(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0133626
(43) 공개일자 2020년11월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/0476* (2006.01)
A61N 1/05 (2006.01) *A61N 1/36* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/4064 (2013.01)
A61B 5/0476 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0059123
(22) 출원일자 2019년05월20일
심사청구일자 2019년05월20일

(71) 출원인
이화여자대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)
한국과학기술원
대전광역시 유성구 대학로 291(구성동)
(72) 발명자
이향운
서울특별시 강남구 압구정로 201, 87동 1103호(압구정동, 현대아파트)
강제원
서울특별시 마포구 독막로 145, 104동 904호(창전동, 서강쌍용예가)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리앤목특허법인

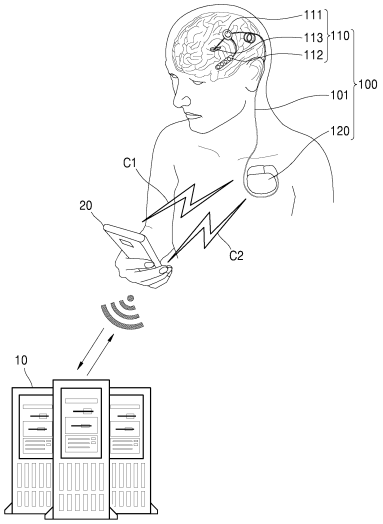
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 **뇌전증 측정기기 및 뇌전증 측정 시스템**

(57) 요 약

본 발명의 일 실시예는 사용자의 두부에 배치되는 제1 바디부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 뇌신경신호를 측정하는 제1 센서를 포함하는 센서부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 제공되는 뇌자극신호에 따라 뇌신경 치료자극을 뇌로 인가하는 자극부를 구비하는 제1 유닛 및 상기 제1 유닛과 전기적으로 연결되며, 사용자의 두부가 아닌 다른 신체에 배치되는 제2 바디부와, 상기 제2 바디부에 배치되며 상기 제1 유닛으로 전원을 공급하는 배터리부와, 외부 장치와 무선통신하기 위한 통신부를 구비하는 제2 유닛을 포함하는, 뇌전증 측정기기를 제공한다.

대 표 도 - 도5



(52) CPC특허분류
A61B 5/7235 (2013.01)
A61B 5/7275 (2013.01)
A61B 5/746 (2013.01)
A61N 1/0529 (2013.01)
A61N 1/36064 (2013.01)
A61N 1/36135 (2013.01)
A61N 2/006 (2013.01)

(72) 발명자
김지훈
서울특별시 서초구 서초대로38길 12, 102동 603호 (서초동, 마제스타시티, 힐스테이트 서리풀)
제민규
대전광역시 유성구 문지로 14, 1동 501호(도룡동, 과학기술원관리아파트)
강승균
대전광역시 유성구 문지로 14, 1동 303호(도룡동, 과학기술원관리아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2017R1A2A2A05069647
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	기초연구지원사업 / 중견연구자지원사업
연구과제명	커넥톰 기반 뇌전증 신경네트워크 분석기법 개발
기 여 율	8/10
과제수행기관명	이화여자대학교
연구기간	2017.09.01 ~ 2020.08.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2019M3C1B8090803
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	원천기술개발사업 / STEAM(R&D)연구사업
연구과제명	수면제어 인지강화 인체핵심 뇌회로 초음파 신경조절 휴먼적용
기 여 율	2/10
과제수행기관명	이화여자대학교
연구기간	2019.04.01 ~ 2023.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

사용자의 두부에 배치되는 제1 바디부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 뇌신경신호를 측정하는 제1 센서를 포함하는 센서부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 제공되는 뇌자극신호에 따라 뇌신경 치료자극을 뇌로 인가하는 자극부를 구비하는 제1 유닛; 및

상기 제1 유닛과 전기적으로 연결되며, 사용자의 두부가 아닌 다른 신체에 배치되는 제2 바디부와, 상기 제2 바디부에 배치되며 상기 제1 유닛으로 전원을 공급하는 배터리부와, 외부 장치와 무선통신하기 위한 통신부를 구비하는 제2 유닛;을 포함하는, 뇌전증 측정기기.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 제2 유닛은 사전에 저장된 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬 을 이용하여 상기 뇌신경신호에 따라 상기 사용자의 경련 여부를 판단하고, 경련이라고 판단하는 경우 알람 신호를 생성하는 판단부;를 더 포함하는, 뇌전증 측정기기.

청구항 3

제2 항에 있어서,

상기 판단부는 상기 뇌자극신호에 대응되는 뇌신경 치료자극을 상기 사용자의 뇌로 인가하도록 상기 뇌자극신호를 생성하여 상기 자극부로 제공하는, 뇌전증 측정기기.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 통신부는,

원격 능동 통신 방법에 의해 외부 장치와 통신하는 제1 통신수단; 및

근접 수동 통신 방법에 의해 외부 장치와 통신하는 제2 통신수단;을 구비하는, 뇌전증 측정기기.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 제1 통신수단은 상기 알람 신호를 원격 능동 통신 방법에 의해 외부 장치에 송수신하고,

상기 제2 통신수단은 상기 뇌신경신호 또는 상기 뇌자극신호를 근접 수동 통신 방법에 의해 외부 장치에 송수신하는, 뇌전증 측정기기.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 센서부는 상기 뇌신경신호와 다른 생체 신호를 감지하는 제2 센서를 더 포함하는, 뇌전증 측정기기.

청구항 7

제6 항에 있어서,

상기 제2 센서는 사용자의 동작신호를 감지하는, 뇌전증 측정기기.

청구항 8

사용자의 두부에 배치되는 제1 바디부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 뇌신경신호를 측정하는 제1 센서를 포함하는 센서부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 제공되는 뇌자극신호에 따라 뇌신경 치료자극을 뇌로 인가하는 자극부를 구비하는 제1 유닛;

상기 제1 유닛과 전기적으로 연결되며, 사용자의 두부가 아닌 다른 신체에 배치되는 제2 바디부와, 상기 제2 바디부에 배치되며 상기 제1 유닛으로 전원을 공급하는 배터리부와, 외부 장치와 무선통신하기 위한 통신부를 구비하는 제2 유닛;

상기 사용자의 사전에 획득한 뇌신경신호 중 정상뇌신경신호 및 경련뇌신경신호를 이용하여 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 기계학습하는 학습부; 및

상기 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬 및 상기 센서부에서 실시간으로 측정하는 상기 뇌신경신호를 이용하여 상기 사용자의 경련 여부를 판단하는 판단부;를 포함하는, 뇌전증 측정 시스템.

청구항 9

제8 항에 있어서,

상기 판단부는 상기 제2 유닛에 배치되며, 경련이라고 판단하는 경우 알람 신호를 생성하는, 뇌전증 측정 시스템.

청구항 10

제9 항에 있어서,

상기 판단부는 상기 뇌자극신호에 대응되는 뇌신경 치료자극을 상기 사용자의 뇌로 인가하도록 상기 뇌자극신호를 생성하여 상기 자극부로 제공하는, 뇌전증 측정 시스템.

청구항 11

제10 항에 있어서,

상기 통신부는,

원격 능동 통신 방법에 의해 외부 장치와 통신하는 제1 통신수단; 및

근접 수동 통신 방법에 의해 외부 장치와 통신하는 제2 통신수단;을 구비하는, 뇌전증 측정 시스템.

청구항 12

제11 항에 있어서,

상기 제1 통신수단은 상기 알람 신호를 원격 능동 통신 방법에 의해 외부 장치에 송수신하고,

상기 제2 통신수단은 상기 뇌신경신호 또는 상기 뇌자극신호를 근접 수동 통신 방법에 의해 외부 장치에 송수신하는, 뇌전증 측정 시스템.

청구항 13

제8 항에 있어서,

상기 센서부는 상기 뇌신경신호와 다른 생체 신호를 감지하는 제2 센서를 더 포함하는, 뇌전증 측정 시스템.

청구항 14

제13 항에 있어서,

상기 제2 센서는 사용자의 동작 신호를 감지하는, 뇌전증 측정 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명의 실시예들은 뇌전증 측정기기 및 뇌전증 측정 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 뇌전증 발작은 환자가 발작을 일으키는 동안 짧게는 몇 초 혹은 몇 분 동안 의식을 잃거나 팔 다리를 마구 흔드는 등과 같은 행동이나 의식에 변화를 초래한다. 뇌전증은 일반적으로 비정상적으로 활동하는 뇌의 질환이다. 뇌전증은 낯선 느낌, 감정, 행동, 혹은 때때로 경기(경련), 근육 경련, 의식을 잃는 등의 발작 현상을 수반한다. 일부 뇌전증 환자에게 발작은 아주 가끔 발생하기도 하지만 또 다른 사람에게는 하루에 100번 이상 발생하는 경우도 있다. 이러한 발작은 개인차에 따라 발작 발생 횟수가 다르며, 발작의 위험에도 그 차이를 보인다. 뇌전증 발작 환자가 저산소증(만성 폐색성 폐질환, 심한 천식), 뇌막염(수막염), 뇌염, 뇌종양과 같은 질병을 갖고 있는 경우 발작에 따른 위험성은 더 높아진다.

[0003] 뇌전증 환자의 수는 미국의 경우, 2백만명 이상의 환자가 있는 것으로 알려져 있으며, 이러한 뇌전증 환자들 중 80%는 의약과 수술에 의해 발작을 제어할 수 있다고 보고되고 있다. 그러나 나머지 25 내지 30%의 환자는 계속적으로 발작을 경험하고 있다. 영국의 경우에는 뇌전증환자의 수가 60만명에 이른다. 이들 중 약 500명의 환자들은 갑작스런 발작에 의해 부상을 입고 그러한 부상에 의하여 목숨을 잃고 있다. 우리나라의 경우 정확한 통계는 없지만 약 30 내지 40만명의 뇌전증 환자가 있는 것으로 추정되고 있다.

[0004] 한편, 뇌파(EEG)는 뇌 피질 표면에서 발생하는 신경 세포들의 동기화된 활동으로 인하여 발생하는 생체 내부의 전류 흐름을 전극(electrode)을 이용하여 측정하는 것으로 두피의 피부에 부착하거나 수술적으로 두개강 내에 뇌파전극을 삽입하여 측정할 수 있다. 그러나, 종래의 측정기기는 배터리 일체형으로 형성되기 때문에, 체내 삽입 후 배터리 교체를 위해서는 추가적인 뇌수술이 필요하며, 측정 기기를 체내 삽입한 상태에서 자기공명영상(MRI)을 촬영하는 것이 불가능하다는 문제점이 있다. 또한, 종래에 뇌파를 이용한 뇌전증 데이터 분석은 뇌전증 진단, 발작 탐지 및 예측을 위해 이용되고 있으나, 경련이 일어나는 전후 시간에 대해 전체 또는 광범위한 구간의 주파수에 대한 뇌파 데이터를 모든 뇌파전극에서 정밀하게 분석하기 때문에 시간이 오래 걸리고, 경련 발생 초기에 경련을 탐지하는 것이 어려웠다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 상기한 문제점들을 해결하기 위하여, 본 발명의 실시예들은 뇌파 측정 및 뇌자극을 위한 필수구성만을 구비하는 제1 유닛과 나머지 구성들을 포함하는 제2 유닛으로 분리된 뇌전증 측정기기 및 이를 포함하는 뇌전증 측정 시스템을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 일 실시예는 사용자의 두부에 배치되는 제1 바디부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 뇌신경신호를 측정하는 제1 센서를 포함하는 센서부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 제공되는 뇌자극신호에 따라 뇌신경 치료자극을 뇌로 인가하는 자극부를 구비하는 제1 유닛 및 상기 제1 유닛과 전기적으로 연결되며, 사용자의 두부가 아닌 다른 신체에 배치되는 제2 바디부와, 상기 제2 바디부에 배치되며 상기 제1 유닛으로 전원을 공급하는 배터리부와, 외부 장치와 무선통신하기 위한 통신부를 구비하는 제2 유닛을 포함하는, 뇌전증 측정기기를 제공한다.

[0007] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제2 유닛은 사전에 저장된 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬 을 이용하여 상기 뇌신경신호에 따라 상기 사용자의 경련 여부를 판단하고, 경련이라고 판단하는 경우 알람 신호를 생성하는 판단부를 더 포함할 수 있다.

[0008] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 판단부는 상기 뇌자극신호에 대응되는 뇌신경 치료자극을 상기 사용자의 뇌로 인가하도록 상기 뇌자극신호를 생성하여 상기 자극부로 제공할 수 있다.

[0009] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 통신부는, 원격 능동 통신 방법에 의해 외부 장치와 통신하는 제1 통신수단 및 근접 수동 통신 방법에 의해 외부 장치와 통신하는 제2 통신수단을 구비할 수 있다.

[0010] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 통신수단은 상기 알람 신호를 원격 능동 통신 방법에 의해 외부 장치에 송수신하고, 상기 제2 통신수단은 상기 뇌신경신호 또는 상기 뇌자극신호를 근접 수동 통신 방법에 의해 외부 장치에 송수신할 수 있다.

[0011] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 센서부는 상기 뇌신경신호와 다른 생체 신호를 감지하는 제2 센서를 더 포함할 수 있다.

[0012] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제2 센서는 사용자의 동작신호를 감지할 수 있다.

[0013] 본 발명의 일 실시예는, 사용자의 두부에 배치되는 제1 바디부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 뇌신경신호를 측정하는 제1 센서를 포함하는 센서부와, 상기 제1 바디부에 연결되며 제공되는 뇌자극신호에 따라 뇌신경 치료자극을 뇌로 인가하는 자극부를 구비하는 제1 유닛, 상기 제1 유닛과 전기적으로 연결되며, 사용자의 두부가 아닌 다른 신체에 배치되는 제2 바디부와, 상기 제2 바디부에 배치되며 상기 제1 유닛으로 전원을 공급하는 배터리부와, 외부 장치와 무선통신하기 위한 통신부를 구비하는 제2 유닛, 상기 사용자의 사전에 획득한 뇌신경신호 중 정상뇌신경신호 및 경련뇌신경신호를 이용하여 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 기계학습하는 학습부 및 상기 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬 및 상기 센서부에서 실시간으로 측정하는 상기 뇌신경신호를 이용하여 상기 사용자의 경련 여부를 판단하는 판단부를 포함하는, 뇌전증 측정 시스템을 제공한다.

[0014] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 판단부는 상기 제2 유닛에 배치되며, 경련이라고 판단하는 경우 알람 신호를 생성할 수 있다.

[0015] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 판단부는 상기 뇌자극신호에 대응되는 뇌신경 치료자극을 상기 사용자의 뇌로 인가하도록 상기 뇌자극신호를 생성하여 상기 자극부로 제공할 수 있다.

[0016] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 통신부는, 원격 능동 통신 방법에 의해 외부 장치와 통신하는 제1 통신수단 및 근접 수동 통신 방법에 의해 외부 장치와 통신하는 제2 통신수단을 구비할 수 있다.

[0017] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제1 통신수단은 상기 알람 신호를 원격 능동 통신 방법에 의해 외부 장치에 송수신하고, 상기 제2 통신수단은 상기 뇌신경신호 또는 상기 뇌자극신호를 근접 수동 통신 방법에 의해 외부 장치에 송수신할 수 있다.

[0018] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 센서부는 상기 뇌신경신호와 다른 생체 신호를 감지하는 제2 센서를 더 포함할 수 있다.

[0019] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 제2 센서는 사용자의 동작신호를 감지할 수 있다.

[0020] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

[0021] 본 발명의 실시예들에 따른 뇌전증 측정기기 및 뇌전증 측정 시스템은 제1 유닛과 제2 유닛으로 이원화된 구조를 통해 추가적인 수술적 치료 없이도 배터리 교체가 가능하며, 사용자의 뇌에 삽입된 상태에서도 자기공명영상과 같은 의료영상 촬영이 가능하다는 장점을 갖는다. 또한, 본 발명의 실시예들에 따른 뇌전증 측정기기 및 뇌전증 측정 시스템은 인공지능을 통해 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 생성하고, 주기적으로 제공되는 데이터들을 통해 업데이트함으로써, 높은 수준의 감지 및 예측 정확도를 달성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 네트워크 환경의 예를 도시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌전증 측정기기를 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 도 2의 뇌전증 측정기기의 블록도이다.

도 4는 도 2의 뇌전증 측정기기의 다른 실시예에 따른 블록도이다.

도 5는 도 2의 뇌전증 측정기기를 포함하는 뇌전증 측정 시스템을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 학습부에서 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 판단부에서 경련여부를 판단하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고

상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.

[0024] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0025] 이하의 실시예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용되었다.

[0026] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.

[0027] 이하의 실시예에서, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.

[0028] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등의 부분이 다른 부분 위에 또는 상에 있다고 할 때, 다른 부분의 바로 위에 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 있는 경우도 포함한다.

[0029] 도면에서는 설명의 편의를 위하여 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다. 예컨대, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 두께는 설명의 편의를 위해 임의로 나타내었으므로, 본 발명이 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.

[0030] 어떤 실시예가 달리 구현 가능한 경우에 특정한 공정 순서는 설명되는 순서와 다르게 수행될 수도 있다. 예를 들어, 연속하여 설명되는 두 공정이 실질적으로 동시에 수행될 수도 있고, 설명되는 순서와 반대의 순서로 진행될 수 있다.

[0031] 이하의 실시예에서, 막, 영역, 구성 요소 등이 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소들이 직접적으로 연결된 경우뿐만 아니라 막, 영역, 구성요소들 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소들이 개재되어 간접적으로 연결된 경우도 포함한다. 예컨대, 본 명세서에서 막, 영역, 구성 요소 등이 전기적으로 연결되었다고 할 때, 막, 영역, 구성 요소 등이 직접 전기적으로 연결된 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 간접적으로 전기적 연결된 경우도 포함한다.

[0033] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 네트워크 환경의 예를 도시한 도면이다.

[0034] 도 1의 네트워크 환경은 사용자 단말(20), 서버(10, 30) 및 네트워크(40)를 포함하는 예를 나타내고 있다. 이러한 도 1은 발명의 설명을 위한 일례로 사용자 단말의 수나 서버의 수가 도 1과 같이 한정되는 것은 아니다.

[0035] 사용자 단말(20)은 컴퓨터 장치로 구현되는 고정형 단말(22)이거나 이동형 단말(21)일 수 있다. 사용자 단말(20)은 후술하는 뇌전증 측정기기(100)로부터 수신된 데이터를 서버(10, 30)로 전송하기 위한 단말일 수 있다. 사용자 단말(20)의 예를 들면, 스마트폰(smart phone), 휴대폰, 네비게이션, 컴퓨터, 노트북, 디지털방송용 단말, PDA(Personal Digital Assistants), PMP(Portable MItimedia Player), 태블릿 PC 등이 있다. 일례로 사용자 단말 1(21)은 무선 또는 유선 통신 방식을 이용하여 네트워크(40)를 통해 다른 사용자 단말(22) 및/또는 서버(10, 30)와 통신할 수 있다.

[0036] 통신 방식은 제한되지 않으며, 네트워크(40)가 포함할 수 있는 통신망(일례로, 이동통신망, 유선 인터넷, 무선 인터넷, 방송망)을 활용하는 통신 방식뿐만 아니라 기기들간의 근거리 무선 통신 역시 포함될 수 있다. 예를 들어, 네트워크(40)는, PAN(personal area network), LAN(local area network), CAN(campus area network), MAN(metropolitan area network), WAN(wide area network), BBN(broadband network), 인터넷 등의 네트워크 중 하나 이상의 임의의 네트워크를 포함할 수 있다. 또한, 네트워크(40)는 버스 네트워크, 스타 네트워크, 링 네트워크, 메쉬 네트워크, 스타-버스 네트워크, 트리 또는 계층적(hierarchical) 네트워크 등을 포함하는 네트워크 토폴로지 중 임의의 하나 이상을 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[0037] 서버(10, 30)는 사용자 단말(20)과 네트워크(40)를 통해 통신하여 명령, 코드, 파일, 컨텐츠, 서비스 등을 제공하는 컴퓨터 장치 또는 복수의 컴퓨터 장치들로 구현될 수 있다.

[0038] 일례로, 서버(10, 30)는 네트워크(40)를 통해 접속한 사용자 단말 1(21)로 어플리케이션의 설치를 위한 파일을 제공할 수 있다. 이 경우 사용자 단말 1(21)은 서버(10, 30)로부터 제공된 파일을 이용하여 어플리케이션을 설

치할 수 있다. 또한, 사용자 단말 1(21)이 포함하는 운영체제(Operating system, OS) 및 적어도 하나의 프로그램(일례로 브라우저나 설치된 어플리케이션)의 제어에 따라 서버(10, 30)에 접속하여 서버(10, 30)가 제공하는 서비스나 콘텐츠를 제공받을 수 있다. 다른 예로, 서버(10, 30)는 데이터 송수신을 위한 통신 세션을 설정하고, 설정된 통신 세션을 통해 사용자 단말(20) 간의 데이터 송수신을 라우팅할 수도 있다.

[0039] 본 발명의 일 실시예에 따른면, 서버(10, 30)는 사용자 단말(20)을 통해 사용자의 뇌신경신호를 제공받고, 뇌신경 신호 및 딥러닝에 기반하여 사용자 맞춤형 경련뇌파 감지 및 예측 알고리듬을 생성할 수 있다. 또한, 서버(10, 30)는 뇌에 치료자극 인가 전후의 사용자 단말(20)로부터 제공되는 사용자의 뇌신경 신호 및 딥러닝을 이용하여 사용자 맞춤형 치료자극신호 생성 알고리듬을 생성할 수 있다. 사용자 단말(20)은 뇌전증 측정기기(100)로부터 수신된 사용자의 뇌신경 신호를 주기적으로 서버(10, 30)에 전달하며, 서버(10, 30)는 주기적으로 전달되는 뇌신경 신호에 따라 상기 사용자 맞춤형 경련뇌파 감지 및 예측 알고리듬 및 사용자 맞춤형 치료자극신호 생성 알고리듬을 업데이트할 수 있다.

[0040] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌전증 측정기기(100)를 설명하기 위한 도면이고, 도 3은 도 2의 뇌전증 측정기기(100)의 블록도이다. 도 4는 도 2의 뇌전증 측정기기(100)의 다른 실시예에 따른 블록도이며 도 5는 도 2의 뇌전증 측정기기(100)를 포함하는 뇌전증 측정 시스템을 설명하기 위한 도면이다.

[0041] 도 2 및 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌전증 측정기기(100)는 사용자의 두부(head)에 배치되는 제1 유닛(110)과 사용자의 두부가 아닌 다른 신체에 배치되는 제2 유닛(120)을 포함할 수 있다.

[0042] 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌전증 측정기기(100)는 뇌신경신호를 측정하기 위한 센서부(112)와, 뇌신경 치료자극을 뇌로 인가하기 위한 자극부(113)로 이루어지는 필수 구성요소만을 사용자의 두부에 배치하고, 나머지 배터리부(122) 및 데이터 처리를 위한 프로세서 등의 구성요소를 사용자의 두부로부터 이격된 다른 신체에 배치시키는 이원화된 구조를 갖는 것을 특징으로 한다.

[0043] 뇌전증 측정기기(100)는 정확한 뇌전증 감지 및 예측을 위해 사용자의 뇌에 인접하게 배치되어 미세한 뇌신경신호를 전달받아야 한다. 종래의 뇌전증 측정기기는 뇌신경신호를 측정하는 센서 또는 치료자극을 뇌로 인가하기 위한 자극수단에 전원을 공급하기 위해 배터리와 같은 전원수단을 포함하였다. 그러나, 이러한 배터리와 같은 전원수단은 자성을 띄는 물질을 포함하기 때문에 뇌전증 측정기기를 체내에 삽입한 상태에서 자기공명영상(MRI)과 같은 의료영상을 측정할 수 없고, 배터리 교체를 위해서는 반드시 수술이 필요하다는 문제점이 있다.

[0044] 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌전증 측정기기(100)는 사용자의 두부에 배치되는 제1 유닛(110)과 사용자의 두부가 아닌 다른 신체에 배치되는 제2 유닛(120)으로 분리하고, 제1 유닛(110)에 배치되는 구성을 최소화하는 이원화구조를 형성함으로써, 뇌전증 측정기기(100)를 사용자의 두부에 삽입된 상태에서 자기공명영상과 같은 의료영상 측정이 가능하며 추가적인 수술없이 배터리를 교체할 수 있다.

[0045] 이하에서는 뇌전증 측정기기(100)의 각 구성요소를 좀 더 자세히 설명한다.

[0046] 제1 유닛(110)은 제1 바디부(111), 센서부(112) 및 자극부(113)를 포함한다.

[0047] 제1 바디부(111)는 사용자의 두부에 배치되되, 두개골 외부에 배치될 수 있다. 제1 바디부(111)는 체내 이식된 상태에서도 자기공명영상(Magnetic resonance Imaging; MRI) 촬영이 가능할 수 있도록 비철재 및 비강자성체 재료(nonferrous and nonferromagnetic)로 이루어질 수 있다. 예를 들면, 제1 바디부(111)는 강화플라스틱, 오스테나이트 주철 또는 실리콘(silicon) 등의 재료로 이루어질 수 있다.

[0048] 또한, 도시하지 않았으나, 제1 바디부(111)에는 센서부(112) 및 자극부(113)를 제어하기 위한 보조회로(미도시)가 삽입될 수 있다. 이때, 보조회로(미도시)는 센서부(112) 및 자극부(113)를 제어하여 데이터를 전달받거나 전달하는 기능을 수행하기는 하나, 실질적인 제어는 제2 유닛(120)에 배치된 프로세서에 의해 처리되기 때문에 센서부(112) 및 자극부(113)를 제어하기 위한 최소한의 회로로 이루어질 수 있다. 보조회로(미도시)는 저전력 고성능 집적 회로소자를 포함할 수 있으며, 체내 이식된 상태에서 자기공명영상(Magnetic resonance Imaging; MRI)에 대한 간섭이 발생하지 않도록 비철재 및 비강자성체 재료(nonferrous and nonferromagnetic)로 이루어질 수 있다.

[0049] 센서부(112)는 사용자의 뇌신경신호를 포함하는 생체신호를 측정하기 위한 수단일 수 있다. 센서부(112)는 제1 바디부(111)에 연결되며 사용자의 뇌에 인접하게 배치되어 뇌신경신호를 측정하는 제1 센서(1121)를 포함할 수 있다. 제1 센서(1121)는 두개강 내 삽입될 수 있으며, 삽입 위치는 사용자의 병변특성에 따라 달라질 수 있다. 제1 센서(1121)는 제1 바디부(111)에 배치되는 제어회로(미도시)와 전기적으로 연결되어, 삽입 위치에서 실시간

으로 감지하는 뇌신경신호를 제어회로(미도시)로 전달할 수 있다. 제1 센서(1121)는 도시된 바와 같이, 두개강 내 삽입되되 뇌의 표면(surface)에 배치되는 전극일 수 있다.

[0050] 한편, 센서부(112)는 뇌신경신호와 다른 생체신호를 측정하기 위한 제2 센서(1122)를 더 포함할 수 있다. 제2 센서(1122)는 제1 센서(1121)와 다른 생체 신호, 예를 들면, 사용자의 동작여부를 감지하여 동작신호를 생성하는 모션 센서(motion sensor)일 수 있다. 다시 말해, 센서부(112)는 사용자의 경련여부를 감지하기 위해 뇌신경신호를 감지할 뿐만 아니라, 뇌신경신호 외 다른 생체신호를 동시에 감지하여, 경련여부를 보다 정확히 판단할 수 있게 한다. 보다 구체적으로 설명하면, 후술하는 판단부(123)는 사용자의 실시간 뇌신경신호 및 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 이용하여 사용자의 경련 여부를 판단하는데, 이때 함께 감지된 동작신호를 통해 사용자의 쓰러짐 여부에 따라 실제 경련인지 아닌지를 정확하게 판단할 수 있게 된다.

[0051] 다른 실시예로서, 도 4에 도시된 바와 같이, 제2 센서(1322)는 제1 유닛(110)에 배치되지 않고, 제1 유닛(110)과 물리적으로 분리된 다른 제3 유닛(130)에 배치될 수도 있다. 구체적으로, 제2 센서(1322)는 앞서 설명한 바와 같이 모션 센서(motion sensor)일 수 있는데, 두부의 움직임이 아니더라도 사용자의 쓰러짐을 감지할 수 있는 어떤 부위에 배치되어도 상관없다. 따라서, 제2 센서(1322)는 사용자의 두부에 위치하는 제1 유닛(110)과 물리적으로 분리되며, 사용자의 다른 신체에 배치되는 제3 유닛(130)에 포함될 수 있다. 예를 들면, 제3 유닛(130)은 사용자의 손목에 착용되는 손목 밴드일 수도 있다.

[0052] 다시 도 2 및 도 3을 참조하면, 자극부(113)는 제1 바디부(111)와 연결되며 외부 서버(10, 30) 또는 제2 유닛(120)의 판단부(123)로부터 제공되는 뇌자극신호에 따라 뇌신경 치료자극을 뇌로 인가할 수 있다. 자극부(113)는 경련병소나 특정 뇌부위를 전기 또는 자기자극하기 위하여 사전에 설정된 병소까지 삽입되는 전극일 수 있다. 만성뇌질환의 치료를 위해서는 시상이나 시상하핵을 전기자극하는 심부뇌자극술(deep brain stimulation, DBS), 경련병소나 특정 뇌부위를 전기 또는 자기자극하여 경련발작을 중단시키고 자발성경련발작의 발생을 억제하는 대뇌피질전기자극(electrical cortical stimulation, ECS)이나 반복적경두개자기자극술(repetitive transcranial magnetic stimulation, rTMS) 등이 이용될 수 있다. 이때, 사용자의 경련병소 또는 특정 뇌부위는 뇌의 깊숙한 위치에 위치할 수 있으며, 자극부(113)는 상기한 위치까지 치료 자극을 전달할 수 있는 깊이 전극(depth electrode)으로 이루어질 수 있다.

[0053] 자극부(113)는 센서부(112)와 마찬가지로 제1 바디부(111)에 배치되는 제어회로(미도시)와 전기적으로 연결되어, 외부 서버(10, 30) 또는 제2 유닛(120)의 판단부(123)로부터 제공되는 뇌자극신호에 대응하여 상기 특정 뇌부위에 뇌신경 치료자극을 인가할 수 있다.

[0054] 제2 유닛(120)은 제2 바디부(121), 배터리부(122) 및 통신부(125)를 포함한다. 제1 유닛(110)과 제2 유닛(120)은 전기적으로 연결될 수 있으며, 도시한 바와 같이, 전기선(101)을 통해 연결될 수 있다.

[0055] 제2 바디부(121)는 사용자의 두부가 아닌 다른 신체에 배치될 수 있다. 예를 들면, 도시된 바와 같이 제2 바디부(121)는 사용자의 흉부에 배치될 수 있다.

[0056] 배터리부(122)는 제2 바디부(121)에 배치되며 제2 유닛(120)에 포함된 구동소자뿐만 아니라 제1 유닛(110)으로도 전원을 공급할 수 있다. 배터리부(122)는 교체식 배터리를 이용할 수 있으나, 이에 제한되지 않으며 충전식 배터리를 사용할 수 있음은 물론이다.

[0057] 통신부(125)는 제2 바디부(121)에 배치되며 외부 장치, 예를 들면, 사용자 단말(20)과 무선(wireless) 통신하기 위한 기능을 수행할 수 있다. 이때, 통신부(125)는 원격 능동 통신 방법에 의한 제1 통신수단(1251)과, 근접 수동 통신 방법에 의한 제2 통신수단(1252)을 포함하며, 2가지의 무선통신 방법 모두를 사용하여 외부 장치와 통신할 수 있다.

[0058] 뇌전증 측정기기(100)는 측정되는 뇌신경신호에 따라 경련이라고 판단되면 알람신호를 생성하여 사용자에 알려주거나, 측정된 뇌신경신호를 외부 서버(10, 30)로 전달하여 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 주기적으로 업데이트시킬 수 있다.

[0059] 이때, 통신부(125)가 블루투스(Bluetooth), 지그비(ZigBee), MISC(Medical Implant Communication Service)와 같은 원격 능동 통신 방법을 이용하는 경우, 알람 신호와 같은 단발성 데이터의 경우 전송이 가능하나 축적된 뇌신경신호를 외부로 전달하기 위해서는 전력 소모가 지나치게 커지는 문제점이 발생하여 뇌신경신호를 외부로 전송하는 것이 어려워진다. 또는, 통신부(125)가 NFC(Near Field Communication)과 같은 근접 수동 통신 방법을 이용하는 경우, 사용자 단말(20)을 근접시키기만 하면 되므로 배터리 소모없이 뇌신경신호를 전달할 수 있으

나, 근접 통신만 가능하므로 경련이 감지되었을 때 실시간 알람신호를 전송하는 것이 어렵다는 문제점이 있다.

[0060] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌전증 측정기기(100)는 상기한 문제점을 해결하기 위해 원격 능동 통신 방법에 의한 제1 통신수단(1251)과, 근접 수동 통신 방법에 의한 제2 통신수단(1252)을 포함하며, 2가지의 무선 통신 방법 모두를 사용하여 외부 장치와 통신할 수 있다. 또한, 통신부(125)는 뇌전증 측정기기(100)로부터 뇌자극신호 또한 사용자 단말(20)로 송수신할 수 있다.

[0061] 한편, 다른 실시예로서, 도 4를 참조하면, 제2 유닛(120)은 사용자의 뇌신경신호와 다른 생체 신호를 감지하기 위한 제3 센서(1223)를 더 포함할 수 있다. 이때, 제3 센서(1223)는 심전도(ECG) 신호를 측정하기 위한 심전도 센서일 수 있다. 다른 실시예에 따른 뇌전증 측정기기(100)는 뇌신경신호와 함께 동작신호 또는 심전도 신호를 측정함으로써, 후술하는 판단부(123)는 보다 정확한 경련발생여부를 감지 및 예측할 수 있다.

[0062] 이하에서는 뇌전증 측정 시스템에 대하여 보다 구체적으로 설명한다.

[0063] 도 2 내지 도 5를 참조하면, 뇌전증 측정 시스템은 전술한 제1 유닛(110) 및 제2 유닛(120)을 포함하는 뇌전증 측정기기(100)와, 학습부, 판단부(123)를 포함할 수 있다.

[0064] 여기서, 뇌전증 측정 시스템은 적어도 하나 이상의 프로세서(processor)를 포함할 수 있다. 이에 따라 뇌전증 측정 시스템은 마이크로 프로세서나 범용 컴퓨터 시스템과 같은 하드웨어 장치에 포함된 형태로 구동될 수 있다. 여기서, 프로세서(processor)는, 예를 들어 프로그램 내에 포함된 코드 또는 명령으로 표현된 기능을 수행하기 위해 물리적으로 구조화된 회로를 갖는, 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치를 의미할 수 있다. 이와 같이 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치의 일 예로써, 마이크로프로세서(Microporcessor), 중앙처리장치(Central Processing Unit: CPU), 프로세서 코어(Processor Core), 멀티프로세서(Multiprocessor), ASIC(Application-Specific Integrated Circuit), FPGA(Field Programmable Gate Array) 등의 처리 장치를 망라할 수 있으나, 본 발명의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다.

[0065] 일례로, 뇌전증 측정기기(100)의 프로세서가 메모리와 같은 기록 장치에 저장된 프로그램 코드에 따라 생성한 요청이 통신부의 제어에 따라 사용자 단말(20)로 전달될 수 있다. 사용자 단말(20)의 프로세서는 또한, 메모리와 같은 기록 장치에 저장된 프로그램 코드에 따라 생성한 요청을 통신 모듈의 제어에 따라 네트워크(40)를 통해 서버(10, 30)로 전달할 수 있다. 역으로, 서버(10, 30)의 프로세서의 제어에 따라 제공되는 제어 신호나, 명령, 컨텐츠, 파일 등이 네트워크(40)를 거쳐 사용자 단말(20)의 통신모듈을 통해 사용자 단말(20)로 수신되고, 통신부를 통해 뇌전증 측정기기(100)로 전달될 수 있다. 예를 들어 통신모듈을 통해 수신된 서버(10, 30)의 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬은 뇌전증 측정기기(100)의 프로세서나 메모리로 전달될 수 있다.

[0066] 프로세서는 기본적인 산술, 로직 및 입출력 연산을 수행함으로써 컴퓨터 프로그램의 명령을 처리하도록 구성될 수 있다. 명령은 메모리 또는 수신부에 의해 프로세서로 제공될 수 있다 예를 들어, 프로세서는 메모리와 같은 기록 장치에 저장된 프로그램 코드에 따라 수신되는 명령을 실행하도록 구성될 수 있다. 뇌전증 측정기기(100)의 프로세서는 판단부(123)를 포함할 수 있다.

[0067] 일 실시예로서, 학습부는 외부 서버(10)에 탑재되고, 판단부(123)는 뇌전증 측정기기(100), 보다 구체적으로 뇌전증 측정기기(100)의 제2 유닛(120)에 구비될 수 있다. 즉, 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 생성과정은 외부 서버(10)에서 수행되고, 상기 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬 및 실시간으로 감지되는 뇌신경신호를 이용하여 경련 발생 여부를 판단과정은 뇌전증 측정기기(100)의 제2 유닛(120)에서 수행될 수 있다. 그러나, 본 발명은 이에 제한되지 않으며, 학습부 및 판단부(123)가 하나의 장치에 구비되어 학습하고 판단하는 기능을 모두 수행할 수도 있다.

[0068] 이하에서는 도 6을 참조하여 학습부에서 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 생성하는 과정을 설명한다.

[0069] 도 6은 학습부에서 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0070] 도 6을 참조하면, 먼저, 학습부는 사전에 획득한 사용자의 실제 정상뇌신경신호 및 실제 뇌경련신호를 수신한다(S11). 이때, 사용자의 실제 정상뇌신경신호 및 실제 뇌경련신호는 뇌전증 측정기기(100)로부터 측정된 뇌신경신호일 수 있으며, 실제 사용자가 경련이 발생되었는지 결과를 통해 확인되어 분류된 신호일 수 있다.

[0071] 다음, 학습부는 실제 정상뇌신경신호 및 실제 경련뇌신경신호를 학습하여 특징을 추출한다(S12). 일 실시예로서, 학습부는 시계열적으로 수신된 뇌신경신호들에 대한 전력 스펙트럼 밀도(power spectrum density, PSD)를 계산하고, 이를 분석하여 실제 정상뇌신경신호 및 실제 경련뇌신경신호의 분리폭이 가장 큰 주파수를 포

함하는 특정주파수 대역을 검출할 수 있다. 예를 들면, 특정주파수 대역은 분리폭이 가장 큰 주파수를 기준으로 일정 범위를 갖는 주파수 대역일 수 있다. 여기서, 특정주파수 대역은 웰치(Welch) 방법을 이용하여 검출될 수 있다. 다만, 본 발명은 이에 제한되지 않으며, 학습부는 실제 정상뇌신경신호 및 실제 경련뇌신경신호로부터 특정주파수 대역뿐만 아니라 다른 특징들도 추출할 수 있음은 물론이다.

[0072] 다음, 학습부는 상기 추출된 특징과 유사한 특징을 갖는 가상 정상뇌신경신호 및 가상 경련뇌신경신호를 생성한다(S13). 사용자의 실제 정상뇌신경신호 및 실제 경련뇌신경신호는 사용자가 뇌전증 측정기기(100)를 착용한 후 획득할 수 있으며, 실제 경련이 일어나는 빈도가 그렇게 많지 않기 때문에 기계학습을 수행함에 있어 데이터 수가 부족할 수 있다. 학습부는 상기한 바와 같이 실제 뇌정상신경신호와 실제 경련뇌신경신호로부터 추출된 특징을 이용하여 이와 유사한 특징을 갖는 가상 정상뇌신경신호 및 가상 경련뇌신경신호를 생성하고 학습데이터로서 활용할 수 있다.

[0073] 이후, 학습부는 생성된 가상 정상뇌신경신호 및 가상 경련뇌신경신호를 이용하여 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 생성하고 학습할 수 있다(S14). 학습부는 뇌전증 측정기기(100)로부터 주기적으로 제공되는 뇌신경신호를 통해 알고리듬이 얼마나 정확했는가를 판단하고(S15), 상기한 일련의 과정을 통해 개인별로 최적화된 경련 감지 및 예측 알고리즘을 구현하여 높은 수준의 감지 및 예측 정확도를 달성할 수 있다.

[0074] 이상에서는 학습부에서 뇌신경신호를 이용하여 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 생성하는 경우를 중심으로 설명하였으나, 학습부는 뇌신경신호뿐만 아니라 동작신호 또는 심전도 신호와 같이 다중생체신호를 이용하여 알고리듬을 생성할 수 있음은 물론이다.

[0075] 또한, 학습부는 뇌전증 측정기기(100)의 자극부(113)를 통해 인가된 치료 자극 전후의 뇌신경신호를 제공받고, 이를 기초로 학습함으로써, 치료 자극 신호 생성 알고리듬을 생성할 수 있다. 다시 말해, 학습부는 치료 자극 전후의 뇌신경신호으로부터 특징을 추출하고, 가장 분리폭을 작게 하는 자극 신호를 생생할 수 있도록 학습하여, 치료 자극 신호 생성 알고리듬을 생성할 수 있다.

[0076] 학습부는 딥러닝(Deep learning)을 기반으로 분류기준을 학습하며, 딥러닝은 여러 비선형 변환기법의 조합을 통해 높은 수준의 추상화(abstractions, 다량의 데이터나 복잡한 자료들 속에서 핵심적인 내용 또는 기능을 요약하는 작업)를 시도하는 기계학습 알고리즘의 집합으로 정의된다. 학습부는 딥러닝의 모델 중 예컨대 심층 신경망(Deep Neural Networks, DNN), 컨볼루션 신경망(Convolutional Neural Networks, CNN), 순환 신경망(Reccurent Neural Network, RNN) 및 심층 신뢰 신경 망(Deep Belief Networks, DBN) 중 어느 하나를 이용한 것일 수 있다.

[0077] 학습부는 뇌신경신호들을 분류하기 위해, Logistic regression, Decision tree, Nearest-neighbor classifier, Kernel discriminate analysis, Neural network, Support Vector Machine, Random forest, Boosted tree 등의 알고리즘 및/또는 방식(기법)을 사용할 수 있다.

[0078] 학습부는 경련을 예측하거나 적합한 치료 자극을 생성하기 위해 Linear regression, Regression tree, Kernel regression, Support vector regression, Deep Learning 등의 알고리즘 및/또는 방식(기법)을 사용할 수 있다.

[0079] 또한 학습부는 벡터의 연산을 위해 Principal component analysis, Non-negative matrix factorization, Independent component analysis, Manifold learning, SVD 등의 알고리즘 및/또는 방식(기법)을 사용할 수 있다.

[0080] 학습부는 정보들의 그룹화를 위해 k-means, Hierarchical clustering, mean-shift, self-organizing maps(SOMs) 등의 알고리즘 및/또는 방식(기법)을 사용할 수 있다.

[0081] 학습부는 데이터 비교를 위해 Bipartite cross-matching, n-point correlation two-sample testing, minimum spanning tree 등의 알고리즘 및/또는 방식(기법)을 사용할 수 있다.

[0082] 다만 전술한 알고리즘 및/또는 방식(기법)은 예시적인 것으로 본 발명의 사상이 이에 한정되는 것은 아니다.

[0083] 이하 도 7을 참조하여 판단부(123)에서 경련여부를 판단하는 과정을 설명한다.

[0084] 도 7은 판단부(123)에서 경련여부를 판단하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0085] 도 7을 참조하면, 먼저 판단부(123)는 제1 유닛(110)의 센서부(112)로부터 실시간으로 측정되는 뇌신경신호를 획득한다(S21). 판단부(123)에는 뇌전증 측정기기(100)의 제2 유닛(120)에 배치되며, 학습부에 의해 생성된 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬이 사전에 저장될 수 있다.

[0086] 이후, 판단부(123)는 상기 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 이용하여 뇌신경신호에 따라 사용자의 경련여부를 판단하고(S22, S23), 경련이라고 판단하는 경우 알람 신호를 생성할 수 있다(S24).

[0087] 한편, 판단부(123)는 뇌자극신호에 대응되는 뇌신경 치료자극을 사용자의 뇌로 인가하도록 뇌자극신호를 생성하여 자극부(113)로 제공할 수 있다. 판단부(123)는 학습부에서 생성된 뇌신경 치료 자극 생성 알고리듬이 사전에 저장되며, 뇌신경 치료 자극 생성 알고리듬을 이용하여 사용자 최적의 치료자극이 뇌로 인가될 수 있도록 뇌자극신호를 생성할 수 있다.

[0088] 이상 설명된 본 발명에 따른 실시예는 컴퓨터 상에서 다양한 구성요소를 통하여 실행될 수 있는 컴퓨터 프로그램의 형태로 구현될 수 있으며, 이와 같은 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 기록될 수 있다. 이때, 매체는 컴퓨터로 실행 가능한 프로그램을 저장하는 것일 수 있다. 매체의 예시로는, 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM 및 DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical medium), 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등을 포함하여 프로그램 명령어가 저장되도록 구성된 것이 있을 수 있다.

[0089] 한편, 상기 컴퓨터 프로그램은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야의 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 예에는, 컴파일러에 의하여 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용하여 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드도 포함될 수 있다.

[0090] 전술한 바와 같이, 본 발명의 실시예들에 따른 뇌전증 측정기기 및 뇌전증 측정 시스템은 제1 유닛과 제2 유닛으로 이원화된 구조를 통해 추가적인 수술적 치료 없이도 배터리 교체가 가능하며, 사용자의 뇌에 삽입된 상태에서도 자기공명영상과 같은 의료영상 촬영이 가능하다는 장점을 갖는다.

[0091] 또한, 본 발명의 실시예들에 따른 뇌전증 측정기기 및 뇌전증 측정 시스템은 인공지능을 통해 사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬을 생성하고, 주기적으로 제공되는 데이터들을 통해 업데이트함으로써, 높은 수준의 감지 및 예측 정확도를 달성할 수 있다.

[0092] 이와 같이 본 발명은 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 하여 설명하였으나 이는 예시적인 것에 불과하며 당해 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 실시예의 변형이 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0093] 100 : 뇌전증 측정기기

110 : 제1 유닛

111 : 제1 바디부

112 : 센서부

113 : 자극부

120 : 제2 유닛

121 : 제2 바디부

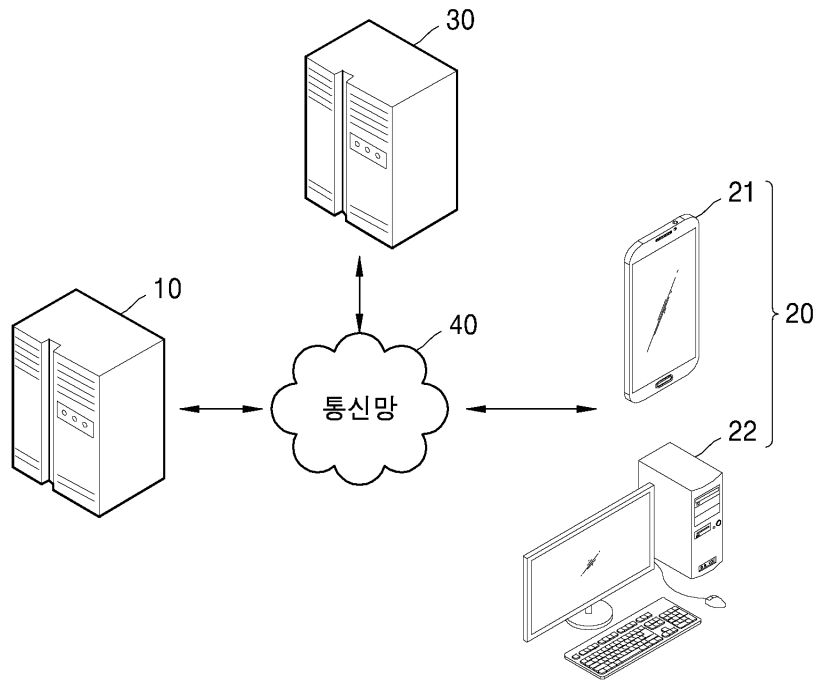
122 : 배터리부

123 : 판단부

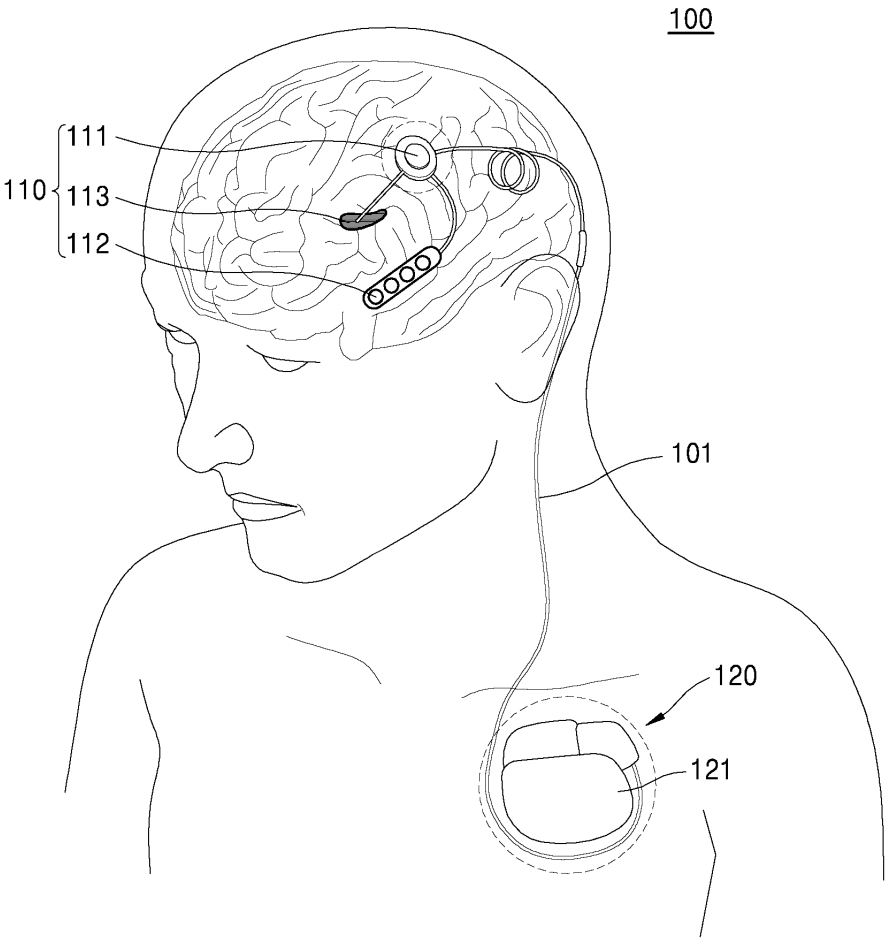
125 : 통신부

도면

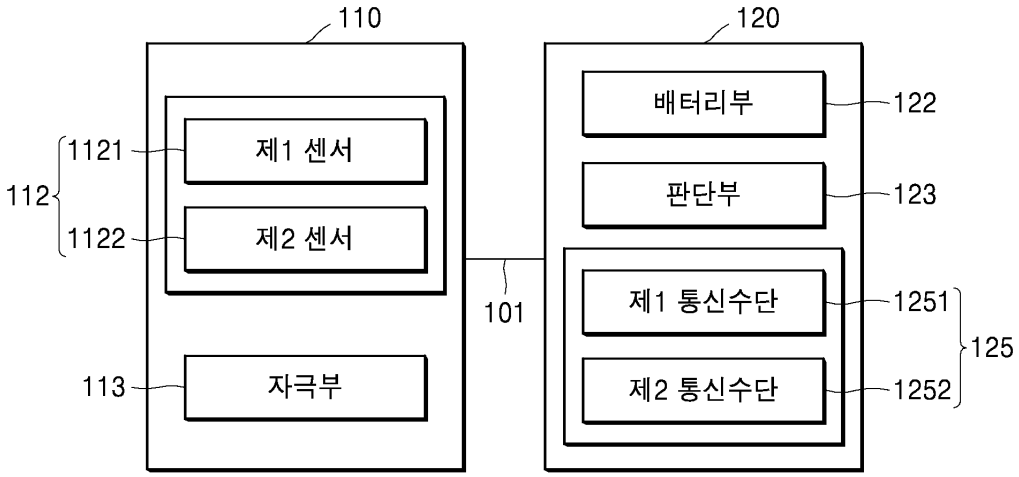
도면1



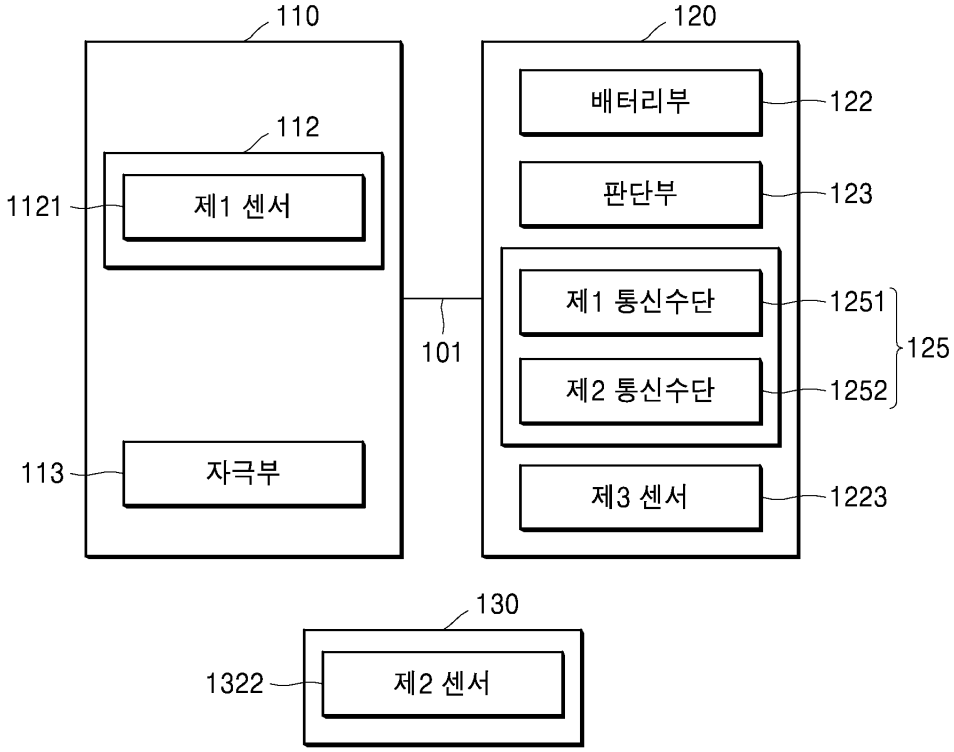
도면2



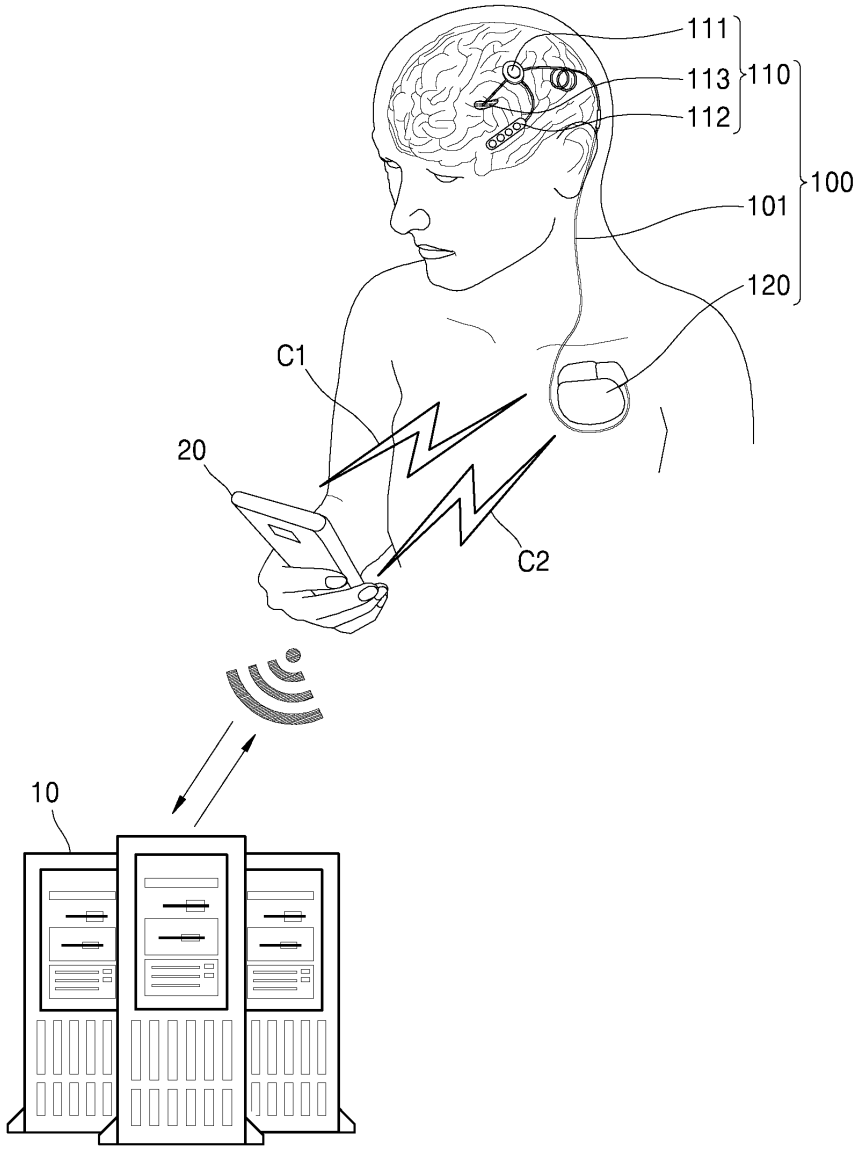
도면3


110
120
배터리부
122
제1 센서
1121
112
판단부
123
제2 센서
1122
101
제1 통신수단
1251
125
113
자극부
제2 통신수단
1252

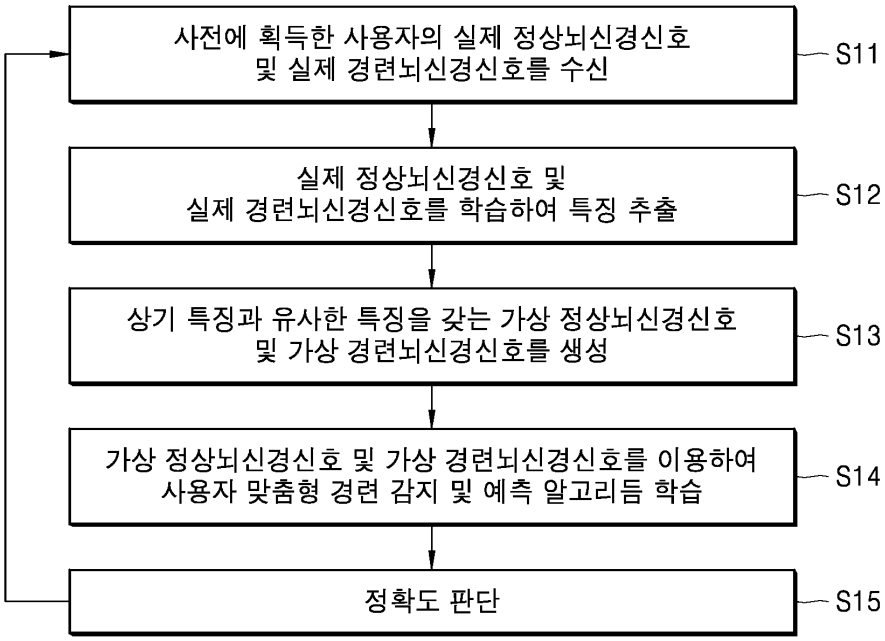
도면4


110
120
112
배터리부
122
제1 센서
1121
판단부
123
101
제1 통신수단
1251
125
제2 통신수단
1252
113
자극부
제3 센서
1223
130
1322
제2 센서

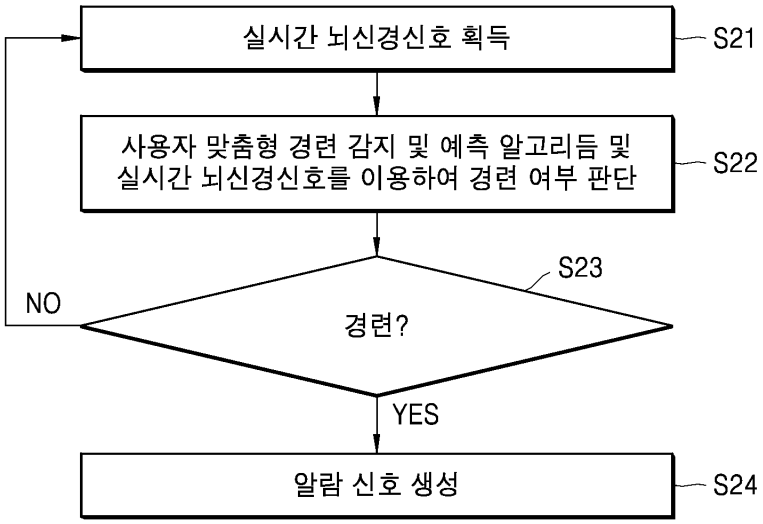
도면5



도면6


사전에 획득한 사용자의 실제 정상뇌신경신호
및 실제 경련뇌신경신호를 수신
S11
실제 정상뇌신경신호 및
실제 경련뇌신경신호를 학습하여 특징 추출
S12
상기 특징과 유사한 특징을 갖는 가상 정상뇌신경신호
및 가상 경련뇌신경신호를 생성
S13
가상 정상뇌신경신호 및 가상 경련뇌신경신호를 이용하여
사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬 학습
S14
정확도 판단
S15

도면7


실시간 뇌신경신호 획득
S21
사용자 맞춤형 경련 감지 및 예측 알고리듬 및
실시간 뇌신경신호를 이용하여 경련 여부 판단
S22
S23
경련?
NO
YES
알람 신호 생성
S24