



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0001081
(43) 공개일자 2019년01월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)
A61B 5/053 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/0476 (2013.01)
A61B 5/0022 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0080487

(22) 출원일자 2017년06월26일

심사청구일자 2017년06월26일

(71) 출원인

서울대학교산학협력단
서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)

(72) 발명자

안중우
경기도 양평군 옥천면 기곡길 15-17

구윤서

서울특별시 서초구 잠원로14길 42, 329동 607호
(잠원동, 신반포13차아파트)

김희찬

서울특별시 용산구 이촌로87길 21, 103동 601호
(이촌동, 이촌아파트)

(74) 대리인

제일특허법인(유)

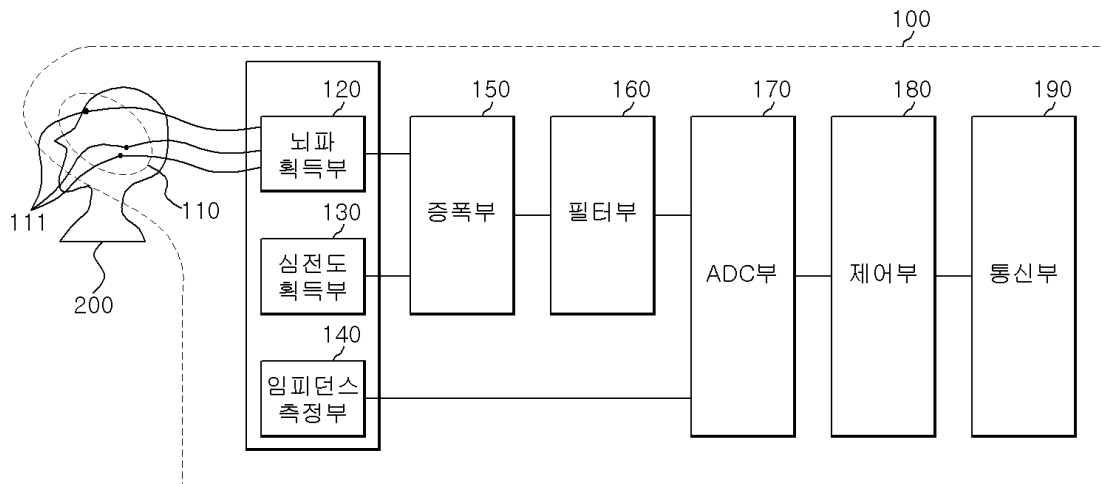
전체 청구항 수 : 총 33 항

(54) 발명의 명칭 뇌파와 심전도를 측정하기 위한 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치는, 사용자의 경부(頸部) 위쪽의 두부(頭部)로부터 전기 신호를 검출하는 복수의 전극을 포함하는 전극부, 상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 뇌파를 획득하는 뇌파 획득부 및 상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 심전도를 획득하는 심전도 획득부를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/04017 (2013.01)
A61B 5/0402 (2013.01)
A61B 5/053 (2013.01)
A61B 5/6802 (2013.01)
A61B 5/6815 (2013.01)
A61B 5/7225 (2013.01)
A61B 5/7235 (2013.01)
A61B 5/7271 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2016900633
부처명	미래창조과학부
연구관리전문기관	미래창조과학부
연구사업명	기초연구사업/중견연구자지원사업
연구과제명	뇌파 분석을 이용한 객관적인 이명 진단법 및 진단기기 개발
기 여 율	1/1
주관기관	서울대학교 산학협력단
연구기간	2016.05.01 ~ 2017.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

사용자의 경부(頸部) 위쪽의 두부(頭部)로부터 전기 신호를 검출하는 복수의 전극을 포함하는 전극부;
 상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 뇌파를 획득하는 뇌파 획득부; 및
 상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 심전도를 획득하는 심전도 획득부를 포함하는
 뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 뇌파 획득부 및 상기 심전도 획득부는, 상기 복수의 전극 중 두 개의 전극에 의해 검출된 전기 신호의 차이에 기초하여 뇌파 및 심전도를 각각 획득하는
 뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 전극부는, 레퍼런스(REF) 전극, 액티브(active) 전극 및 그라운드(GND) 전극을 포함하며,
 상기 레퍼런스 전극은 상기 사용자의 이마의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 전기 신호를 검출하고, 상기 액티브 전극 및 상기 그라운드 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치 및 제 3 위치에서 각각 전기 신호를 검출하되,
 상기 제 2 위치는, 상기 사용자의 두부의 중심축이 지면과 수직인 상태에서, 상기 제 3 위치보다 상기 지면으로부터 더 위쪽에 존재하는
 뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,
 상기 뇌파 획득부는, 상기 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 상기 뇌파를 획득하며,
 상기 심전도 획득부는, 상기 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 그라운드 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 상기 심전도를 획득하는
 뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 5

제 3 항에 있어서,
 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는, 상기 사용자의 꼭지돌기 중 어느 한 쪽 위의 피부 표면 위에 존재하는
 뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 6

제 2 항에 있어서,
 상기 전극부는, 레퍼런스 전극, 제 1 액티브 전극 및 제 2 액티브 전극을 포함하며,

상기 레퍼런스 전극은 상기 사용자의 이마의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 전기 신호를 검출하고, 상기 제 1 액티브 전극 및 상기 제 2 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치 및 제 3 위치에서 각각 전기 신호를 검출하되,

상기 사용자의 후두부를 좌우 대칭적으로 두 영역으로 분할할 때, 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는 상기 두 영역 중 좌측 영역과 우측 영역에 각각 속하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 뇌파 획득부는, 상기 뇌파 중, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 좌뇌의 뇌파를, 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 우뇌의 뇌파를 각각 획득하며,

상기 심전도 획득부는, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 심전도를 획득하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는, 상기 사용자의 양쪽 꼭지돌기 중 좌측 꼭지돌기와 우측 꼭지돌기 위에 각각 존재하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 9

제 2 항에 있어서,

상기 전극부는, 제 1 레퍼런스 전극, 제 2 레퍼런스 전극, 제 1 액티브 전극 및 제 2 액티브 전극을 포함하며,

상기 제 1 레퍼런스 전극 및 상기 제 1 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 각각 전기 신호를 검출하고, 상기 제 2 레퍼런스 전극 및 상기 제 2 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치에서 각각 전기 신호를 검출하되,

상기 사용자의 후두부를 좌우 대칭적으로 두 영역으로 분할할 때, 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는 상기 두 영역 중 좌측 영역과 우측 영역에 각각 속하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 뇌파 획득부는, 상기 뇌파 중, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 1 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 좌뇌의 뇌파를, 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 우뇌의 뇌파를 각각 획득하며,

상기 심전도 획득부는, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 심전도를 획득하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 제 1 위치 및 상기 제 2 위치는, 상기 사용자의 양쪽 꼭지돌기 중 좌측 꼭지돌기와 우측 꼭지돌기 위에 각

각 존재하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 사용자의 양쪽 귀 중 적어도 하나에 의해 지지되는, 귀걸이 형태의 지지 부재를 더 포함하며,

상기 복수의 전극은, 상기 지지 부재에 의해 지지되는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 복수의 전극 각각과, 상기 복수의 전극 각각이 접촉한 상기 사용자의 피부 사이의 접촉 임피던스(contact impedance)를 측정하고, 상기 복수의 전극 중 상기 접촉 임피던스가 소정의 값을 초과하는 전극을 식별하기 위한 신호를 기 정해진 방법에 따라 출력하는 임피던스 측정부를 더 포함하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 뇌파 획득부 및 상기 심전도 획득부는, 상기 뇌파 및 상기 심전도를 전기 신호의 형태를 갖는 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호로서 각각 출력하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 뇌파 출력 신호 및 상기 심전도 출력 신호에 대해, 소정의 제 1 통과 대역을 갖는 대역 통과 필터(band-pass filter)와 소정의 제 2 통과 대역을 갖는 대역 통과 필터를 각각 적용하여 필터링(filtering)을 수행하는 필터부를 더 포함하는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 필터링된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호를, 제 1 샘플링 레이트(sampling rate) 및 제 2 샘플링 레이트를 각각 적용하여, 아날로그 신호에서 디지털 신호로 변환하는 ADC(analog to digital converter)부를 더 포함하되,

상기 제 1 샘플링 레이트 및 상기 제 2 샘플링 레이트는, 상기 제 1 통과 대역의 최대 주파수 및 상기 제 2 통과 대역의 최대 주파수에 기초하여 각각 정해지는

뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 디지털 신호로 변환된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호를 각각 제 1 전송 속도 및 제 2 전송 속도로 상기 장치 외부로 전송하는 통신부를 더 포함하되,

상기 제 1 전송 속도와 상기 제 2 전송 속도 간의 비율은, 상기 제 1 샘플링 레이트와 상기 제 2 샘플링 레이트

간의 비율에 기초하여 정해지는
뇌파 및 심전도 측정 장치.

청구항 18

복수의 전극을 이용하여, 사용자의 경부(頸部) 위쪽의 두부(頭部)로부터 전기 신호를 검출하는 단계;
상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 뇌파를 획득하는 단계; 및
상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 심전도를 획득하는 단계를 포함하는
뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 19

제 18 항에 있어서,
상기 뇌파 및 심전도는, 상기 복수의 전극 중 두 개의 전극에 의해 검출된 전기 신호의 차이에 기초하여 획득되는
뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서,
상기 복수의 전극은, 레퍼런스(REF) 전극, 액티브(active) 전극 및 그라운드(GND) 전극을 포함하며,
상기 레퍼런스 전극은 상기 사용자의 이마의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 전기 신호를 검출하고, 상기 액티브 전극 및 상기 그라운드 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치 및 제 3 위치에서 각각 전기 신호를 검출하되,
상기 제 2 위치는, 상기 사용자의 두부의 중심축이 지면과 수직한 상태에서, 상기 제 3 위치보다 상기 지면으로부터 더 위쪽에 존재하는
뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 21

제 20 항에 있어서,
상기 뇌파는, 상기 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 상기 뇌파를 획득되며,
상기 심전도는, 상기 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 그라운드 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 획득되는
뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 22

제 20 항에 있어서,
상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는, 상기 사용자의 꼭지돌기 중 어느 한 쪽 위의 피부 표면 위에 존재하는
뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 23

제 19 항에 있어서,
상기 복수의 전극은, 레퍼런스 전극, 제 1 액티브 전극 및 제 2 액티브 전극을 포함하며,
상기 레퍼런스 전극은 상기 사용자의 이마의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 전기 신호를 검출하고, 상기 제 1 액티브 전극 및 상기 제 2 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치 및 제 3 위치에서

각각 전기 신호를 검출하되,

상기 사용자의 후두부를 좌우 대칭적으로 두 영역으로 분할할 때, 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는 상기 두 영역 중 좌측 영역과 우측 영역에 각각 속하는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 뇌파 중, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 좌뇌의 뇌파가, 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 우뇌의 뇌파가 각각 획득되며,

상기 심전도는, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 획득되는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 25

제 23 항에 있어서,

상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는, 상기 사용자의 양쪽 꼭지돌기 중 좌측 꼭지돌기와 우측 꼭지돌기 위에 각각 존재하는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 26

제 19 항에 있어서,

상기 전극부는, 제 1 레퍼런스 전극, 제 2 레퍼런스 전극, 제 1 액티브 전극 및 제 2 액티브 전극을 포함하며,

상기 제 1 레퍼런스 전극 및 상기 제 1 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 각각 전기 신호를 검출하고, 상기 제 2 레퍼런스 전극 및 상기 제 2 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치에서 각각 전기 신호를 검출하되,

상기 사용자의 후두부를 좌우 대칭적으로 두 영역으로 분할할 때, 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는 상기 두 영역 중 좌측 영역과 우측 영역에 각각 속하는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 27

제 26 항에 있어서,

상기 뇌파 획득부는, 상기 뇌파 중, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 1 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 좌뇌의 뇌파를, 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 우뇌의 뇌파를 각각 획득하며,

상기 심전도 획득부는, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 심전도를 획득하는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 28

제 26 항에 있어서,

상기 제 1 위치 및 상기 제 2 위치는, 상기 사용자의 양쪽 꼭지돌기 중 좌측 꼭지돌기와 우측 꼭지돌기 위에 각각 존재하는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 29

제 18 항에 있어서,

상기 복수의 전극 각각과, 상기 복수의 전극 각각이 접촉한 상기 사용자의 피부 사이의 접촉 임피던스(contact impedance)를 측정하는 단계; 및

상기 복수의 전극 중 상기 접촉 임피던스가 소정의 값을 초과하는 전극을 식별하기 위한 신호를 기 정해진 방법에 따라 출력하는 단계를 더 포함하는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 30

제 18 항에 있어서,

상기 뇌파 획득부 및 상기 심전도 획득부는, 상기 뇌파 및 상기 심전도를 전기 신호의 형태를 갖는 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호로서 각각 출력하는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 31

제 30 항에 있어서,

상기 뇌파 출력 신호 및 상기 심전도 출력 신호에 대해, 소정의 제 1 통과 대역을 갖는 대역 통과 필터(band-pass filter)와 소정의 제 2 통과 대역을 갖는 대역 통과 필터를 각각 적용하여 필터링(filtering)을 수행하는 단계를 더 포함하는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 32

제 31 항에 있어서,

상기 필터링된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호를, 제 1 샘플링 레이트(sampling rate) 및 제 2 샘플링 레이트를 각각 적용하여, 아날로그 신호에서 디지털 신호로 변환하는 단계를 더 포함하되,

상기 제 1 샘플링 레이트 및 상기 제 2 샘플링 레이트는, 상기 제 1 통과 대역의 최대 주파수 및 상기 제 2 통과 대역의 최대 주파수에 기초하여 각각 정해지는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

청구항 33

제 32 항에 있어서,

상기 디지털 신호로 변환된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호를 각각 제 1 전송 속도 및 제 2 전송 속도로 상기 장치 외부로 전송하는 단계를 더 포함하되,

상기 제 1 전송 속도와 상기 제 2 전송 속도 간의 비율은 상기 제 1 샘플링 레이트와 상기 제 2 샘플링 레이트 간의 비율에 기초하여 정해지는

뇌파 및 심전도 측정 방법.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은, 사용자의 뇌파와 심전도를 동시에 측정하되, 사용자의 두부(頭部)에서 뇌파와 심전도의 측정이 모두 이루어질 수 있도록 하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

[0001]

배경 기술

- [0002] 사람을 비롯한 생명체에서는 생체 신호(biosignal)라 통칭될 수 있는 다양한 전기 신호들이 생성된다. 이와 같은 생체 신호에는 뇌파(electroencephalography, EEG), 심전도(electrocardiogram, ECG), 심탄도(ballistocardiogram, BCG), 광용적맥파도(photoplethysmogram, PPG) 등이 있으며, 이러한 생체 신호들을 분석함으로써 생명체의 상태에 관한 다양한 정보를 얻을 수 있다.
- [0003] 특히, 이들 중 뇌파와 심전도는 사람의 생존에 없어서는 안 될 가장 중요한 기관이라 할 수 있는 뇌와 심장의 상태를 각각 알려주는 신호로서, 다양한 생체 신호들 중에서도 단연 그 중요도가 높다고 할 수 있다.
- [0004] 보다 구체적으로, 뇌파는 뇌의 활동에 의하여 발생하는 전기 신호이다. 이러한 뇌파는 간질, 뇌졸중, 뇌종양 등 뇌 질환 진단에 이용될 수 있으며, 최근에는 질병 진단뿐 아니라 지각, 인지 능력 검사 등 대상자의 두뇌 활동을 모니터링하는 데에도 활용되고 있다. 심전도는 심장의 수축 및 이완에 의해 발생하는 전기 신호로서, 심장의 동작을 해석하기 위한 자료가 된다. 심전도를 관찰하면 기본적으로 심장 박동의 속도 및 일정한 정도를 알 수 있으며, 이를 통해 심근경색, 협심증, 부정맥 등 심장 관련 질환의 발생 여부를 판단할 수 있다.
- [0005] 일반적으로 뇌파는 사용자의 두부(頭部)에서, 심전도는 흉부(胸部)에서 각각 획득된다. 따라서, 뇌파와 심전도를 함께 측정하는 장치를 구현하기 위해서는 생체 신호 측정용 전극을 두부 부착용과 흉부 부착용으로 따로 구비해야 할 필요가 있다. 이는 장치의 부피를 증가시키고 구성을 복잡하게 할 뿐만 아니라 사용자의 장치 착용을 불편하게 하는 원인이 된다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0006] (특허문헌 0001) 한국공개특허공보, 제10-2015-0133468호 (2015.11.30. 공개)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0007] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 사용자의 뇌파와 심전도를 동시에 측정하되, 측정의 대상이 되는 사용자의 신체 부위를 보다 좁은 영역으로 한정하고, 측정을 위해 필요한 구성 요소도 보다 단순화함으로써, 보다 편리하게 뇌파와 심전도를 측정할 수 있는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0008] 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치는, 사용자의 경부(頸部) 위쪽의 두부(頭部)로부터 전기 신호를 검출하는 복수의 전극을 포함하는 전극부, 상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 뇌파를 획득하는 뇌파 획득부 및 상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 심전도를 획득하는 심전도 획득부를 포함할 수 있다.
- [0009] 또한, 상기 뇌파 획득부 및 상기 심전도 획득부는, 상기 복수의 전극 중 두 개의 전극에 의해 검출된 전기 신호의 차이에 기초하여 뇌파 및 심전도를 각각 획득할 수 있다.
- [0010] 또한, 상기 전극부는, 레퍼런스(REF) 전극, 액티브(active) 전극 및 그라운드(GND) 전극을 포함하며, 상기 레퍼런스 전극은 상기 사용자의 이마의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 전기 신호를 검출하고, 상기 액티브 전극 및 상기 그라운드 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치 및 제 3 위치에서 각각 전기 신호를 검출하되, 상기 제 2 위치는, 상기 사용자의 두부의 중심축이 지면과 수직인 상태에서, 상기 제 3 위치보다 상기 지면으로부터 더 위쪽에 존재할 수 있다.
- [0011] 또한, 상기 뇌파 획득부는, 상기 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 상기 뇌파를 획득하며, 상기 심전도 획득부는, 상기 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 그라운드 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 상기 심전도를 획득할 수 있다.
- [0012] 또한, 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는, 상기 사용자의 꼭지돌기 중 어느 한 쪽 위의 피부 표면 위에 존재

할 수 있다.

- [0013] 또한, 상기 전극부는, 레퍼런스 전극, 제 1 액티브 전극 및 제 2 액티브 전극을 포함하며, 상기 레퍼런스 전극은 상기 사용자의 이마의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 전기 신호를 검출하고, 제 1 액티브 전극 및 제 2 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치 및 제 3 위치에서 각각 전기 신호를 검출하되, 상기 사용자의 후두부를 좌우 대칭적으로 두 영역으로 분할할 때, 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는 상기 두 영역 중 좌측 영역과 우측 영역에 각각 속할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 뇌파 획득부는, 상기 뇌파 중, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 좌뇌의 뇌파를, 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 우뇌의 뇌파를 각각 획득하며, 상기 심전도 획득부는, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 심전도를 획득할 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는, 상기 사용자의 양쪽 꼭지돌기 중 좌측 꼭지돌기와 우측 꼭지돌기 위에 각각 존재할 수 있다.
- [0016] 또한, 상기 전극부는, 제 1 레퍼런스 전극, 제 2 레퍼런스 전극, 제 1 액티브 전극 및 제 2 액티브 전극을 포함하며, 상기 제 1 레퍼런스 전극 및 상기 제 1 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 1 위치에서 각각 전기 신호를 검출하고, 상기 제 2 레퍼런스 전극 및 상기 제 2 액티브 전극은 상기 사용자의 후두부의 피부 표면 위의 제 2 위치에서 각각 전기 신호를 검출하되, 상기 사용자의 후두부를 좌우 대칭적으로 두 영역으로 분할할 때, 상기 제 2 위치 및 상기 제 3 위치는 상기 두 영역 중 좌측 영역과 우측 영역에 각각 속할 수 있다.
- [0017] 또한, 상기 뇌파 획득부는, 상기 뇌파 중, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 1 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 좌뇌의 뇌파를, 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 레퍼런스 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 우뇌의 뇌파를 각각 획득하며, 상기 심전도 획득부는, 상기 제 1 액티브 전극이 검출한 전기 신호와 상기 제 2 액티브 전극이 검출한 전기 신호 간의 차이에 기초하여 심전도를 획득할 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 제 1 위치 및 상기 제 2 위치는, 상기 사용자의 양쪽 꼭지돌기 중 좌측 꼭지돌기와 우측 꼭지돌기 위에 각각 존재할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 장치는 상기 사용자의 양쪽 귀 중 적어도 하나에 의해 지지되는, 귀걸이 형태의 지지 부재를 더 포함하며, 상기 복수의 전극은, 상기 지지 부재에 의해 지지될 수 있다.
- [0020] 또한, 상기 장치는, 상기 복수의 전극 각각과, 상기 복수의 전극 각각이 접촉한 상기 사용자의 피부 사이의 접촉 임피던스(contact impedance)를 측정하고, 상기 복수의 전극 중 상기 접촉 임피던스가 소정의 값을 초과하는 전극을 식별하기 위한 신호를 기 정해진 방법에 따라 출력하는 임피던스 측정부를 더 포함할 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 뇌파 획득부 및 상기 심전도 획득부는, 상기 뇌파 및 상기 심전도를 전기 신호의 형태를 갖는 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호로서 각각 출력할 수 있다.
- [0022] 또한, 상기 장치는, 상기 뇌파 출력 신호 및 상기 심전도 출력 신호에 대해, 소정의 제 1 통과 대역을 갖는 대역 통과 필터(band-pass filter)와 소정의 제 2 통과 대역을 갖는 대역 통과 필터를 각각 적용하여 필터링(filtering)을 수행하는 필터부를 더 포함할 수 있다.
- [0023] 또한, 상기 장치는, 상기 필터링된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호를, 제 1 샘플링 레이트(sampling rate) 및 제 2 샘플링 레이트를 각각 적용하여, 아날로그 신호에서 디지털 신호로 변환하는 ADC(analog to digital converter)부를 더 포함하되, 상기 제 1 샘플링 레이트 및 상기 제 2 샘플링 레이트는, 상기 제 1 통과 대역의 최대 주파수 및 상기 제 2 통과 대역의 최대 주파수에 기초하여 각각 정해질 수 있다.
- [0024] 또한, 상기 디지털 신호로 변환된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호를 각각 제 1 전송 속도 및 제 2 전송 속도로 상기 장치 외부로 전송하는 통신부를 더 포함하되, 상기 제 1 전송 속도와 상기 제 2 전송 속도 간의 비율은, 상기 제 1 샘플링 레이트와 상기 제 2 샘플링 레이트 간의 비율에 기초하여 정해질 수 있다.
- [0025] 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 방법은, 복수의 전극을 이용하여, 사용자의 경부(頸部) 위쪽의 두부(頭部)로부터 전기 신호를 검출하는 단계, 상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 뇌파를 획

득하는 단계 및 상기 검출된 전기 신호에 기초하여 상기 사용자의 심전도를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0026] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 사용자의 경부(頸部) 위쪽의 두부(頭部)만으로 측정의 대상이 되는 부위를 한정하여 뇌파와 심전도를 모두 측정하되, 뇌파 측정을 위해 기본적으로 갖춰야 하는 전극만으로 심전도까지 함께 측정할 수 있다. 이에 따라 간단한 구성만으로도 편리하게 뇌파와 심전도를 모두 측정할 수 있으며, 장치의 소형화 및 경량화 역시 달성할 수 있다. 또한, 측정 대상이 되는 신체 부위가 두부로 한정됨으로써 귀걸이형 헤드셋 타입 등 사용자가 자연스럽게 착용할 수 있는 형태로 측정 장치를 구현할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0027] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치의 예시적 구성에 대해 개괄적으로 도시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치의 통신부의 동작을 설명하기 위한 도면이다.

도 3a 및 3b는 본 발명의 일 실시예에 따른 단이 착용 타입의 뇌파 및 심전도 측정 장치에 대해 설명하기 위한 도면이다.

도 4a 내지 4c는 본 발명의 일 실시예에 따른 양이 착용 타입의 뇌파 및 심전도 측정 장치에 대해 설명하기 위한 도면이다.

도 5a 및 5b는 본 발명의 다른 실시예에 따른 양이 착용 타입의 뇌파 및 심전도 측정 장치에 대해 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 뇌파 출력 신호와 심전도 출력 신호의 분리 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치를 이용하여 사용자의 뇌파와 심전도를 측정하기 위한 방법의 각 단계를 도시한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치의 심전도 획득부에 의해 획득된 파형을 도시한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치에 의해 획득된 뇌파 정보의 활용 예에 대해 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 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 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.

[0029] 본 발명의 실시예들을 설명함에 있어서 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 그리고 후술되는 용어들은 본 발명의 실시예에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.

[0030] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치의 예시적 구성에 대해 개괄적으로 도시한 도면이다. 도 1의 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)는 전극부(110), 뇌파 획득부(120), 심전도 획득부(130), 임피던스 측정부(140), 증폭부(150), 필터링부(160), ADC(analog to digital converter)부(170), 제어부(180) 및 통신부(190)를 포함할 수 있다. 다만, 이러한 도 1의 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)는 본 발명의 일 실시예에 불과하므로, 도 1을 통해 본 발명의 사상이 한정 해석되는 것은 아니다.

[0031] 사용자(200)의 신체로부터 발생하는 전기 신호는 전극부(110)에 포함된 복수의 전극(111)을 통해 검출될 수 있다. 이러한 전극(111)은 사용자(200)의 피부에 부착된 상태에서 전기 신호를 검출할 수 있는데, 구체적으로 각 전극(111)은 해당 전극(111)이 부착된 위치의 전위(electric potential)를 측정함으로써 전기 신호를 검출할 수 있다.

- [0032] 전극부(110)의 전극(111)들에 의해 검출된 전기 신호는 뇌파 획득부(120) 및 심전도 획득부(130)에 전달될 수 있다. 상기 전달된 전기 신호로부터, 뇌파 획득부(120)는 사용자(200)의 뇌파를, 심전도 획득부(130)는 심전도를 각각 획득할 수 있다. 보다 구체적으로, 상기 뇌파 및 심전도는, 복수의 전극(111) 중 어느 두 개의 전극에 의해 검출된 전기 신호의 차이, 즉 두 개의 전극에 의해 측정된 전위의 차로부터 획득될 수 있다. 뇌파 획득부(120) 및 심전도 획득부(130)는 상기와 같이 각기 측정된 전위의 차를 특정 물리량(예컨대, 전압)에 의한 값을 갖는 전기 신호로서 각각 출력할 수 있는데, 이하에서는 이들을 각각 "뇌파 출력 신호" 및 "심전도 출력 신호"라 칭하도록 한다. 이와 같은 뇌파 획득부(120) 및 심전도 획득부(130)의 세부적인 구성 및 동작에 대해서는 후술한다.
- [0033] 한편, 전극(111)이 사용자(200)의 피부에 제대로 부착되어 있지 않은 경우, 전극(111)과 사용자(200)의 피부 사이의 접촉 임피던스(contact impedance)의 크기가 증가하여 올바른 신호 측정이 이루어질 수 없게 된다. 이를 방지하기 위해, 임피던스 측정부(140)는 각 전극(111)에 대해, 각 전극이 접촉한 사용자(200)의 피부와의 사이에서 발생하는 접촉 임피던스를 측정하고, 접촉 임피던스의 크기가 소정 값을 초과하는 전극(111)이 있을 경우, 해당 전극(111)이 어떤 것인지를 사용자(200)에게 알려줄 수 있다.
- [0034] 구체적으로, 임피던스 측정부(140)는 뇌파 및 심전도의 측정 수행 이전에 미량의 전류를 각 전극(111)으로 흘려보낸 후, 각 전극(111)과 사용자(200)의 피부 사이에서 발생하는 전압 강하의 값을 측정하여 각 전극(111)의 접촉 임피던스를 알 수 있다. 만일 임피던스 측정부(140)가 접촉 임피던스가 소정의 값을 초과하는 전극(111)을 발견하면, 해당 전극(111)을 식별하기 위한 신호를 전기 신호의 형태로 출력할 수 있다. 이 때, 상기 출력된 신호는 후술할 ADC부(170)를 통해 디지털 신호로 변환될 수 있다.
- [0035] 임피던스 측정부(140)가 출력한 상기 신호에 기초하여, 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)에 연결된(혹은 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)에 포함된) 디스플레이 혹은 스피커 등의 출력 장치(도시 안됨)는, 후술할 제어부(180)의 제어에 기초하여, 접촉이 제대로 되지 않은 전극(111)이 어떤 것인가에 대한 정보를 사용자(200)가 인지할 수 있는 형태로 출력할 수 있다. 이러한 일련의 동작에 의해, 모든 전극(111)이 사용자(200)의 피부에 제대로 부착된 것을 확인한 후 뇌파 및 심전도를 측정하는 것이 가능해진다.
- [0036] 뇌파 획득부(120) 및 심전도 획득부(130)에 의해 각각 출력된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호는 증폭부(150)를 거쳐 증폭될 수 있다. 보다 구체적으로, 증폭부(150)는 파형의 모양은 유지되면서 진폭만이 변하도록 각 출력 신호에 대한 증폭을 수행할 수 있다. 증폭부(150)의 전압 증폭비, 즉 이득(gain)은 획득된 각 출력 신호의 진폭에 따라 적절히 조절될 수 있다. 이러한 증폭부(150)는 트랜지스터(transistor) 혹은 연산 증폭기(operational amplifier) 등의 전자 소자들을 포함하여 구현될 수 있으며, 그 세부적인 구현 양상은 통상의 기술자에게 자명한 것이므로 더 이상의 자세한 설명은 생략한다.
- [0037] 증폭부(150)를 통과한 각 출력 신호는 필터부(160)에 의해 특정 주파수 대역의 성분만이 남도록 필터링(filtering)될 수 있다. 필터부(160)의 통과 대역(passband)은 각 신호의 특성에 따라 정해질 수 있는데, 바람직하게는 뇌파 출력 신호에 대해서는 1~35Hz, 심전도 출력 신호에 대해서는 1~100Hz의 통과 대역이 각각 적용될 수 있다. 필터부(160)는 기본적으로 두 출력 신호 모두에 대해서 필터링을 수행할 수 있으나, 경우에 따라서는 하나의 출력 신호에 대해서만 필터링을 수행할 수도 있다. 이러한 필터부(160)는 기본적으로 대역 통과 필터(band-pass filter)를 포함하도록 구현될 수 있겠지만, 경우에 따라서는 저역 통과 필터(low-pass filter), 고역 통과 필터(high-pass filter) 혹은 대역 차단 필터(band-reject filter) 등을 추가로 포함하도록 구현될 수 있다.
- [0038] 필터부(160)를 통과한 각 출력 신호는 ADC부(170)로 전달될 수 있다. 일반적으로 생체 신호는 소정의 시간 동안 연속적인 값으로서 획득되므로, 필터부(160)를 통과한 각 출력 신호 역시 아날로그 신호가 될 것이다. 단, 정보 처리 장치를 통한 데이터의 가공, 저장 및 전송 등이 용이하도록, ADC부(170)는 아날로그 신호인 각 출력 신호를 디지털 신호로 변환할 수 있다. 이 때, 디지털 신호로의 변환을 위한 샘플링 레이트(sampling rate)는 상기 필터부(160)에서 적용된 통과 대역을 고려하여 각 출력 신호에 대해 서로 달리 정해질 수 있다.
- [0039] 구체적으로 설명하면, 나이퀴스트-섀넌의 샘플링 정리(Nyquist-Shanon sampling theorem)에 기초하여, 필터부(160)에서 각 출력 신호에 대해 적용된 통과 대역의 최대 주파수의 2배 이상의 값으로 각 출력 신호를 위한 샘플링 레이트를 설정할 수 있다. 예컨대, 뇌파 출력 신호에 대해서는 1~35Hz, 심전도 출력 신호에 대해서는 1~100Hz의 통과 대역이 각각 적용될 때, 뇌파 출력 신호에 대해서는 128Hz, 심전도 출력 신호에 대해서는 512Hz의 샘플링 레이트가 각각 적용될 수 있다. 이와 같은 ADC부(170)의 세부적인 구현 방법 역시 통상의 기술자에게

자명한 것이므로 더 이상의 설명은 생략하도록 한다.

- [0040] 제어부(180)는 ADC부(170)를 통과한, 디지털화된 각 출력 신호에 대해 다양한 동작을 수행할 수 있다. 구체적인 예로서, 제어부(180)는 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)에 연결된(혹은 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)에 포함된) 디스플레이 등의 출력 장치(도시 안됨)를 통해 상기 각 출력 신호의 파형을 출력할 수 있다. 혹은, 제어부(180)는 통신부(190)를 통해, 상기 각 출력 신호에 관한 정보를 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)에 연결된 외부 장치 혹은 네트워크로 전송할 수 있다. 이러한 제어부(180)는 마이크로프로세서(microprocessor)를 포함하는 연산 장치에 의해 구현될 수 있다.
- [0041] 통신부(190)는 유선 혹은 무선 통신 모듈을 포함하여 구현될 수 있으며, 제어부(180)의 제어에 기초하여, 디지털화된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호를 각기 다른 전송 속도로 뇌파 및 심전도 측정 장치(100) 외부에 전송할 수 있다. 이 때, 뇌파 출력 신호의 전송 속도와 심전도 출력 신호의 전송 속도 간의 비율은, ADC부(170)에서 적용된 바 있는 뇌파 출력 신호를 위한 샘플링 레이트와 심전도 출력 신호를 위한 샘플링 레이트 간의 비율에 기초하여 정해질 수 있다.
- [0042] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치의 통신부의 동작을 설명하기 위한 도면이다. 전술한 바와 같이 뇌파 출력 신호에 대해서는 128Hz, 심전도 출력 신호에 대해서는 뇌파 출력 신호의 4배인 512Hz의 샘플링 레이트가 각각 적용된 경우, 뇌파 출력 신호의 전송 속도와 심전도 출력 신호의 전송 속도 역시 후자가 전자의 4배가 되도록 정해질 수 있다. 이에 따라, 도 2와 같이 소정의 단위 시간(T) 동안 뇌파 출력 신호(EEG)에 관한 데이터의 4배에 해당하는 심전도 출력 신호(ECG)에 관한 데이터가 전송될 수 있다. 이러한 전송 속도 결정 방식은, 샘플링 레이트에 비례하여 데이터의 용량이 늘어난다는 것을 고려한 것으로, 출력 신호의 보다 효율적인 전송을 가능케 한다.
- [0043] 이하에서는 도 2a 내지 3b를 참조하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)의 세부 구현 양상에 대해 살펴보고자 한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)는 도 3a 및 3b에 도시된 바와 같은 단이(單耳) 착용 타입 혹은 도 4a 내지 4c에 도시된 바와 같은 양이(兩耳) 착용 타입으로 구현될 수 있다.
- [0044] 도 3a 및 3b는 본 발명의 일 실시예에 따른 단이 착용 타입의 뇌파 및 심전도 측정 장치에 대해 설명하기 위한 도면이다. 이들 중 도 3a는 단이 착용 타입의 뇌파 및 심전도 측정 장치(300, 이하 "단이 타입 장치"로 약칭)의 외관을 도시한 도면이다. 도 3a에 도시된 바와 같이, 단이 타입 장치(300)는 사용자(200)가 자신의 한쪽 귀(도 3a의 예시에서는 왼쪽 귀)에 착용할 수 있도록 구현될 수 있다. 이에, 단이 타입 장치(300)는 자신이 포함하는 다른 구성요소들을 지지하기 위한 지지 부재(301)를 포함할 수 있다. 이러한 지지 부재(301)는, 예컨대 도 3a에 도시된 바와 같이 컷바퀴에 걸 수 있는 귀걸이(ear-hook) 타입으로 구현될 수 있다.
- [0045] 단이 타입 장치(300)는 사용자(200)의 피부로부터 전기 신호를 검출하기 위한, 적어도 세 개의 전극을 포함하는 전극부(310)를 가질 수 있다. 즉, 본 전극부(310)는 전술한 도 1의 전극부(110)에 대응되는 구성이 될 수 있다. 전극부(310)에 포함되는 세 개의 전극은 각각 레퍼런스(REF) 전극(311), 액티브(active) 전극(312) 및 그라운드(GND) 전극(313)이라 칭해질 수 있으며, 전술한 전극부(110)에 포함된 복수의 전극(111)에 대응되는 구성이 될 수 있다.
- [0046] 이들 중 레퍼런스 전극(311)은 사용자(200)의 이마 위의 피부로부터, 액티브 전극(312)과 그라운드 전극(313)은 사용자(200)의 후두부의 피부로부터 각각 전기 신호를 검출할 수 있다. 보다 바람직하게는, 액티브 전극(312)과 그라운드 전극(313)은 후두부 중에서도 귀 뒤쪽에 존재하는 꼭지돌기(mastoid process)라는 뼈 위의 피부에 부착되어 전기 신호를 검출할 수 있다. 이 때, 사용자(200)가 고개를 바로 세운 상태, 즉 사용자(200)의 두부의 중심축이 지면과 수직인 상태에서, 그라운드 전극(313)은 액티브 전극(312)에 비해 더 높은 위치(즉, 지면으로부터 더 먼 위치)에서 사용자(200)의 피부와 접촉할 수 있다. 상기 레퍼런스 전극(311), 액티브 전극(312) 및 그라운드 전극(313)은 모두 앞에서 설명된 지지 부재(301)에 의해 도 3a에 도시된 바와 같이 지지될 수 있다.
- [0047] 도 3b는 단이 타입 장치(300)가 포함하는 전극부(310), 뇌파 획득부(320) 및 심전도 획득부(330)의 세부 구성을 도시한 도면이다. 전극부(310), 뇌파 획득부(320) 및 심전도 획득부(330)는 도 1을 통해 설명된 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)의 전극부(110), 뇌파 획득부(120) 및 심전도 획득부(130)에 각각 대응될 수 있으므로, 이하에서는 도 1과 중복되는 설명은 생략될 수 있다. 또한, 단이 타입 장치(300)는 도 1을 통해 설명된 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)의 임피던스 측정부(140), 증폭부(150), 필터링부(160), ADC(analog to digital converter)부(170), 제어부(180) 및 통신부(190)에 대응되는 구성들을 추가로 포함할 수 있다. 이들 추가 구성들에 대해서는

도 1을 통해 상세히 설명된 바 있으므로 설명을 생략한다.

- [0048] 도 3b에 도시된 바와 같이, 뇌파 획득부(320)는 전극부(310)의 전극 중 액티브 전극(312)과 레퍼런스 전극(311) 간의 전위차를 측정할 수 있으며, 상기 측정된 전위차의 값을 뇌파 출력 신호로서 출력할 수 있다.
- [0049] 또한, 심전도 획득부(330)는 전극부(310)의 전극 중 액티브 전극(312)과 그라운드 전극(313) 간의 전위차를 측정할 수 있으며, 상기 측정된 전위차의 값으로부터 심전도 출력 신호를 추출하여 출력할 수 있다. 상기 심전도 출력 신호의 추출을 위하여, 심전도 획득부(330)는 신호 처리부(331)를 포함할 수 있다. 즉, 신호 처리부(331)는 상기 전위차를 측정하여 얻어진 신호로부터 심전도 출력 신호만을 분리하기 위한 기능을 수행할 수 있으며, 이와 같은 신호 처리부(331)의 동작 원리에 대해서는 도 6을 참조하여 후술한다.
- [0050] 상기 전위차의 측정은 소정 시간 동안 연속적으로 수행될 수 있으므로, 상기 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호 역시 시간에 대해 연속적인 파형의 형태로 출력될 수 있다. 한편, 그라운드 전극(313)은 뇌파 획득부(320) 및 심전도 획득부(330)를 위한 공통 그라운드(common GND)에 연결될 수 있다.
- [0051] 이하에서는 단이 타입 장치(300)의 각 구성 요소의 배치를 기구적(器具的)인 관점에서 설명하도록 한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 단이 타입 장치(300)에 의하면, 전극부(310)의 모든 전극의 부착 위치가 사용자(200)의 목 위 두부로 한정될 수 있다. 따라서, 사용자(200)는 의복 등으로 인하여 두부에 비해 상대적으로 전극 부착이 용이하지 않은 흉부나 팔 등의 위치에 전극을 추가적으로 부착해야 하는 수고를 할 필요가 없다.
- [0052] 상기 전극부(310)의 모든 전극은 도 3a에 도시된 바와 같이 하나의 지지 부재(301)에 의해 지지될 수 있다. 또한, 단이 타입 장치(300)의 전극부(310) 외 타 구성 요소들은 지지 부재(301)와 일체화된 바디(body) 내에 집적될 수 있다. 이에 따라 단이 타입 장치(300)는, 예컨대 한쪽 귀에 착용할 수 있는 귀걸이형 헤드셋 형태로 구현될 수 있다. 따라서, 단이 타입 장치(300)는 사용자(200)의 두부 외의 다른 신체 부위의 표면을 점유하지 않으므로, 사용자(200)가 쉽게 착용하거나 벗을 수 있으며, 편안하면서도 자연스럽게 착용 상태를 유지할 수 있다.
- [0053] 도 4a 및 4b는 본 발명의 일 실시예에 따른 양이 착용 타입의 뇌파 및 심전도 측정 장치에 대해 설명하기 위한 도면이다. 양이 착용 타입의 뇌파 및 심전도 측정 장치(400, 이하 "양이 타입 장치"로 약칭)는 단이 타입 장치보다는 구성이 다소 복잡하지만, 단이 타입 장치에 비해 양질의 측정 결과를 얻을 수 있다.
- [0054] 도 4a는 양이 타입 장치(400)의 외관을 도시한 도면이다. 도 4a에 도시된 바와 같이, 양이 타입 장치(400)는 사용자(200)가 자신의 양쪽 귀에 착용할 수 있도록 구현될 수 있다. 이에, 양이 타입 장치(400)는 자신이 포함하는 다른 구성요소들을 지지하기 위한 지지 부재(401, 402)를 포함할 수 있다. 이러한 지지 부재(401, 402) 각각은, 예컨대 도 4a에 도시된 바와 같이 귓바퀴에 걸 수 있는 귀걸이(ear-hook) 타입으로 구현될 수 있다. 이 때, 하나의 지지 부재(401)는 왼쪽 귀에, 나머지 지지 부재(402)는 오른쪽 귀에 각각 착용될 수 있다.
- [0055] 양이 타입 장치(400)는 사용자(200)의 피부로부터 전기 신호를 검출하기 위한, 적어도 세 개의 전극을 포함하는 전극부(410)를 가질 수 있다. 즉, 본 전극부(410)는 전술한 도 1의 전극부(110)에 대응되는 구성이 될 수 있다. 전극부(410)에 포함되는 세 개의 전극은 각각 레퍼런스(REF) 전극(411), 제 1 액티브(active) 전극(412) 및 제 2 액티브 전극(413)이라 칭해질 수 있다. 또한, 전극부(410)는 상기 기본 전극들 외에도 그라운드(GND) 전극(414)을 추가로 가질 수 있다. 이들 네 개의 전극은 전술한 전극부(110)에 포함된 복수의 전극(111)에 대응되는 구성이 될 수 있다.
- [0056] 이들 중 레퍼런스 전극(411)은 사용자(200)의 이마 위의 피부로부터, 제 1 액티브 전극(412), 제 2 액티브 전극(413) 및 그라운드 전극(414)은 사용자(200)의 후두부의 피부로부터 각각 전기 신호를 검출할 수 있다. 단, 사용자(200)의 후두부를 좌우 대칭적으로 두 영역으로 분할할 때, 제 1 액티브 전극(412)은 상기 두 영역 중 좌측 영역에 속하는 피부로부터, 제 2 액티브 전극(413)은 우측 영역에 속하는 피부로부터 각각 전기 신호를 검출할 수 있다.
- [0057] 보다 바람직하게는, 제 1 액티브 전극(412)과 제 2 액티브 전극(413)은 후두부 중에서도 귀 뒤쪽에 존재하는 꼭지돌기 위의 피부에 부착되어 전기 신호를 검출할 수 있다. 즉, 제 1 액티브 전극(412)은 좌측 꼭지돌기, 제 2 액티브 전극(413)은 우측 꼭지돌기에 각각 부착될 수 있다. 그라운드 전극(414)은 두 꼭지돌기 중 어느 쪽에도 부착될 수 있겠지만, 이하에서는 제 1 액티브 전극(412) 쪽의 좌측 꼭지돌기에 부착된다고 가정하도록 한다. 이 때, 사용자(200)가 고개를 바로 세운 상태, 즉 사용자(200)의 두부의 중심축이 지면과 수직한 상태에서, 그라운드 전극(414)은 제 1 액티브 전극(412)에 비해 더 높은 위치(즉, 지면으로부터 더 먼 위치)에서 사용자(200)의 피부와 접촉할 수 있다. 그라운드 전극(414)이 우측 꼭지돌기에 부착되는 경우에도, 그라운드 전극(414)은 제 2

액티브 전극(413)에 비해 더 높은 곳에 부착될 수 있다.

- [0058] 도 4a에 도시된 바와 같이, 레퍼런스 전극(411), 제 1 액티브 전극(412) 및 그라운드 전극(414)는 앞에서 설명된, 사용자(200)의 왼쪽 귀에 착용되는 지지 부재(401)에 의해 지지될 수 있다. 또한, 제 2 액티브 전극(413)은 오른쪽 귀에 착용되는 지지 부재(402)에 의해 지지될 수 있다. 단, 도시된 바와는 달리 레퍼런스 전극(411)은 지지 부재(402)에 의해 지지될 수도 있으며, 그라운드 전극(414) 역시 제 2 액티브 전극(413) 쪽의 꼭지돌기에 부착될 경우에는 지지 부재(402)에 의해 지지될 수 있다.
- [0059] 도 4b는 양이 타입 장치(400)가 포함하는 전극부(410), 너파 획득부(420) 및 심전도 획득부(430)의 세부 구성을 도시한 도면이다. 전극부(410), 너파 획득부(420) 및 심전도 획득부(430)는 도 1을 통해 설명된 너파 및 심전도 측정 장치(400)의 전극부(110), 너파 획득부(120) 및 심전도 획득부(130)에 각각 대응될 수 있으므로, 이하에서는 도 1과 중복되는 설명은 생략될 수 있다.
- [0060] 도 4b에 도시된 바와 같이, 너파 획득부(420)는 세부 구성으로서 좌너파 획득부(421) 및 우너파 획득부(422)를 포함할 수 있으며, 이들은 각각 사용자(200)의 좌너의 너파와 우너의 너파를 각각 획득할 수 있다. 좌너파 획득부(421)는 전극부(410)의 전극 중 제 1 액티브 전극(412)과 레퍼런스 전극(411) 간의 전위차를 측정할 수 있으며, 상기 측정된 전위차의 값을 좌너파 출력 신호로서 출력할 수 있다. 우너파 획득부(422)는 전극부(410)의 전극 중 제 2 액티브 전극(413)과 레퍼런스 전극(411) 간의 전위차를 측정할 수 있으며, 상기 측정된 전위차의 값을 우너파 출력 신호로서 출력할 수 있다.
- [0061] 또한, 심전도 획득부(430)는 전극부(410)의 전극 중 제 1 액티브 전극(412)과 제 2 액티브 전극(413) 간의 전위차를 측정할 수 있으며, 상기 측정된 전위차의 값을 심전도 출력 신호로서 출력할 수 있다. 한편, 그라운드 전극(414)은 너파 획득부(420) 및 심전도 획득부(430)를 위한 공통 그라운드(common GND)에 연결될 수 있다.
- [0062] 이하에서는 양이 타입 장치(400)의 각 구성 요소의 배치를 기구적인 관점에서 설명하도록 한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 양이 타입 장치(400) 역시, 전술한 단이 타입 장치(300)와 마찬가지로 전극부(410)의 모든 전극의 부착 위치가 사용자(200)의 목 위 두부로 한정될 수 있으므로, 사용자(200)는 두부 외의 다른 위치에 전극을 부착하지 않아도 된다.
- [0063] 상기 전극부(410)의 모든 전극은 도 4a에 도시된 바와 같이 귀에 걸 수 있는 두 개의 지지 부재(401, 402)에 의해 지지될 수 있다. 또한, 양이 타입 장치(400)의 전극부(310) 외 타 구성 요소들은 지지 부재(401, 402)와 일체화된 바디 내에 집적될 수 있다. 이에 따라 양이 타입 장치(400) 역시, 귀걸이형 헤드셋 형태로 구현될 수 있으나, 단이 타입 장치(300)와는 달리 양쪽 귀에 거는 헤드셋 형태가 될 수 있다. 도 4a에 도시된 바와 같이, 두 지지 부재(401, 402)는 피복 와이어 등 별도의 연결 부재(403)에 의해 서로 연결될 수도 있다. 이로써, 양이 타입 장치(400)는 전 구성이 하나로 연결된 일체형 장치로 구현되는 것이 가능해진다.
- [0064] 한편, 양이 타입 장치(400)의 지지 부재(401, 402) 및 연결 부재(403)는 도 4a에 도시된 예에 한정되지 않고, 전극부(410)를 비롯한 양이 타입 장치(400)의 하위 구성 요소들을 지지할 수 있는 형태라면 어떠한 형태로든 구현될 수 있다. 도 4c는 이러한 다양한 형태들 중 하나의 예시를 나타내는 것으로, 연결 부재(403)가 사용자(200)의 이마를 가로지르도록 장착되어, 사용자(200)의 왼쪽 귀의 지지 부재(401)과, 가려짐으로 인해 도시되지는 않았지만 사용자(200)의 오른쪽 귀의 지지 부재(402)를 서로 연결하고 있음을 볼 수 있다. 이 때, 레퍼런스 전극(411)은 연결 부재(403)의 양쪽 면 중 사용자(200)의 이마에 맞닿는 안쪽 면에 장착될 수 있을 것이다.
- [0065] 도 4c의 예시에 의하면, 레퍼런스 전극(411)을 비롯한 전극부(410)의 여러 전극들이 밖으로 직접적으로 돌출되지 않도록 양이 타입 장치(400)가 구현될 수 있다. 또한, 전체적인 모양새의 관점에서 봐도, 도 4c의 양이 타입 장치(400)는 사용자(200)가 마치 안경을 착용하듯이 자연스럽게 착용할 수 있음을 알 수 있다. 아울러, 도 4c의 양이 타입 장치(400)는 그 자연스러운 모양새에 의해 도 4a의 경우에 비해 타인의 시선으로부터 보다 자유로울 수 있다.
- [0066] 양이 타입 장치(400) 역시 단이 타입 장치(300)와 마찬가지로, 사용자(200)의 두부 외의 다른 신체 부위의 표면을 점유하지 않으므로, 사용자(200)에 의해 편리하게 이용될 수 있다. 단, 양이 타입 장치(400)의 일부 구성은 양이 타입 장치(400)의 지지 부재(401, 402)와 일체화된 본체와 물리적으로 분리되어 구현될 수 있다. 경우에 따라서는, 상기 본체와 물리적으로 분리된 일부 구성은 사용자(200)가 개인적으로 소지한 휴대용 전자 기기의 구성 요소를 이용하여 구현될 수도 있을 것이며, 이는 단이 타입 장치(300)에 있어서도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0067] 한편, 단이 타입 장치(300)의 전극부(310)에 포함된 레퍼런스 전극(311), 액티브 전극(312) 및 그라운드 전극

(313)은 모두 뇌파(도 3a에 의하면 좌뇌의 뇌파)를 측정하기 위해 필수적으로 구비되어야 하는 전극들이다. 이는, 단이 타입 장치(300)는 심전도 측정용의 전극을 추가로 구비할 필요 없이, 뇌파 측정용 전극들만으로도 심전도의 측정이 가능하다는 것을 의미한다.

[0068] 이와 같이 뇌파 측정용 전극들만으로도 심전도를 측정할 수 있는 것은, 사람의 두부로부터 측정되는 전기 신호에는 심전도의 성분도 일부 섞여있기 때문이다. 이러한 사실에 근거하여, 단이 타입 장치(300)는 각 전극의 위치를 적절히 설정함으로써, 두부에 부착되는 뇌파 측정용 전극들만으로도 사용자(200)의 심전도까지 검출할 수 있다. 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 단이 타입 장치(300)는 종래 기술에 비해 간단한 구조로 구현할 수 있고, 이에 따라 장치의 소형화 및 경량화에도 유리하며, 제조 비용 역시 상대적으로 줄어 들 수 있다는 등의 이점을 갖는다.

[0069] 한편, 양이 타입 장치(400)는 단이 타입 장치에 비해서는 상대적으로 많은 구성을 포함하지만, 좌뇌와 우뇌의 뇌파를 모두 측정할 수 있다는 이점을 가질 수 있다. 아울러, 단이 타입 장치(400)의 전극부(410)에 포함된 레퍼런스 전극(411), 제 1 액티브 전극(412), 제 2 액티브 전극(413) 및 그라운드 전극(414)은 모두 좌뇌와 우뇌의 뇌파를 측정하기 위해 필수적으로 구비되어야 하는 전극들이다. 따라서, 양이 타입 장치(400) 역시 뇌파 측정용 전극들만으로도 심전도의 측정이 가능하므로, 단이 타입 장치(300)의 장점을 양이 타입 장치(400)도 가질 수 있다.

[0070] 또한, 양이 타입 장치(400)를 통해 출력되는 심전도 출력 신호는, 단이 타입 장치(300)의 심전도 출력 신호에 비해 신호의 품질이 더 우수하다. 일반적으로 사람의 심전도는 심장의 좌측 부분과 우측 부분으로부터 나오는 전기 신호를 함께 관찰함으로써 측정되는데, 심장의 좌측 부분으로부터의 전기 신호는 신체의 좌측 부분을 위주로, 우측 부분으로부터의 전기 신호는 신체의 우측 부분을 위주로 전파된다. 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 양이 타입 장치(400)는 제 1 액티브 전극(412)과 제 2 액티브 전극(413)을 통해 좌뇌와 우뇌로부터의 전기 신호를 모두 측정한 후, 해당 신호들간의 차이를 획득함으로써, 뇌로부터의 전기 신호에 포함된 심전도 성분을 단이 타입 장치(300)에 비해 더욱 효과적으로 추출할 수 있다.

[0071] 게다가, 단이 타입 장치(300)와 달리, 양이 타입 장치(400)에 의하면 이와 같은 심전도 출력 신호는 별도의 신호 처리 과정 없이 제 1 액티브 전극(412)의 전기 신호와 제 2 액티브 전극(413)의 전기 신호의 차이로부터 바로 구해질 수 있다. 이와 같은 점 역시 양이 타입 장치(400)가 갖는 장점 중 하나라 할 수 있다.

[0072] 도 5a 및 5b는 본 발명의 다른 실시예에 따른 양이 착용 타입의 뇌파 및 심전도 측정 장치에 대해 설명하기 위한 도면이다. 이하에서는 도 5a 및 5b의 장치를, 도 4a 내지 4c의 양이 타입 장치(400)와 구분하여 제 2 양이 타입 장치(500)이라 칭하도록 한다. 양이 타입 장치(400)와 비교할 때, 제 2 양이 타입 장치(500)는 이마에 전극을 부착하지 않아도 된다는 특징을 갖는다.

[0073] 도 5a는 제 2 양이 타입 장치(500)의 외관을 도시한 도면이다. 도 5a에 도시된 바와 같이, 제 2 양이 타입 장치(500)는 사용자(200)가 자신의 양쪽 귀에 착용할 수 있도록 구현될 수 있다. 이에, 제 2 양이 타입 장치(500)는 자신이 포함하는 다른 구성요소들을 지지하기 위한 지지 부재(501, 502)를 포함할 수 있다. 이러한 지지 부재(501, 502) 각각은, 예컨대 도 5a에 도시된 바와 같이 귓바퀴에 걸 수 있는 귀걸이(ear-hook) 타입으로 구현될 수 있다. 이 때, 하나의 지지 부재(501)는 왼쪽 귀에, 나머지 지지 부재(502)는 오른쪽 귀에 각각 착용될 수 있다.

[0074] 제 2 양이 타입 장치(500)는 사용자(200)의 피부로부터 전기 신호를 검출하기 위한 전극을 포함하는 전극부(510)를 가질 수 있다. 즉, 본 전극부(510)는 전술한 도 1의 전극부(110)에 대응되는 구성이 될 수 있다. 구체적으로, 전극부(510)는 제 1 레퍼런스(REF) 전극(511), 제 2 레퍼런스 전극(512), 제 1 액티브(active) 전극(513) 및 제 2 액티브 전극(514)을 포함할 수 있다. 또한, 전극부(510)는 상기 기본 전극들 외에도 그라운드(GND) 전극(515)을 추가로 가질 수 있다. 이들 다섯 개의 전극은 전술한 전극부(110)에 포함된 복수의 전극(111)에 대응되는 구성이 될 수 있다.

[0075] 상기 다섯 개의 각 전극들은 사용자(200)의 후두부의 피부로부터 전기 신호를 검출할 수 있다. 단, 사용자(200)의 후두부를 좌우 대칭적으로 두 영역으로 분할할 때, 제 1 레퍼런스 전극(511) 및 제 1 액티브 전극(513)은 상기 두 영역 중 좌측 영역에 속하는 피부로부터, 제 2 레퍼런스 전극(512) 및 제 2 액티브 전극(514)은 우측 영역에 속하는 피부로부터 각각 전기 신호를 검출할 수 있다.

[0076] 보다 바람직하게는, 상기 제 1 및 제 2 레퍼런스 전극(511, 512) 및 제 1 및 제 2 액티브 전극(513, 514)은 후두부 중에서도 귀 뒤쪽에 존재하는 꼭지돌기 위의 피부에 부착되어 전기 신호를 검출할 수 있다. 즉, 제 1 레퍼

런스 전극(511) 및 제 1 액티브 전극(513)은 좌측 꼭지돌기, 제 2 레퍼런스 전극(512) 및 제 2 액티브 전극(514)은 우측 꼭지돌기에 각각 부착될 수 있다. 이 때, 사용자(200)가 고개를 바로 세운 상태, 즉 사용자(200)의 두부의 중심축이 지면과 수직인 상태에서, 제 1 레퍼런스 전극(511)은 제 1 액티브 전극(513)에 비해 더 높은 위치(즉, 지면으로부터 더 먼 위치)에서 사용자(200)의 피부와 접촉할 수 있다. 제 2 레퍼런스 전극(512) 역시 제 1 액티브 전극(514)에 비해 더 높은 위치에서 사용자(200)의 피부와 접촉할 수 있다.

[0077] 그라운드 전극(515)은 두 꼭지돌기 중 어느 쪽에든 부착될 수 있겠지만, 이하에서는 제 1 레퍼런스 전극(511) 및 제 1 액티브 전극(513) 쪽의 좌측 꼭지돌기에 부착된다고 가정하도록 한다. 이 때, 그라운드 전극(515)은 그 높이가 제 1 레퍼런스 전극(511)보다는 낮고 제 1 액티브 전극(513)보다는 높도록 부착될 수 있다. 그라운드 전극(515)이 우측 꼭지돌기에 부착되는 경우에는, 제 2 레퍼런스 전극(512)보다는 낮고 제 2 액티브 전극(514)보다는 높도록 부착될 수 있을 것이다.

[0078] 도 5a에 도시된 바와 같이, 제 1 레퍼런스 전극(511), 제 1 액티브 전극(513) 및 그라운드 전극(515)은, 앞에서 설명된 바 있는 사용자(200)의 왼쪽 귀에 착용되는 지지 부재(501)에 의해 지지될 수 있다. 또한, 제 2 레퍼런스 전극(512) 및 제 2 액티브 전극(515)은 오른쪽 귀에 착용되는 지지 부재(502)에 의해 지지될 수 있다. 상기 두 지지 부재(501, 502)는 연결 부재(503)에 의해 연결될 수 있으며, 이에 따라 제 2 양이 타입 장치(500)는 일체형으로 구현될 수 있다. 특히, 연결 부재(503)가 사용자(200)의 이마 쪽이 아닌, 도 5a와 같이 후두부 쪽에 자리하게 되는 경우, 제 2 양이 타입 장치(500)의 구성 요소들이 사용자(200)의 전두부(前頭部)에 드러나지 않게 된다. 이에 따라, 사용자(200)는 더욱 편안하고 자연스럽게 제 2 양이 타입 장치(500)를 착용할 수 있으며, 타인의 시선으로부터도 상대적으로 자유로워지게 될 수 있다.

[0079] 도 5b는 제 2 양이 타입 장치(500)가 포함하는 전극부(510), 뇌파 획득부(520) 및 심전도 획득부(530)의 세부 구성을 도시한 도면이다. 전극부(510), 뇌파 획득부(520) 및 심전도 획득부(530)는 도 1을 통해 설명된 뇌파 및 심전도 측정 장치(500)의 전극부(110), 뇌파 획득부(120) 및 심전도 획득부(130)에 각각 대응될 수 있으므로, 이하에서는 도 1과 중복되는 설명은 생략될 수 있다.

[0080] 도 5b에 도시된 바와 같이, 뇌파 획득부(520)는 세부 구성으로서 좌뇌파 획득부(521) 및 우뇌파 획득부(522)를 포함할 수 있으며, 이들은 각각 사용자(200)의 좌뇌의 뇌파와 우뇌의 뇌파를 각각 획득할 수 있다. 좌뇌파 획득부(521)는 전극부(510)의 전극 중 제 1 액티브 전극(513)과 제 1 레퍼런스 전극(511) 간의 전위차를 측정할 수 있으며, 상기 측정된 전위차의 값으로부터 좌뇌파 출력 신호를 추출하여 출력할 수 있다. 우뇌파 획득부(522)는 전극부(510)의 전극 중 제 2 액티브 전극(514)과 제 2 레퍼런스 전극(512) 간의 전위차를 측정할 수 있으며, 상기 측정된 전위차의 값으로부터 우뇌파 출력 신호를 추출하여 출력할 수 있다.

[0081] 또한, 심전도 획득부(530)는 전극부(510)의 전극 중 제 1 액티브 전극(513)과 제 2 액티브 전극(514) 간의 전위차를 측정할 수 있으며, 상기 측정된 전위차의 값을 심전도 출력 신호로서 출력할 수 있다. 한편, 그라운드 전극(515)은 뇌파 획득부(520) 및 심전도 획득부(530)를 위한 공통 그라운드(common GND)에 연결될 수 있다.

[0082] 한편, 제 1 액티브 전극(513)과 제 1 레퍼런스 전극(511) 간의 전위차를 측정하여 얻어지는 파형에는 좌뇌파 성분과 심전도 성분이 혼합되어 있고, 제 2 액티브 전극(514)과 제 2 레퍼런스 전극(512) 간의 전위차를 측정하여 얻어지는 파형에는 좌뇌파 성분과 심전도 성분이 혼합되어 있다. 따라서, 혼합 신호로부터 심전도 성분을 제거하고 좌뇌파 혹은 우뇌파 성분만을 추출하기 위해, 좌뇌파 획득부(521)는 제 1 액티브 전극(513)과 제 1 레퍼런스 전극(511) 간의 전위차로부터 좌뇌파 출력 신호를 추출하기 위한 신호 처리부(523)를 포함할 수 있으며, 우뇌파 획득부(522) 역시 제 2 액티브 전극(514)과 제 2 레퍼런스 전극(512) 간의 전위차로부터 우뇌파 출력 신호를 추출하기 위한 신호 처리부(524)를 포함할 수 있다.

[0083] 상기 신호 처리부(523, 524)의 동작을 위해 생각할 수 있는 간단한 방법으로는, 상기 심전도 획득부(530)에 의해 출력된 심전도 출력 신호를 이용하는 것을 들 수 있다. 이에 따르면, 신호 처리부(523)는 제 1 액티브 전극(513)과 제 1 레퍼런스 전극(511) 간의 전위차를 측정하여 얻어지는 파형과, 상기 심전도 출력 신호를 스케일링(scaling)한 신호의 차이를 구함으로써, 좌뇌파 출력 신호를 구할 수 있다. 유사하게, 신호 처리부(524)는 제 2 액티브 전극(514)과 제 2 레퍼런스 전극(512) 간의 전위차를 측정하여 얻어지는 파형과, 상기 심전도 출력 신호를 스케일링한 신호의 차이를 구함으로써, 우뇌파 출력 신호를 구할 수 있다. 이와 같은 일련의 과정에 대한 구체적인 사항은 통상의 기술자에게 용이할 것이므로 자세한 설명은 생략하도록 한다.

[0084] 혹은, 이하에서 도 6을 참조하여 설명할 방법이 이용될 수도 있다. 도 6은 뇌파 출력 신호와 심전도 출력 신호의 분리 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 6에서 설명하고 있는 방법은 뇌파 성분과 심전도 성분이 혼합된 신

호로부터 특정 성분을 분리해내기 위한 예시적인 방법으로, 본 방법은 단이 타입 장치(300)의 신호 처리부(331) 혹은 제 2 양이 타입 장치(500)의 신호 처리부(523, 524)의 동작에 적용될 수 있다.

- [0085] 뇌파 성분과 심전도 성분의 분리에는, 심전도 성분이 특정 주파수 대역(대략 10~30Hz)에서 주로 관찰된다는 사실을 이용할 수 있다. 즉, 뇌파 성분과 심전도 성분이 혼합되어 있는 혼합 신호에서 상기 특정 주파수 대역의 신호를 추출함으로써 심전도 성분을 획득하고, 상기 혼합 신호에서 심전도 성분을 제거하여 뇌파 신호를 획득함으로써, 혼합 신호를 뇌파 성분과 심전도 성분으로 분리할 수 있게 된다.
- [0086] 도 6의 (a)는 뇌파 성분과 심전도 성분이 혼합되어 있는 예시적인 파형을 나타낸 것이다. 상기 (a)의 파형에, 웨이블릿 변환(wavelet transform) 등의 필터링(filtering) 기법을 적용하여 상기 특정 주파수 대역의 신호를 추출함으로써, (b)의 파형을 심전도 성분의 파형을 얻을 수 있다. 한편, 아래에서 설명할 (d)의 파형이 가공된 결과를 (b)의 파형에 더함으로써, 심전도 성분의 파형의 피크(peak)가 보다 뚜렷해지도록 할 수 있다.
- [0087] 한편, 상기 (b)의 파형을 제공하면, 이로부터 에너지 계수(energy coefficient) 형태의 파형인 (c)의 파형을 얻을 수 있다. (d)의 파형은 상기 (c)의 파형으로부터 피크의 값만을 추출하여 얻어진 파형이다. (c)의 파형을 보면, 대부분의 구간에서는 신호의 값이 거의 0이지만, 여러 개의 피크로 이루어진 구간이 약 0.7~0.8초의 간격으로 나타나는 것을 알 수 있다. 여기서, 상기 각 구간에서 가장 큰 피크 값(R-peak)을 포함하는 부분만을 추출하여, (d)와 같은 파형을 만들 수 있다. 이 때, 정확한 R-peak의 추출을 위해, adaptive thresholding과 같은, 적응적으로 피크를 찾는 기법이 사용될 수 있다.
- [0088] 상기 (d)의 파형은 (c)의 파형과 마찬가지로 (b)의 차원에 비해 제공된 차원을 갖는 파형이므로(예컨대, (b)의 차원이 "V"라면 (c) 및 (d)의 차원은 " V^2 "), (d)의 파형에 제곱근을 취하고, (b)의 파형을 참조하여 부호를 부여함으로써, 다시금 (b)와 같은 차원을 갖도록 가공할 수 있다. 이와 같이 (d)의 파형이 가공된 결과를 (a)에서 빼면, (e)의 파형과 같은 뇌파 성분의 파형을 얻을 수 있다.
- [0089] 지금까지 도 6을 통해 설명한 방법을 이용함으로써, 신호 처리부(331, 523, 524)는 심전도 출력 신호, 좌뇌파 출력 신호, 우뇌파 출력 신호를 각각 추출하여 출력할 수 있다. 하지만 도 6의 방법은 상기 신호 처리부(331, 523, 524)에 적용 가능한 방법들 중 하나의 예시에 지나지 않으므로, 본 발명의 일 실시예에 따른 신호 처리부(331, 523, 524)의 동작에는 다른 방법이 적용될 수도 있음은 물론이다.
- [0090] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치를 이용하여 사용자의 뇌파와 심전도를 측정하기 위한 방법의 각 단계를 도시한 도면이다. 본 방법에 대해 설명함에 있어, 도 1 내지 4와 중복되는 부분에 대해서는 설명이 생략될 수 있다. 또한, 아래의 각 단계는 반드시 순서대로 수행될 필요는 없으며, 필요에 따라 그 순서가 변경될 수 있음은 물론이다.
- [0091] 우선, 사용자(200)는 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)를 착용하면서, 전극부(110)에 포함된 복수의 전극(111) 각각을 사용자(200)의 두부에 존재하는 피부 표면에 부착할 수 있다(S101). 상기 복수의 전극(111)의 구성 및 각 전극(111)이 부착되는 위치는, 상기 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)가 단이 타입 장치(300)와 양이 타입 장치(400) 중 어느 타입으로 구현되는가에 따라 다를 수 있다.
- [0092] 다음으로, 상기 복수의 전극(111) 각각이 사용자(200)의 피부에 올바르게 부착되었는지를 확인할 수 있다(S102). 이와 같은 확인 단계는 임피던스 측정부(140)에 의해 수행될 수 있으며, 사용자가 모든 전극(111)을 올바르게 부착하였음이 확인되어야 사용자(200)로부터 전기 신호를 측정하는 다음 단계로 넘어가도록 할 수 있다.
- [0093] 상기 확인이 완료되면, 사용자(200)의 피부에 부착된 복수의 전극(111)을 통하여 사용자(200)의 두부로부터 전기 신호를 검출할 수 있다(S103). 이와 같이 검출된 전기 신호에 기초하여, 뇌파 획득부(120)는 사용자(200)의 뇌파를 획득할 수 있으며(S104), 심전도 획득부(130)는 사용자(200)의 심전도를 획득할 수 있다(S105).
- [0094] 다음으로는, 뇌파 및 심전도 획득의 결과로서의 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호에 대한 신호 처리를 수행할 수 있다(S106). 이러한 신호 처리에는 증폭부(150)에 의한 증폭, 필터부(160)에 의한 필터링, ADC부(170)에 의한 디지털 신호로의 변환 등의 동작이 포함될 수 있으며, 각 동작의 세부 사항에 대해서는 앞에서 도 1을 참조하여 설명한 바 있으므로 여기에서는 자세한 설명을 생략한다.
- [0095] 마지막으로, 제어부(180) 및 통신부(190)를 이용하여, 신호 처리가 완료된 뇌파 출력 신호 및 심전도 출력 신호를, 출력 장치를 통해 출력하거나 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)에 연결된 외부 장치 혹은 네트워크로 전송할 수 있다(S170).

- [0096] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치의 심전도 획득부에 의해 획득된 파형을 도시한 도면이다. 도 8에 도시된 두 개의 파형 중, 위쪽의 파형은 단이 타입 장치(300)의 심전도 획득부(330)에 의해 얻어진 파형으로서, 신호 처리부(331)에 의해 뇌파 성분이 제거되기 전의 파형을 나타낸다. 아래쪽의 파형은 양이 타입 장치(400)의 심전도 획득부(430)에 의해 얻어진 심전도 출력 신호의 파형이다. 앞에서도 설명한 바와 같이, 단이 타입 장치(300)의 경우 전극부(310)를 통해 뇌파 성분과 심전도 성분이 혼합된 신호가 획득되므로, 신호 처리부(331)를 이용하여 상기 혼합된 신호로부터 뇌파 성분을 분리해야 순수한 심전도 파형을 얻을 수 있다. 이에 반해, 양이 타입 장치(400)는 전극부(410)로부터 바로 순수한 심전도 파형을 얻을 수 있다.
- [0097] 심전도 파형에서 인접한 피크(peak) 사이의 간격은 심장 박동 사이의 간격을 나타내며, 이러한 피크의 분포를 관찰함으로써 심장 박동의 빠르기 및 규칙적인 정도를 알 수 있다. 이와 같이 심장 박동에 관한 정보를 파악하면, 부정맥 등의 심장 관련 질환의 발생 여부를 진단할 수 있다.
- [0098] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치에 의해 획득된 뇌파 정보의 활용 예에 대해 설명하기 위한 도면이다. 도 9에 도시된 파형은, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)에 의해 얻어진 뇌파 파형에 대응되는 주파수 스펙트럼(frequency spectrum)이다.
- [0099] 앞서 언급한 바와 같이, 뇌파는 피검자의 인지 능력 검사에 이용될 수 있다. 예컨대, 피검자에게 일정한 주파수를 갖는 시각적 자극을 가할 경우, 피검자의 인지 능력이 정상이라면 뇌파 파형에서 해당 주파수 성분이 검출된다. 이와 같은 주파수 성분의 생성은 상기 시각적 자극으로부터 연유하는 것이다. 반대로, 해당 주파수 성분이 뇌파 파형으로부터 검출되지 않는다면, 피검자의 인지 능력에 문제가 있다고 진단할 수 있다.
- [0100] 이와 관련하여, 사용자(200)에게 7.5Hz의 주파수를 갖는 시각적 자극을 가한 상태에서, 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)를 통해 사용자(200)의 뇌파 파형을 획득하였다. 그리고, 획득된 파형에 대한 주파수 분석을 통해 도 9에 도시된 바와 같은 주파수 스펙트럼을 구하였다.
- [0101] 상기 주파수 스펙트럼을 관찰해 보면, 7.5Hz 및 그 정수배의 하모닉(harmonic) 주파수인 15Hz, 22.5Hz에서 비교적 뚜렷한 피크가 관찰됨을 확인할 수 있다. 이는 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)를 통해 획득된 사용자의 뇌파 파형에, 사용자(200)에게 가해진 시각적 자극과 같은 주파수 성분이 포함되어 있음을 나타내는 것이다. 따라서, 상기 사용자(200)의 시각적 인지 능력은 정상이라는 진단이 내려질 수 있다.
- [0102] 이와 같이, 비교적 간단한 구성을 갖는 뇌파 및 심전도 측정 장치(100)를 이용하여 사용자(200)의 뇌파와 심전도를 모두 측정하고 그 결과를 분석함으로써, 사용자(200)의 건강 관리가 용이하게 수행될 수 있다. 또한, 측정 대상이 되는 사용자(200)의 신체 부위가 두부로 한정되므로, 더욱 편리한 이용이 가능하다.
- [0103] 본 발명에 첨부된 블록도의 각 블록과 흐름도의 각 단계의 조합들은 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들에 의해 수행될 수도 있다. 이들 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 범용 컴퓨터, 특수용 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비의 프로세서에 탑재될 수 있으므로, 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비의 프로세서를 통해 수행되는 그 인스트럭션들이 블록도의 각 블록 또는 흐름도의 각 단계에서 설명된 기능들을 수행하는 수단을 생성하게 된다. 이들 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 특정 방식으로 기능을 구현하기 위해 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비를 지향할 수 있는 컴퓨터 이용 가능 또는 컴퓨터 판독 가능 메모리에 저장되는 것도 가능하므로, 그 컴퓨터 이용가능 또는 컴퓨터 판독 가능 메모리에 저장된 인스트럭션들은 블록도의 각 블록 또는 흐름도 각 단계에서 설명된 기능을 수행하는 인스트럭션 수단을 내포하는 제조 품목을 생산하는 것도 가능하다. 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비 상에 탑재되는 것도 가능하므로, 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비 상에서 일련의 동작 단계들이 수행되어 컴퓨터로 실행되는 프로세스를 생성해서 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비를 수행하는 인스트럭션들은 블록도의 각 블록 및 흐름도의 각 단계에서 설명된 기능들을 실행하기 위한 단계들을 제공하는 것도 가능하다.
- [0104] 또한, 각 블록 또는 각 단계는 특정된 논리적 기능(들)을 실행하기 위한 복수의 실행 가능한 인스트럭션들을 포함하는 모듈, 세그먼트 또는 코드의 일부를 나타낼 수 있다. 또, 몇 가지 대체 실시예들에서는 블록들 또는 단계들에서 언급된 기능들이 순서를 벗어나서 발생하는 것도 가능함을 주목해야 한다. 예컨대, 잇달아 도시되어 있는 두 개의 블록들 또는 단계들은 사실 실질적으로 동시에 수행되는 것도 가능하고 또는 그 블록들 또는 단계들이 때때로 해당하는 기능에 따라 역순으로 수행되는 것도 가능하다.
- [0105] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 품질에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가

능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 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 균등한 범위 내에 있는 모든 기술사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

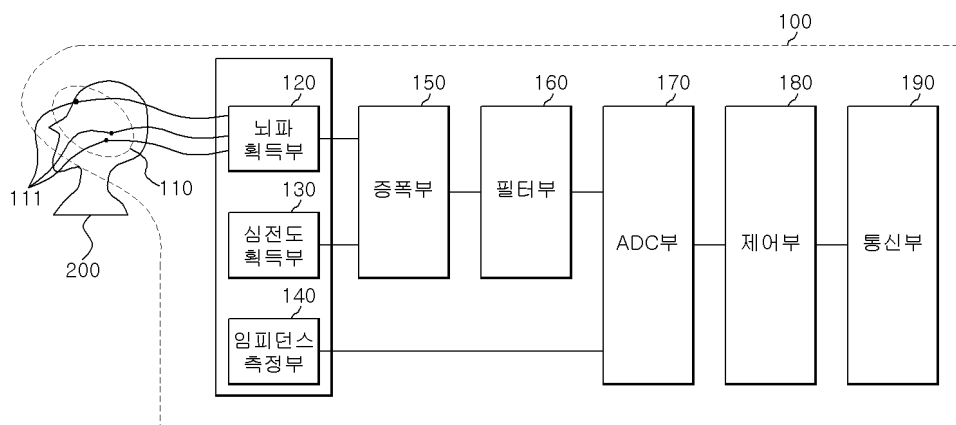
부호의 설명

[0106]

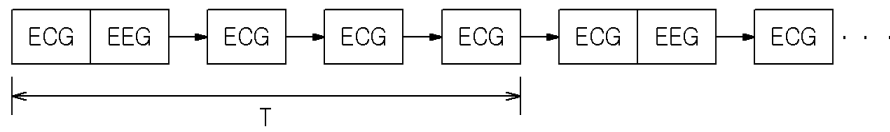
- 100: 뇌파 및 심전도 측정 장치
- 110: 전극부
- 120: 뇌파 획득부
- 130: 심전도 획득부
- 140: 임피던스 측정부
- 150: 증폭부
- 160: 필터링부
- 170: ADC부
- 180: 제어부
- 190: 통신부
- 300: 단이 타입 장치
- 400: 양이 타입 장치
- 500: 제 2 양이 타입 장치

도면

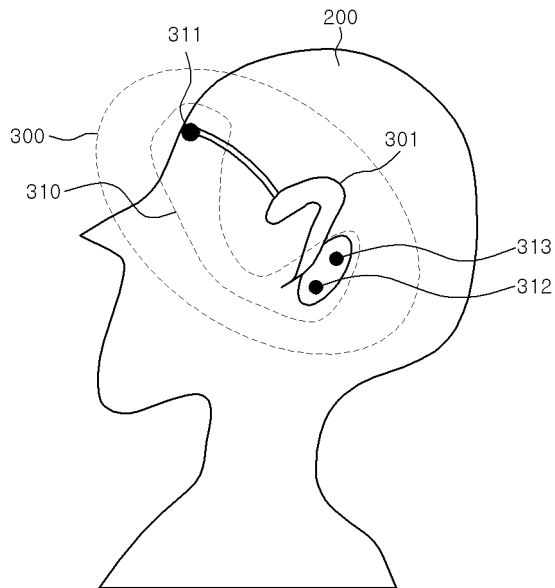
도면1



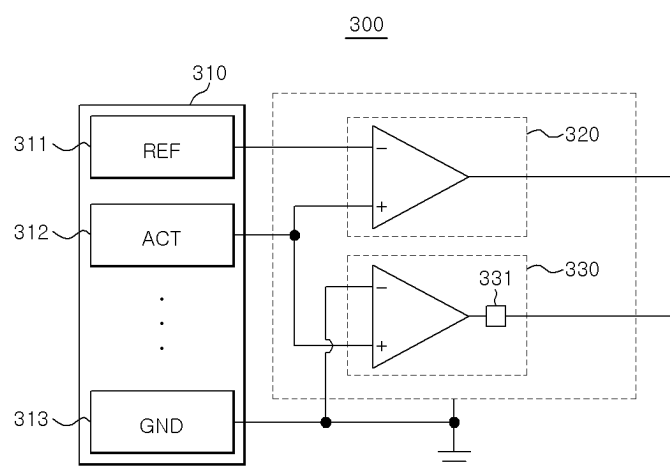
도면2



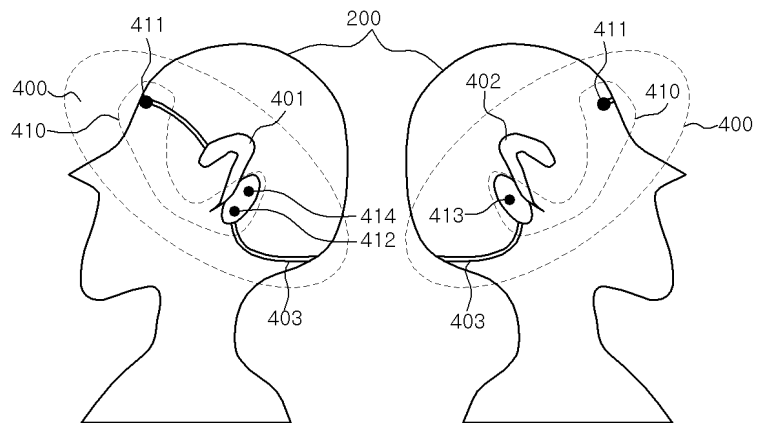
도면3a



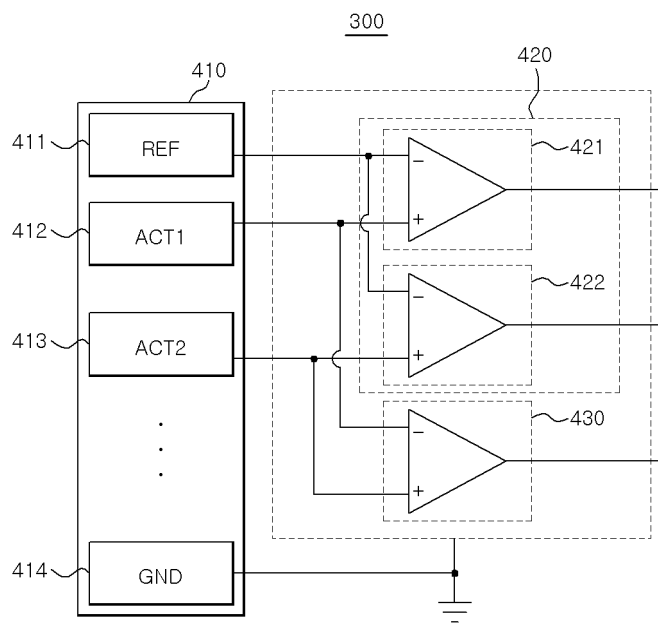
도면3b



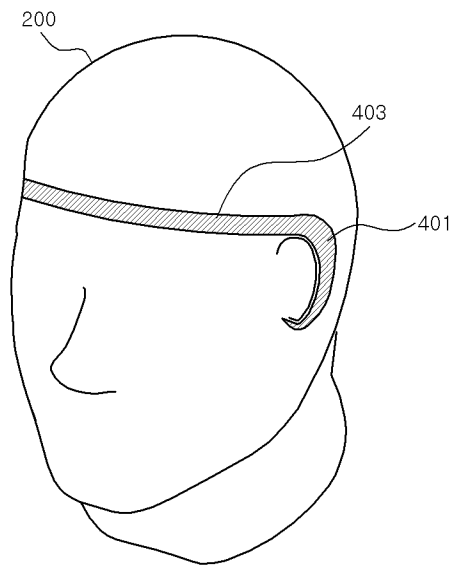
도면4a



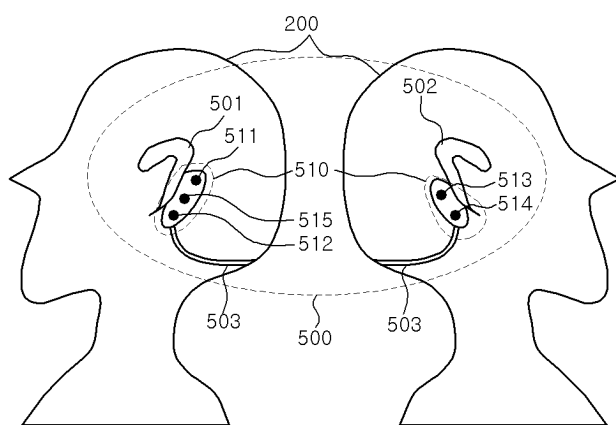
도면4b



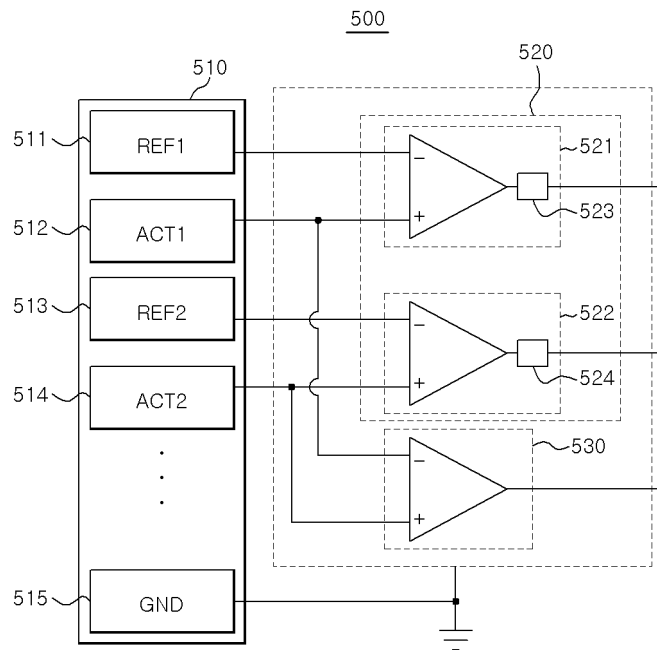
도면4c



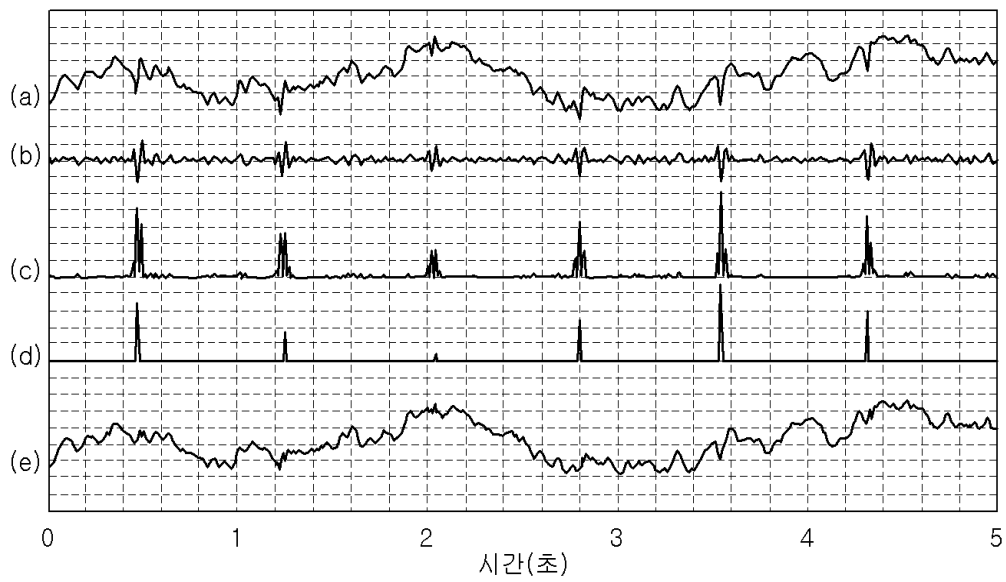
도면5a



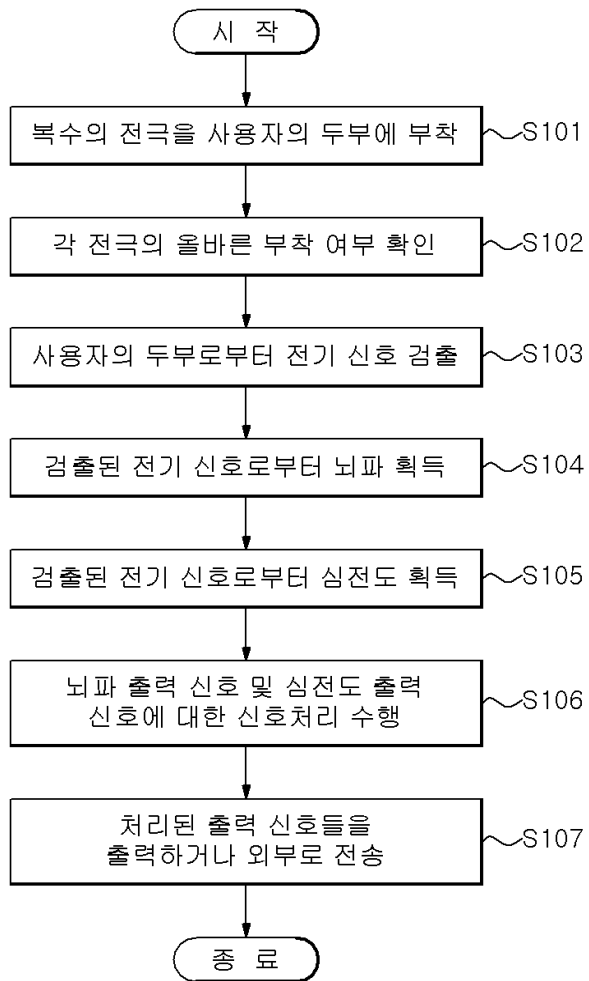
도면5b



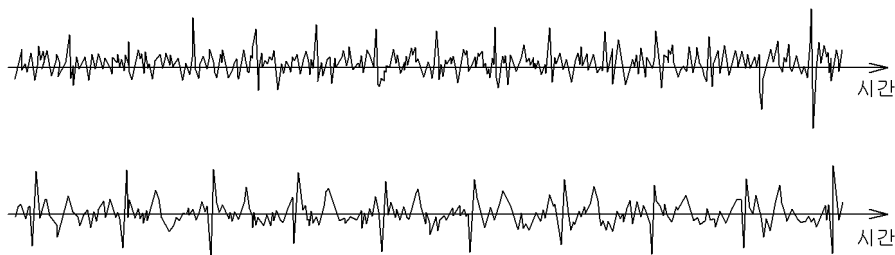
도면6



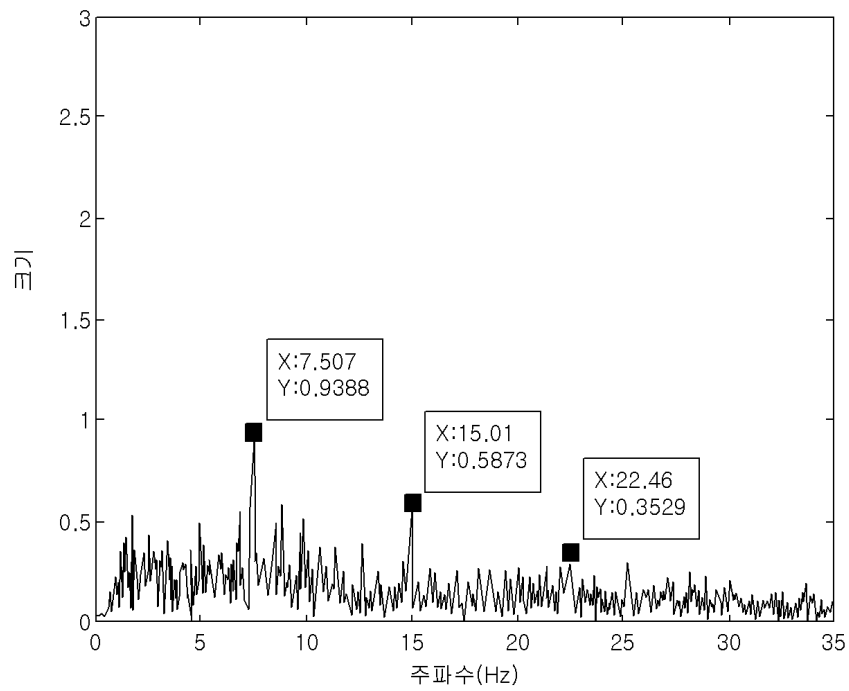
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	用于测量EEG和心电图的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020190001081A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	KR1020170080487	申请日	2017-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	首尔大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会		
[标]发明人	안중우 구윤서 김희찬		
发明人	안중우 구윤서 김희찬		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0022 A61B5/04017 A61B5/0402 A61B5/053 A61B5/6802 A61B5/6815 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/7271 A61B5/6814 A61B5/6844		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明实施例的脑电图和心电图测量设备，电极单元包括多个电极，用于检测从用户的脖子上方的头部到检测到的电信号的电信号。并且，心电图获取单元用于基于所检测到的脑信号获取用户的心电图，以及脑电图获取单元用于获取用户的脑电波。

