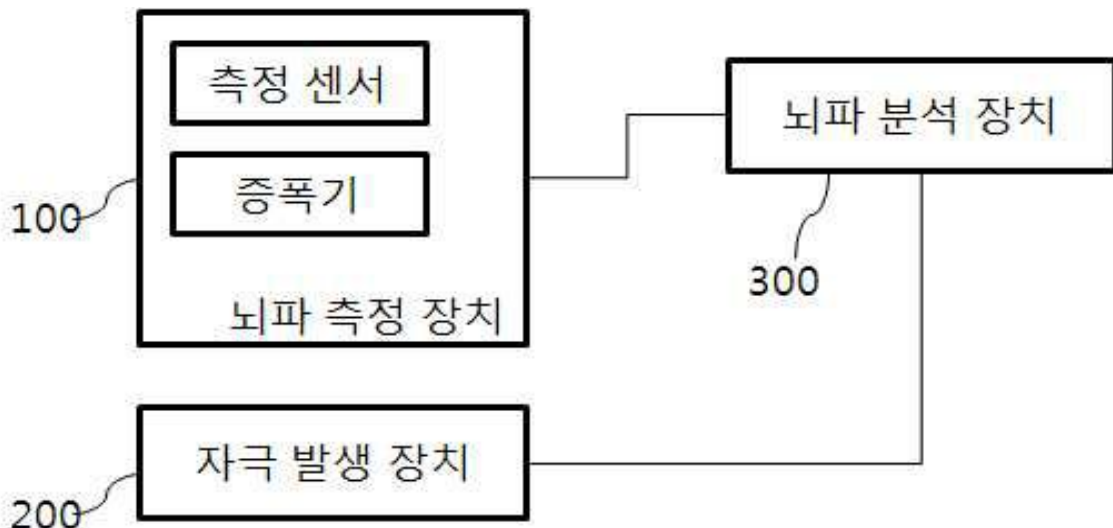
(54) 발명의 명칭 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템

(57) 요약

본 발명은 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템에 관한 것으로, 환자의 두피에 밀착되어 뇌파를 측정하여 출력하는 뇌파 측정 장치(100); 외부로부터 입력되는 청자극 발생제어신호에 의하여 소리 자극 신호를 발생시켜 출력하는 자극 발생 장치(200); 및 외부로부터 가해지는 물리적인 힘에 의해 상기 자극 발생 장치

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



(200)로 청자극 발생제어신호를 출력하고, 상기 뇌파 측정 장치(100)를 통해 측정된 뇌파 신호를 입력받아 노이즈를 제거한 후 피질 수준의 복수개의 위치들에 대해서 1차 신호원을 추정하고, 상기 추정된 1차 신호원을 브로드만 영역(Brodmann area)을 토대로 2차 신호원으로 축소시키고, 축소된 신호원을 여러 수준의 주파수 밴드로 나누어, 각각 주파수 밴드마다 신호원의 진폭 및 위상 값을 이용하여 신호원의 기능적 연결성을 계산하고, 그 결과 값을 기반으로 뇌 네트워크 값을 계산한 후 정상인의 뇌 네트워크 값과 비교하여 진단 정보를 생성시켜 제공하는 뇌파 분석 장치(300)를 포함한다. 이에 따라 전문가가 수치를 보면서 정확하게 진단할 수 있고, 이를 통해 치료가 이루어지도록 하여, 심각한 상태로의 진전을 조기에 차단할 뿐만 아니라, 단기간에 정상적인 삶이 가능하도록 하는 효과가 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/04845 (2013.01)

A61B 5/4884 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7271 (2013.01)

G06N 99/005 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NRF-2015R1A2A2A01003564

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 인제대학교 산학협력단

연구사업명 중견연구자 사업(핵심)

연구과제명 뇌파와 심박변이도를 이용한 정신질환 진단도구 개발

기 여 율 1/2

주관기관 미래창조과학부

연구기간 2015.05.01 ~ 2018.04.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NRF-2015M3C7A1028252

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 인제대학교 산학협력단

연구사업명 뇌과학원천기술개발사업

연구과제명 외상후 스트레스장애 발병 예측, 조기 진단 및 치료 반응성 평가를 위한 EEG Biomarker 개

발

기 여 율 1/2

주관기관 미래창조과학부

연구기간 2015.06.01 ~ 2020.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

환자의 두피에 밀착되어 뇌파를 측정하여 출력하는 뇌파 측정 장치(100);

외부로부터 입력되는 청자극 발생제어신호에 응하여 소리 자극 신호를 발생시켜 출력하는 자극 발생 장치(200); 및

외부로부터 가해지는 물리적인 힘에 의해 상기 자극 발생 장치(200)로 청자극 발생제어신호를 출력하고, 상기 뇌파 측정 장치(100)를 통해 측정된 뇌파 신호를 입력받아 노이즈를 제거한 후 피질 수준의 복수개의 위치들에 대해서 1차 신호원을 추정하고, 상기 추정된 1차 신호원을 브로드만 영역(Brodmann area)을 토대로 2차 신호원으로 축소시키고, 축소된 신호원의 서로 다른 주파수 수준에서의 진폭 및 위상을 기반으로 하여 신호원의 기능적 연결성을 계산하고, 그 결과값을 기반으로 뇌 네트워크 값을 계산한 후 정상인의 뇌 네트워크 값과 비교하여 진단 정보를 생성시켜 제공하는 뇌파 분석 장치(300);

를 포함하는 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 뇌파 분석 장치(300)는, 머신 러닝을 통하여 계산된 뇌 네트워크 값을 분류시켜 특정 환자가 실제 그 질환을 가질 수 있는 정확도를 수치로 제공하는 것을 특징으로 하는 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 자극 발생 장치(200)의 소리자극은, 1000Hz의 표준 자극 또는 1500Hz의 목표 자극 중 하나인 것을 특징으로 하는 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 뇌파 분석 장치(300)는 P300 뇌파의 경우 2차 신호원을 모두 사용하여 뇌 네트워크 값을 계산하는 것을 특징으로 하는 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 계산된 뇌 네트워크 값은, 뇌의 연결성을 정량화한 값인 것을 특징으로 하는 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템에 관한 것으로, 특히 안정상태에서의 뇌파(resting state EEG)와 P300 ERP(event-related potential)라고 알려진 뇌파를 각각 측정하여 신호의 기능적 연결성을 계산하고, 계산된 기능적 연결성 값을 기반으로 해당 환자의 뇌 네트워크 값을 계산하여 정상인의 뇌 네트워크와 비교하여 진단 정보를 생성시켜 제공하는 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 현대사회를 살아가는 사람들은 여러가지 상황에 노출되고, 이로 인한 정신적인 스트레스가 많이 있는데, 이러한 스트레스는 우울증 등의 정신적 질병을 유발하고, 이로 인한 사회문제는 심각한 지경에 이르고 있다.

[0003] 특히, 스트레스가 트라우마 상태까지 가는 외상후스트레스장애(PTSD, Post Traumatic Stress Disorder, 이하, 'PTSD'라 한다)는 극심한 외상성 사건에 노출된 후 뒤따라서 나타나는 외상의 재경험, 외상관련 자극 회피 및 일반적인 반응의 마비가 증가된 각성반응 등의 증상이 나타나는 것이다.

[0004] 상기 외상성 사건이라 함은 전쟁, 폭행, 유괴, 인질, 사고 등 생명의 위협을 느낄 정도의 큰 사건들을 포함한다

[0005] 최근에 큰 재앙과 같은 사건들이 일어나고, 이러한 사건을 직접 또는 간접경험한 사람들은 PTSD가 나타날 수 있다.

[0006] 특히, 소방공무원, 경찰공무원 등 직업상 일반적인 스트레스에 노출될 뿐만 아니라, 많은 사건 사고들을 접할 수밖에 없기 때문에 PTSD에 노출될 확률이 높아서 이를 운용하는 정부에서는 다양한 프로그램 등을 활용하여 이를 경감 또는 치료하기 위해 노력하고 있다.

[0007] 우리나라의 소방공무원의 PTSD 발병률은 11.1%, 준 PTSD의 발병률은 10.4% 정도(2006, 유지현 저 참조)로 즉 소방공무원 10명당 2명 정도는 PTSD 증상이 나타난다고 한다.

[0008] 이러한 PTSD는 다른 정신 장애를 합병하기 쉽기 때문에 특정 환자가 실제 그 질환을 가질 정확도를 수치로 제시해 주고, 전문가가 이 수치를 기반으로 PTSD를 정확하게 진단하는 것이 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 일본 등록특허 제 3978721 호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 이와 같은 종래기술의 문제점을 해소시키기 위한 것으로, 본 발명은 안정상태에서의 뇌파와 P300 ERP(event-related potential)라고 알려진 뇌파를 각각 측정하여 신호의 기능적 연결성을 계산하고, 계산된 기능적 연결성 값을 기반으로 해당 환자의 뇌 네트워크 값을 계산하여 정상인의 뇌 네트워크와 비교하여 진단 정보를 생성시켜 제공하는 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템을 제공하는데, 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 본 발명의 실시예에 따른 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템은 환자의 두피에 밀착되어 뇌파를 측정하여 출력하는 뇌파 측정 장치(100); 외부로부터 입력되는 청자극 발생제어신호에 응하여 소리 자극 신호를 발생시켜 출력하는 자극 발생 장치(200); 및 외부로부터 가해지는 물리적인 힘에 의해 상기 자극 발생 장치(200)로 청자극 발생제어신호를 출력하고, 뇌파 측정 장치(100)를 통해 측정된 뇌파 신호를 입력받아 노이즈를 제거한 후 피질 수준의 복수개의 위치들에 대해서 1차 신호원을 추정하고, 추정된 1차 신호원을 브로드만 영역(Brodmann area)을 토대로 2차 신호원으로 축소시키고, 축소된 신호원을 여러 수준의 주파수 밴드로 나누어, 각각 주파수 밴드마다 신호원의 진폭 및 위상 값을 이용하여 신호원의 기능적 연결성을 계산하고, 그 결과값을 기반으로 뇌 네트워크 값을 계산한 후 동일한 방법으로 계산 되어진 정상인의 뇌 네트워크 값과 비교하여 진단 정보를 생성시켜 제공하는 뇌파 분석 장치(300)를 포함할 수 있다.

- [0012] 본 발명과 관련된 실시예로서, 뇌파 분석 장치(300)는, 머신 러닝을 통하여 계산된 뇌 네트워크 값을 분류시켜 특정 환자가 실제 그 질환을 가질 수 있는 정확도를 수치로 제공할 수 있다.
- [0013] 본 발명과 관련된 실시예로서, 자극 발생 장치(200)의 소리자극은, 1000Hz의 표준 자극 또는 1500Hz의 목표 자극, 두가지 자극이 모두 사용되나, 실제 뇌 네트워크 계산에는 목표자극에 의해 발생된 뇌파 신호만 사용될 수 있다.
- [0014] 본 발명과 관련된 실시예로서, 뇌파 분석 장치(300)는 P300 뇌파의 경우 2차 신호원을 모두 사용하여 뇌 네트워크 값을 계산할 수 있다.
- [0015] 본 발명과 관련된 실시예로서, 계산된 뇌 네트워크 값은, 뇌의 연결성을 정량화한 값의 의미한다.

발명의 효과

- [0016] 본 발명은 안정상태에서의 뇌파와 P300 ERP(event-related potential)라고 알려진 뇌파를 각각 측정하여 신호의 기능적 연결성을 계산하고, 계산된 기능적 연결성 값을 기반으로 해당 환자의 뇌 네트워크 값을 계산하여 정상인의 뇌 네트워크와 비교하여 진단 정보를 생성시켜 제공함으로써, 전문가가 수치를 보면서 정확하게 진단할 수 있고, 이를 통해 치료가 이루어지도록 하여, 심각한 상태로의 진전을 조기에 차단할 뿐만 아니라, 단기간에 정상적인 삶이 가능하도록 하는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0017] 도 1은 본 발명에 따른 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템의 구성을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 2는 본 발명에 따른 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템의 운영방법을 설명하기 위한 동작 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0018] 본 발명에서 사용되는 기술적 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아님을 유의해야 한다. 또한, 본 발명에서 사용되는 기술적 용어는 본 발명에서 특별히 다른 의미로 정의되지 않는 한, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 의미로 해석되어야 하며, 과도하게 포괄적인 의미로 해석되거나, 과도하게 축소된 의미로 해석되지 않아야 한다. 또한, 본 발명에서 사용되는 기술적인 용어가 본 발명의 사상을 정확하게 표현하지 못하는 잘못된 기술적 용어일 때에는, 당업자가 올바르게 이해할 수 있는 기술적 용어로 대체되어 이해되어야 할 것이다. 또한, 본 발명에서 사용되는 일반적인 용어는 사전에 정의되어 있는 바에 따라, 또는 전후 문맥상에 따라 해석되어야 하며, 과도하게 축소된 의미로 해석되지 않아야 한다.
- [0019] 또한, 본 발명에서 사용되는 단어의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한 복수의 표현을 포함한다. 본 발명에서, "구성된다" 또는 "포함한다" 등의 용어는 발명에 기재된 여러 구성 요소들, 또는 여러 단계를 반드시 모두 포함하는 것으로 해석되지 않아야 하며, 그 중 일부 구성 요소들 또는 일부 단계들은 포함되지 않을 수도 있고, 또는 추가적인 구성 요소 또는 단계들을 더 포함할 수 있는 것으로 해석되어야 한다.
- [0020] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 실시 예를 상세히 설명하되, 도면 부호에 관계없이 동일하거나 유사한 구성 요소는 동일한 참조 번호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0021] 도 1은 본 발명에 따른 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템의 구성을 설명하기 위한 도면이다.
- [0022] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명이 적용된 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템은 뇌파 측정 장치(100), 자극 발생 장치(200), 뇌파 분석 장치(300)로 이루어진다.
- [0023] 뇌파 측정 장치(100)는 환자의 두피에 밀착되어 뇌파를 측정하여 출력한다. 뇌파 측정 장치(100)는 측정 센서와 증폭기로 이루어져 있으며, 측정 센서를 두피에 부착시켜 뇌에서 발생하는 신호를 측정하게 된다. 측정 센서를 낱개로 구성하여 하나씩 두피에 부착시킬 수도 있으나, 측정 센서가 일정하게 배열되어 있는 모자처럼 형성시켜 환자가 머리에 쓰고 측정할 수도 있도록 구현가능하다. 이때 뇌에서 발생하는 신호는 매우 미약하므로, 측정 센서에 의해 측정된 뇌파는 증폭기에 의해 증폭되어 뇌파 분석 장치(300)로 출력된다. 측정 센서에 의해 측정된

신호의 크기 단위는 micro-voltage(μV)이다.

- [0024] 뇌파 측정 장치(100)는 안정상태(resting state)와, P300 사건유발전위(event-related potential ERP)에 대해서 측정하게 된다.
- [0025] 안정 상태(resting state)는, 아무것도 하지 않은 상태에서 환자의 뇌파를 측정하는 것으로, 주로 눈을 뜬 상태(eyes open)와 눈을 감은 상태(eyes close)에서 대략 3분~5분 정도 측정한다.
- [0026] P300 ERP란 청각 양자극 방안(auditory oddball task)를 수행할 때 발생하는 양의 값을 갖는 신호로서, 해당 방안은 표준 자극(standard stimulus, 1000Hz)과 목표 자극(target stimulus, 1500Hz)의 두 가지 소리 자극으로 구성되어 있고, 환자는 목표 자극에 반응하도록 요구된다.
- [0027] 뇌파 측정 장치(100)는 안정상태와 P300에 대한 뇌파를 측정한 후, 눈 움직임, 전원 노이즈 등 다양한 노이즈들을 제거하는 등의 일련의 전처리 과정을 통하여 깨끗한 신호를 확보하고, 이를 뇌파 분석 장치(300)로 제공한다.
- [0028] 자극 발생 장치(200)는 외부로부터 입력되는 청자극 발생제어신호에 의하여 소리 자극 신호를 발생시켜 출력한다.
- [0029] 뇌파 분석 장치(300)는 뇌파 분석을 위한 프로그램이 탑재되어 있으며, 뇌파 분석을 위한 사용자 인터페이스를 제공하고, 전문가(의사 또는 뇌파 진단자)는 사용자 인터페이스를 통해 뇌파를 측정하거나, 또는 소리자극 신호를 발생시킬 수 있도록 뇌파 측정 장치(100) 또는 자극 발생 장치(200)의 작동 상태를 제어할 수 있도록 구현된다. 즉 뇌파 분석 장치(300)는 사용자 인터페이스를 통해 자극 발생 장치(200)를 작동하기 위한 아이콘이나 메뉴항목이 클릭되면 청자극 발생제어신호를 생성하여 자극 발생 장치(200)로 출력한다.
- [0030] 뇌파 분석 장치(300)는 뇌파 측정 장치(100)를 통해 측정된 뇌파 신호를 입력받아 노이즈를 제거한 후 피질 수준의 7850개 위치에 대해서 1차 신호원을 추정하고, 추정된 7850개의 신호원인 1차 신호원을 브로드만 영역(Brodmann area)을 토대로 66개의 신호원인 2차 신호원으로 축소시키고, 축소된 2차 신호원을 여러 수준의 주파수 밴드로 나눈 후, 신호원의 진폭 및 위상정보를 이용하여 의 진폭 및 위상을 변환시킨 후 신호원의 기능적 연결성을 계산하고, 그 결과값을 기반으로 뇌 네트워크 값을 계산한 후 정상인의 뇌 네트워크 값과 비교하여 진단 정보를 생성시켜 제공한다. 여기서, 계산된 뇌 네트워크 값은, 뇌의 연결성을 정량화한 값이다.
- [0031] 실제 뇌에서 발생하는 신호를 추정할 수 있는 방법이 있는데, 이것을 역문제(inverse problem)라 하며, 기존에 sLORETA, MUSIC 등 다양한 역문제 방법이 제시되고 있다. 본 발명에서는 minimum norm estimation(MNE) 방식을 이용하여 신호원을 추정한다.
- [0032] 신호원은 $\hat{J}=W^T L$ 이고, $\hat{J}$ 는 전류원의 세기를 나타내고, L은 leadfield 행렬을 의미한다. W는 가중치 행렬로 $W=K^T V$ 의 식을 통해 산출된다. K는 leadfield 행렬의 내적 값이고, V는 측정된 뇌전도 신호이다.
- [0033] 그리고 eConnectom이라는 open MATLAB source를 사용하여 두피에서 측정된 신호를 토대로 피질(cortex) 수준의 7850개 위치에서 값을 추정한다.
- [0034] 그리고 총 7850개의 위치 신호인 1차 신호원을 브로드만 영역을 토대로 66개 위치(좌: 33개/우: 33개)로 축소하여 해당 위치에서의 뇌 네트워크 값을 추정하게 된다.
- [0035] 이렇게 추정된 신호를 대상으로 기능적 연결성을 계산하여야 하는데, 신호의 기능적 연결성을 계산하기 위해 phase locking value(PLV)를 계산한다. 즉, 뇌파 분석 장치(300)는 신호를 Hilbert transform을 이용하여 주파수 수준의 진폭(amplitude)과 위상(phase)로 변환한 후, 각 관심영역(ROI)의 신호들의 위상(phase)이 서로 얼마나 동기화되어 있는지를 판별한다. 이때 뇌파 분석 장치(300)는 MATLAB을 이용하여 해당 알고리즘을 구성하고, PLV 값을 계산한다.
- [0036] 여기서, Phase locking value, $P = \left| \left\langle e^{j\Delta\phi(t)} \right\rangle_t \right|$ 이다.
- [0037] 계산된 PLV 값을 기반으로 하여 뇌 네트워크 값을 계산한다. 여기서, 뇌 네트워크란 뇌의 연결성을 정량화한 값으로서, graph theory를 기반으로 하여 clustering coefficient, path length, efficiency 그리고 centrality 등 다양한 값들을 계산하여, 해당 환자의 뇌 네트워크를 확인한다.

$$\text{Clustering coefficient, } C_i = \frac{1}{K_i(K_i-1)} \sum_{j,k \in G_i, j,k \neq i} (w_{ij} \cdot w_{jk} \cdot w_{ki})^{\frac{1}{3}}$$

$$\text{Path length, } L = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i,j \in G, i \neq j} \frac{1}{d_{ij}}$$

$$\text{Efficiency, } E_{global} = \frac{1}{N-1} \sum_{j \in G} \frac{1}{d_{ij}}$$

$$\text{Betweenness centrality, } C_B(i) = \frac{g_{jk}(i)}{g_{jk}}$$

[0038]

[0039]

이렇게 산출된 환자의 네트워크는 통계적 방법을 통해 정상인의 네트워크와 비교되어 지고, 다른 정도를 확인할 수 있도록 사용자 인터페이스를 통해 제공한다.

[0040]

뇌파 분석 장치(300)는 머신 러닝을 통하여 계산된 뇌 네트워크 값을 분류시켜 특정 환자가 실제 그 질환을 가질 수 있는 정확도를 수치로 제공한다. 즉, 뇌파 분석 장치(300)는 특정 정보를 학습하고 이를 통하여 분류할 수 있도록 하는 머신 러닝(기계 학습, machine learning)인 Support vector machine(SVM), k-nearest neighbor(KNN)과 같은 분류기(classifier)를 이용하여 계산된 네트워크 값을 분류하도록 한다. 예를 들면 정상인과 PTSD의 network의 분류, 또는 정상인, 다양한 정신질환(우울증) 및 PTSD의 network 분류 등이다. 머신 러닝(Machine learning)을 통하여 분류할 경우, 특정 환자가 실제 그 질환을 가질 정확도를 수치(percentage)로 사용자 인터페이스를 통해 제공하고, 이 수치를 기반으로 전문가가 환자의 PTSD를 진단하게 된다.

[0041]

상기와 같이 구성된 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템의 운영방법에 대해서 설명하면 하기와 같다.

[0042]

도 2는 본 발명에 따른 뇌 네트워크 분석을 통한 외상후스트레스 장애 진단시스템의 운영방법을 설명하기 위한 동작 흐름도이다.

[0043]

도 2에 도시된 바와 같이, 뇌파 분석 장치(300)는 사용자 인터페이스를 통해 뇌파 측정 개시 명령이 입력되었는지를 판단(S110)하고, 판단 결과 뇌파 측정 개시 명령이 입력되면 뇌파 분석 장치(300)는 스피커를 통해 안정상태에서의 뇌파 측정이 이루어질 예정임을 알리는 멘트와 함께 환자에게 측정시 행동상황에 대한 정보를 알려주는 멘트가 출력되도록 한 후 뇌파를 측정(S120)한다. 예를 들면 '눈을 뜨고 계세요' 라는 멘트를 출력시킨 후 그 때의 뇌파를 측정하고, '눈을 감으세요'라는 멘트를 출력시킨 후 그 때의 뇌파를 측정하고, 이때 뇌파를 측정하는 시간은 약 3분에서 5분 사이이다.

[0044]

그리고 뇌파 분석 장치(300)는 P300 ERP 측정을 위한 해당 방안은 표준 자극(standard stimulus, 1000 Hz)과 목표 자극(target stimulus, 1500 Hz)의 두 가지 소리 자극이 가해지도록 자극 발생 장치(200)를 제어하여 소리 자극 신호를 발생시키고, 이때의 뇌파를 뇌파 측정 장치(100)를 통해 제공(S130)받게 된다.

[0045]

뇌파 분석 장치(300)는 이렇게 안정상태에서의 뇌파와 P300 ERP를 측정한 후 minimum norm estimation(MNE)을 이용하여 실제 뇌에서 발생한 신호원을 추정(S140)하게 된다. 즉, 뇌파 분석 장치(300)는 두피에서 측정된 신호를 피질 수준의 7850개의 위치에서 값(신호원)을 추정하고, 총 7850개의 위치에서의 1차 신호원을 브로드만 영역 방식을 이용하여 좌측 33개, 우측 33개로 총 66개의 2차 신호원으로 축소시킨다.

[0046]

그리고 뇌파 분석 장치(300)는 안정상태의 뇌파를 측정하여 신호원을 추정할 때는 66개의 위치를 모두 사용하여 관심영역 추정방법으로 사용한다.

[0047]

이렇게 신호원 추정이 완료되면, 뇌파 분석 장치(300)는 추정된 신호원에 대해서 기능적 연결성을 계산하기 위하여 phase locking value(PLV)를 계산(S150)한다.

[0048]

뇌파 분석 장치(300)는 이렇게 계산된 phase locking value(PLV)값을 기반으로 하여 뇌 네트워크 값을 계산(S160)하여 해당 환자의 뇌 네트워크를 확인한다.

[0049]

뇌파 분석 장치(300)는 이렇게 산출된 뇌 네트워크를 통계적 방법으로 통하여 정상인의 뇌 네트워크와 비교할 수 있도록 사용자 인터페이스를 통해 제공(S170)한다.

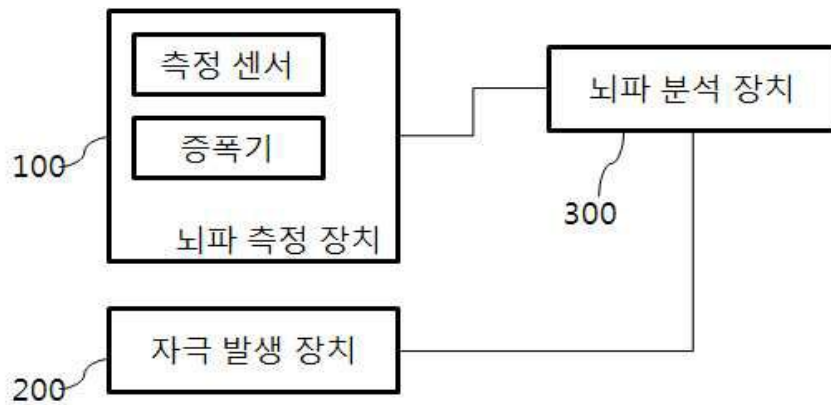
[0050] 전술한 내용은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시 예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

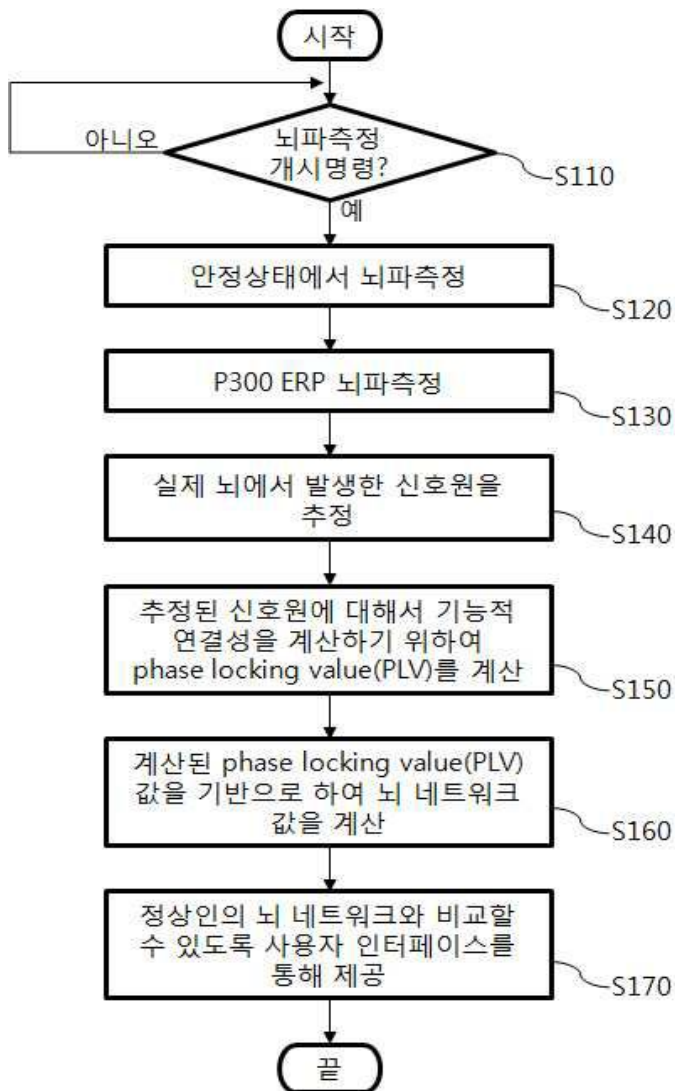
[0051] 100 : 뇌파 측정 장치
200 : 자극 발생 장치
300 : 뇌파 분석 장치

도면

도면1



도면2



专利名称(译)	PTSD诊断系统通过脑网络分析		
公开(公告)号	KR101718293B1	公开(公告)日	2017-03-20
申请号	KR1020160123805	申请日	2016-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	仁济大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	仁济大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	仁济大学产学合作基金会		
[标]发明人	SEUNG HWAN LEE 이승환 CHANG HWAN IM 임창환 MISEON SHIM 심미선		
发明人	이승환 임창환 심미선		
IPC分类号	A61B5/048 A61B5/04 G06N99/00 A61B5/00 A61B5/0484		
CPC分类号	A61B5/048 A61B5/04012 G06N99/005 A61B5/4884 A61B5/7235 A61B5/7271 A61B5/04845 A61B5/7225		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及通过脑网络分析的借记Huth跟踪故障诊断系统，包括脑电波分析系统（300），其输出青瓷瓷极产生控制信号和用于测量脑电图的装置（100）：刺激发生器（200）：响应于从外部输入的青瓷瓷极产生控制信号输出声敏信号和从外部施加到磁极发生器（200）的物理功率并紧密地粘附到患者的头皮上并且通过测量装置接收测量的脑电图后，测量脑波并输出它估计关于真皮层水平的多个位置的第一信号源脑电图（100）并去除噪声，广泛地将上述假定的第一信号源（Brodmann区域）上的第一信号源减少到第二信号源，并将减小的信号源分成某个级别的频带，并计算使用信号源的幅度和相位值在频带上的信号源的功能连接性质，并且它产生在进行计算之后与正常人的脑网络值进行比较的信息，并且基于该网络提供脑网络值。返回值。因此，它具有这样的效果：当专家遭受羞辱并且包括治疗并且在其早期阶段阻止到严重状态的震颤时它可以准确地诊断。此外，正常生活是可能的短期的。

