



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0139612
(43) 공개일자 2016년12월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0476 (2013.01)
A61B 5/0002 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0074805
(22) 출원일자 2015년05월28일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
임세훈
경기도 수원시 영통구 삼성로 308, 102동 1002호
(원천동, 신미주아파트)
조희재
경기도 수원시 영통구 인계로 219, 2동 606호 (매탄동, 삼성1차아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리엔목특허법인

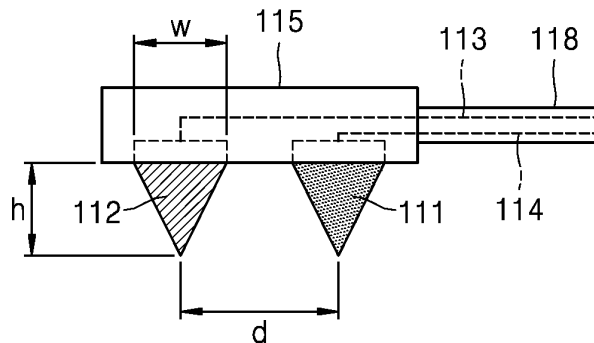
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 뇌파 센서 유닛 및 이를 이용한 뇌파 측정 장치

(57) 요약

뇌파 센서 유닛 및 이를 이용한 뇌파 측정 장치가 개시된다. 개시된 뇌파 센서 유닛은 지지체 상에 위치한 제1 및 제2 접촉 전극을 포함하며, 제1 접촉 전극은 생체로부터 뇌파 신호를 획득하며, 제2 접촉 전극은 제1 접촉 전극과 이격되어 전기적으로 절연되고 접지된다.

대표도 - 도2b



(52) CPC특허분류

A61B 5/0478 (2013.01)

A61B 5/6814 (2013.01)

A61B 5/746 (2013.01)

(72) 발명자

박준형

서울특별시 도봉구 도봉로136길 28, 517동 1504호
(창동, 북한산 아이파크)

양장범

광주광역시 광산구 신창로71번길 33, 205동 802호
(신창동, 신창2차부영사랑으로아파트)

정재민

경기도 수원시 영통구 신원로198번길 71, 401호 (매탄동)

고준호

경기도 수원시 영통구 봉영로1770번길 21, 203동 101호 (영통동, 신명아파트)

이창현

경기도 수원시 영통구 센트럴파크로 60, 5동 503호 (이의동, 래미안광고)

임용현

경기도 수원시 영통구 인계로 219, 7동 103호 (매탄동, 삼성1차아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

테이퍼 형상을 가지며 생체에 접촉되는 제1 및 제2 접점 전극;

상기 제1 접점 전극에서 획득되는 뇌파 신호를 신호 처리부로 전송하는 신호선;

상기 제2 접점 전극을 접지시키는 접지선; 및

상기 제1 및 제2 접점 전극을 상호 이격되게 배치하며 전기적으로 절연시키는 지지체;를 포함하는 뇌파 센서 유닛.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 제1 및 제2 접점 전극은 상기 지지체의 지지면상에서 돌출된 플렉서블한 재질을 가지며, 상기 제1 접점 전극과 상기 제2 접점 전극의 이격 간격은 상기 제1 및 제2 접점 전극의 높이와 밑면의 폭에 따라 결정되는 뇌파 센서 유닛.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 제1 접점 전극과 상기 제2 접점 전극의 최대 이격 간격은 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호를 기준으로, 뇌파 센서 유닛에서 측정된 뇌파 신호의 상관도가 80%를 만족하는 거리인 뇌파 센서 유닛.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 제1 접점 전극과 상기 제2 접점 전극의 이격 간격은 0.5mm 내지 5mm 사이에 있는 뇌파 센서 유닛.

청구항 5

제1 항에 있어서,

상기 제1 접점 전극의 개수는 하나 혹은 복수이며, 상기 제1 접점 전극의 개수가 상기 제2 접점 전극의 개수와 같거나 그보다 큰 뇌파 센서 유닛.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 제1 접점 전극 및 상기 제2 접점 전극은 쌍을 지어 서로 이웃하게 배치되는 뇌파 센서 유닛.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 지지체의 지지면은 제1 영역과 제2 영역을 포함하며, 상기 제1 영역에 복수의 상기 제1 접점 전극들이 배치되고, 상기 제2 영역에 복수의 상기 제2 접점 전극들이 배치되는 뇌파 센서 유닛.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 지지체의 지지면을 기준으로 상기 제1 접점 전극의 돌출 높이와 상기 제2 접점 전극의 돌출 높이가 다른 뇌파 센서 유닛.

청구항 9

제1 항에 있어서,

상기 지지체의 지지면을 기준으로 보았을 때 상기 제1 접점 전극의 돌출 높이와 제2 접점 전극의 돌출 높이는 모두 같으며, 상기 지지체의 지지면이 굽어지거나 휘어진 너파 센서 유닛.

청구항 10

제1 항에 있어서,

상기 제1 및 제2 접점 전극의 재질은 전도성 실리콘, 전도성 고무, 및 금속 중 어느 하나인 너파 센서 유닛.

청구항 11

제1 항에 있어서,

상기 제1 및 제2 접점 전극은 원기둥형, 삼각뿔형, 사각뿔형, 사각기둥형, 깔대기형, 및 곡선 깔대기형 중 어느 한 형상을 갖는 너파 센서 유닛.

청구항 12

테이퍼 형상을 가지며 생체의 제1 위치에 접촉하는 제1 및 제2 접점 전극과, 상기 제1 접점 전극에서 획득되는 제1 너파 신호를 상기 신호 처리부로 전송하는 제1 신호선과, 상기 제2 접점 전극을 접지시키는 제1 접지선과, 상기 제1 및 제2 접점 전극을 상호 이격되게 배치하며 전기적으로 절연시키는 제1 지지체를 포함하는 제1 너파 센서 유닛;

테이퍼 형상을 가지며 생체의 제2 위치에 접촉하는 제3 및 제4 접점 전극과, 상기 제3 접점 전극에서 획득되는 제2 너파 신호를 상기 신호 처리부로 전송하는 제2 신호선과, 상기 제2 접점 전극을 접지시키는 제2 접지선과, 상기 제3 및 제4 접점 전극을 상호 이격되게 배치하며 전기적으로 절연시키는 제2 지지체를 포함하는 제2 너파 센서 유닛; 및 상기 제1 및 제2 너파 센서 유닛에서 획득된 제1 및 제2 너파 신호를 처리하는 신호 처리부;를 포함하는 너파 측정 장치.

청구항 13

제12 항에 있어서,

상기 신호 처리부는,

상기 제1 너파 센서 유닛의 제1 신호선 및 전원 소스에 각각 연결되어, 상기 제1 너파 센서 유닛으로부터 전달받은 제1 너파 신호 및 전원 소스로부터 전압 배분된 제1 전압 신호를 출력하는 제1 전압 배분기;

상기 제2 너파 센서 유닛의 제2 신호선 및 상기 전원 소스에 각각 연결되어, 상기 제2 너파 센서 유닛으로부터 전달받은 제2 너파 신호 및 전원 소스로부터 전압 배분된 제2 전압 신호를 출력하는 제2 전압 배분기; 및

상기 제1 및 제2 전압 신호의 차분치를 증폭하는 차동 증폭기;를 포함하는 너파 측정 장치.

청구항 14

제13 항에 있어서,

상기 신호 처리부는, 상기 제1 연산 증폭기로부터 출력된 제1 전압 신호로부터 상기 제1 너파 센서 유닛의 제1 접점 전극과 생체 사이의 제1 임피던스를 추출하고, 상기 제1 연산 증폭기로부터 출력된 제2 전압 신호로부터 상기 제2 너파 센서 유닛의 제3 접점 전극과 생체 사이의 제2 임피던스를 추출하고, 상기 제1 및 제2 임피던스에 기초하여 상기 제1 및 제2 너파 신호에 담긴 동잡음을 제거하는 너파 측정 장치.

청구항 15

제12 항에 있어서,

상기 제1 너파 센서 유닛의 제1 접점 전극과 제2 접점 전극의 제1 이격 간격과 상기 제2 너파 센서 유닛의 제3 접점 전극과 제4 접점 전극의 제2 이격 간격은 같은 너파 측정 장치.

청구항 16

제12 항에 있어서,

외부 장치와 통신하는 통신부;

경보를 출력하는 출력부; 및

상기 신호 처리부에서 처리된 뇌파 신호에 기초하여 사용자의 위급 정도를 결정하고, 상기 결정된 위급 정도에 대응되는 경보를 상기 출력부를 통해 출력하도록 상기 출력부를 제어하거나 상기 통신부를 통해 외부장치에 상기 결정된 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어하는 제어부;를 더 포함하는 뇌파 측정 장치.

청구항 17

제16 항에 있어서,

뇌파 신호로부터 제1 위험도와, 상기 제1 위험도보다 높은 제2 위험도를 평가하는 위험도 평가 모델을 저장한 메모리부를 더 포함하며,

상기 제어부는 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제1 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제2 위험도에 속하면 상기 통신부를 통해 상기 외부 장치에 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어하는 뇌파 측정 장치.

청구항 18

제12 항의 뇌파 측정 장치로부터 뇌파 신호를 수신하는 모바일 장치에 있어서,

상기 뇌파 측정 장치 및 외부 장치와 통신하는 통신부;

경보를 출력하는 출력부;

상기 뇌파 측정 장치로부터 수신한 뇌파 신호에 기초하여 사용자의 위급 정도를 결정하고, 상기 결정된 위급 정도에 대응되는 경보를 상기 출력부를 통해 출력하도록 상기 출력부를 제어하거나 상기 통신부를 통해 상기 외부 장치에 상기 결정된 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어하는 제어부;를 포함하는 모바일 장치.

청구항 19

제18 항에 있어서,

뇌파 신호로부터 제1 위험도와, 상기 제1 위험도보다 높은 제2 위험도를 평가하는 위험도 평가 모델을 저장한 메모리부를 더 포함하며,

상기 제어부는 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제1 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제2 위험도에 속하면 상기 통신부를 통해 상기 외부 장치에 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어하는 모바일 장치.

청구항 20

제18 항에 있어서,

상기 사용자의 위급 정도는 제1 위험도와, 상기 제1 위험도보다 높은 제2 위험도를 포함하며,

상기 제어부는,

상기 통신부를 통해 상기 뇌파 측정 장치에서 수신한 뇌파 신호를 컴퓨터 장치에 전송하고 상기 컴퓨터 장치로부터 상기 뇌파 신호가 처리되어 생성된 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 수신하도록 상기 통신부를 제어하며,

상기 컴퓨터 장치로부터 수신한 사용자의 위급 정도가 제1 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며,

상기 컴퓨터 장치로부터 수신한 사용자의 위급 정도가 제2 위험도에 속하면 상기 통신부를 통하여 외부 장치에 사용자의 위급상황에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어하는 모바일 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 개시는 뇌파 센서 유닛 및 이를 이용한 뇌파 측정 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 동잡음을 보상하는 뇌파 센서 유닛의 전극 구조 및 뇌파 측정 장치의 회로에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 뇌파 신호, 즉 뇌전도(Electroencephalography, EEG)는 뇌의 활동 상태에 따라 일어나는 전위 변화를 생체의 머리에서 도출하여 기록한 전기적 생체신호의 일종이다. 이러한 뇌파 신호는 다양한 전위변화를 가지는 복잡한 파동 형태를 가지고 있으며, 이러한 파동을 진폭과 주파수로 분석을 진행하게 된다. 이러한 뇌파 신호를 취득하는 방법으로는 직접 두피 및 두개골에 전극을 삽입하는 침습적인 방법과, 두피에 전극을 부착하여 측정하는 비침습적인 방법이 있다. 침습적인 방법은 정확한 뇌파 신호 측정이 가능하지만, 삽입 및 측정하는 과정에서 감염의 우려가 있고, 시술에 의한 고통 등이 있어 뇌파 신호 측정에 쉽게 적용하기 어렵다. 때문에 뇌파 신호 측정에는 비침습적인 방법을 주로 사용하는데, 젤이나 식염수 등의 전해질을 사용하는 습식 방식이 보편적인 방법이었다. 하지만 이러한 습식 방식은 센서 부착하는 과정이 번거롭고, 젤이나 식염수를 사용하기에 머리가 젖는 등의 편의성에서 문제가 있다. 그리고 젤이 경화되거나 식염수가 증발하면 신호의 왜곡이 생기는 등의 한계가 있다.

[0003] 이러한 불편함을 해결하기 위하여 젤이나 식염수를 사용하지 않는 건식 방식이 많이 연구되고 있다. 건식 방식에서는 전해질 없이 생체신호를 취득해야 하기 때문에 금이나 은 등의 도체를 전극으로 사용한다. 건식 방식에서는 센서 전극을 사용자의 머리에 물리적으로 접촉시킨 상태에서 측정하게 된다. 그런데, 사용자의 움직임이 발생하게 되면, 생체 신호 측정을 위한 센서 전극과 생체 사이에서도 미세한 움직임이 발생되어 필연적으로 임피던스의 변화가 발생하게 된다. 센서 전극과 두피간의 움직임에 의하여 접촉 강도가 변할 수도 있고 접촉 강도는 유지되나 접촉면이 미끄러지는 경우, 또는 접촉 강도와 접촉면이 미끄러지는 경우가 복합적으로 발생할 수 있다. 이와 같이 센서와 두피간의 접촉면의 움직임으로 인하여 임피던스의 변화가 발생하게 되는데, 이와 같은 임피던스 변화는 생체 신호 측정 장치에서 수집하는 생체 신호에 대해 노이즈(동잡음)로 작용하여 측정 신호에 왜곡 왜곡이 발생하게 된다.

[0004] 이러한 임피던스 변화로 인한 신호 왜곡은, 동잡음을 추정하여 측정된 생체 신호에서 추정된 동잡음을 제거함으로써 보상할 수 있다. 동잡음을 추정하는 방법에는 임피던스 방법, 반전지 전위 방법(Half cell potential), 광학적 방법, 가속도 센서 활용 방법 등이 알려져 있다. 임피던스 방법은 생체 신호 측정 시 생체에 일정 전압 V_c 또는 전류 I_c 를 인가하여 동잡음의 임피던스 성분의 차이 정보를 차동 측정하여, 생체 신호 측정 시 발생하는 동잡음을 측정하고, 이를 이용하여 동잡음을 보상하는 기술이다. 그런데, 이와 같은 방법의 경우 동잡음 측정을 위해 생체에 전압 V_c 또는 전류 I_c 를 인가하기 위한 별도의 전극이 필요한데, 생체의 움직임으로 인해 해당 전극에 움직임이 발생하면 생체 신호 측정을 위한 전극에 추가로 노이즈 신호로 작용하여 신호 분석을 더욱 어렵게 할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 개시는 일상 생활 중 건식 센서로 뇌파 신호를 측정할 때, 사용자의 움직임으로 인해 발생하는 움직임 노이즈(동잡음)를 감소시키기 위해, 전극 구조를 개선하고 신호 왜곡을 보상하는 회로를 구성한 뇌파 센서 유닛 및 이를 이용한 뇌파 측정 장치를 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0006] 일 측면에 따르는 뇌파 센서 유닛은 테이퍼 형상을 가지며 생체에 접촉하는 제1 및 제2 접점 전극; 상기 제1 접점 전극에서 획득되는 뇌파 신호를 신호 처리부로 전송하는 신호선; 상기 제2 접점 전극을 접지시키는 접지선; 및 상기 제1 접점 전극 및 상기 제2 접점 전극을 상호 이격되게 배치하며 전기적으로 절연시키는 지지체;를 포함할 수 있다. 제1 접점 전극에서 획득된 뇌파 신호에는 뇌파 정보뿐만 아니라, 후술하는 바와 같은 동잡음을

포함하고 있으며, 신호 처리부는 뇌파 신호에 담긴 동잡음을 제거할 수 있다. 신호 처리부는 후술하는 바와 같이 뇌파 측정 장치의 본체에 마련되어, 뇌파 센서 유닛에서 획득된 뇌파 신호들을 처리하는 회로이다.

- [0007] 상기 제1 및 제2 접점 전극은 지지하는 상기 지지체의 지지면은 평평하거나, 꺾인 면이거나 혹은 곡면일 수 있다.
- [0008] 상기 제1 및 제2 접점 전극은 상기 지지체의 지지면상에서 돌출된 형상을 가질 수 있다. 예를 들어, 상기 제1 및 제2 접점 전극은 상기 지지체의 지지면상에서 돌출된 플렉서블한 재질을 가질 수 있다. 이 경우, 상기 제1 접점 전극과 상기 제2 접점 전극의 이격 간격은 상기 제1 및 제2 접점 전극의 높이와 밑면의 폭에 따라 결정될 수 있다. 가령, 상기 지지체의 지지면을 기준으로 상기 제1 및 제2 접점 전극의 높이와 밑면의 폭을 각각 h , w 라고 할 때, 상기 제1 접점 전극과 상기 제2 접점 전극의 최소 이격 간격 $d_{\min}$ 은 수학적식 $d_{\min} = h/2 + w$ 을 만족할 수 있다.
- [0009] 상기 제1 접점 전극과 상기 제2 접점 전극의 최대 이격 간격은 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호를 기준으로, 뇌파 센서 유닛에서 측정된 뇌파 신호의 상관도가 80%를 만족하는 거리일 수 있다.
- [0010] 상기 제1 접점 전극과 상기 제2 접점 전극의 이격 간격은 0.5mm 내지 5mm 사이에 있을 수 있다.
- [0011] 상기 제1 접점 전극의 개수는 하나 혹은 복수일 수 있다. 마찬가지로, 상기 제2 접점 전극의 개수도 하나 혹은 복수일 수 있다. 이때, 상기 제1 접점 전극의 개수가 상기 제2 접점 전극의 개수와 같거나 그보다 클 수 있다.
- [0012] 상기 제1 접점 전극 및 상기 제2 접점 전극은 쌍을 지어 서로 이웃하게 배치될 수 있다.
- [0013] 상기 지지체의 지지면은 제1 영역과 제2 영역을 포함하며, 상기 제1 영역에 복수의 상기 제1 접점 전극들이 배치되고, 상기 제2 영역에 복수의 상기 제2 접점 전극들이 배치될 수 있다. 여기서, 제1 영역과 제2 영역은 지지면 상에서 겹치지 않는 영역을 의미한다. 예를 들어, 제2 영역은 지지면의 중앙 영역을 의미하며, 제1 영역은 지지면의 외곽 영역을 의미할 수 있다.
- [0014] 상기 제1 및 제2 접점 전극은 상기 지지체의 지지면으로부터 돌출되는 적어도 3개의 접점 전극을 포함하며, 상기 적어도 3개의 접점 전극의 끝단들은 동일 평면상에 위치하지 않을 수 있다. 예를 들어, 상기 적어도 3개의 접점 전극은 그 끝단이 반지름 R 인 원에 외접할 수 있다.
- [0015] 상기 지지체의 지지면을 기준으로 보았을 때 상기 제1 접점 전극의 돌출 높이와 상기 제2 접점 전극의 돌출 높이는 다를 수 있다.
- [0016] 상기 지지체의 지지면을 기준으로 보았을 때 상기 제1 및 제2 접점 전극의 돌출 높이는 모두 같으며, 상기 지지체의 지지면이 굽어지거나 휘어질 수 있다. 가령, 지지체의 지지면은 반지름 R 인 원에 외접하는 곡면일 수 있다.
- [0017] 상기 제1 및 제2 접점 전극의 재질은 전도성 실리콘, 전도성 고무, 및 금속 중 어느 하나일 수 있다.
- [0018] 상기 제1 및 제2 접점 전극은 원기둥형, 삼각뿔형, 사각뿔형, 사각기둥형, 깔대기형, 및 곡선 깔대기형 중 어느 한 형상을 가질 수 있다.
- [0019] 상기 제1 및 제2 접점 전극은 동일한 재질 및 동일한 형상으로 형성될 수 있다.
- [0020] 본 발명의 다른 측면에 따르는 뇌파 측정 장치는 생체의 제1 위치에서 제1 뇌파 신호를 획득하는 제1 접점 전극과, 상기 제1 접점 전극과 이격되게 배치되며 상기 제1 접점 전극과 전기적으로 절연된 제2 접점 전극과, 상기 제1 접점 전극에서 획득되는 제1 뇌파 신호를 상기 신호 처리부로 전송하는 제1 신호선과, 상기 제2 접점 전극을 접지시키는 제1 접지선과, 상기 제1 및 제2 접점 전극을 지지하는 제1 지지체를 포함하는 제1 뇌파 센서 유닛; 생체의 제2 위치에서 제2 뇌파 신호를 획득하는 제3 접점 전극과, 상기 제3 접점 전극과 이격되게 배치되며 상기 제3 접점 전극과 전기적으로 절연된 제3 접점 전극과, 상기 제3 접점 전극에서 획득되는 제2 뇌파 신호를 상기 신호 처리부로 전송하는 제2 신호선과, 상기 제2 접점 전극을 접지시키는 제2 접지선과, 상기 제3 및 제4 접점 전극을 지지하는 제2 지지체를 포함하는 제2 뇌파 센서 유닛; 및 상기 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛에서 획득된 제1 및 제2 뇌파 신호를 처리하는 신호 처리부;를 포함할 수 있다. 상기 생체의 제1 위치와 제2 위치는 이격되어 있다. 상기 생체의 제1 위치와 제2 위치는 사용자의 두피, 귀(외이), 귀 뒷부분, 이마, 관자놀이 등이 될 수 있다.
- [0021] 상기 신호 처리부는, 상기 제1 뇌파 센서 유닛의 제1 신호선 및 전원 소스에 각각 연결되어, 상기 제1 뇌파 센

서 유닛으로부터 전달받은 제1 뇌파 신호 및 전원 소스로부터 전압 배분된 제1 전압 신호를 출력하는 제1 전압 배분기; 상기 제2 뇌파 센서 유닛의 제2 신호선 및 상기 전원 소스에 각각 연결되어, 상기 제2 뇌파 센서 유닛으로부터 전달받은 제2 뇌파 신호 및 전원 소스로부터 전압 배분된 제2 전압 신호를 출력하는 제2 전압 배분기; 및 상기 제1 뇌파 센서 유닛의 제1 신호선 및 상기 제2 뇌파 센서 유닛의 제2 신호선에 각각 연결되어, 제1 및 제2 전압 신호의 차분치를 증폭하는 차동 증폭기;를 포함할 수 있다.

[0022] 상기 신호 처리부는, 상기 제1 연산 증폭기로부터 출력된 제1 전압 신호로부터 상기 제1 뇌파 센서 유닛의 제1 접점 전극과 생체 사이의 제1 임피던스를 추출하고, 상기 제1 연산 증폭기로부터 출력된 제2 전압 신호로부터 상기 제2 뇌파 센서 유닛의 제3 접점 전극과 생체 사이의 제2 임피던스를 추출하고, 상기 제1 및 제2 임피던스에 기초하여 상기 제1 및 제2 뇌파 신호에 담긴 동잡음을 제거할 수 있다.

[0023] 상기 제1 뇌파 센서 유닛의 제1 접점 전극과 제2 접점 전극의 제1 이격 간격과 상기 제2 뇌파 센서 유닛의 제3 접점 전극과 제4 접점 전극의 제2 이격 간격은 같을 수 있다.

[0024] 뇌파 측정 장치의 회로부는 외부 장치와 통신하는 통신부; 경보를 출력하는 출력부; 및 상기 신호 처리부에서 처리된 뇌파 신호에 기초하여 사용자의 위급 정보를 결정하고, 상기 결정된 위급 정도에 대응되는 정보를 상기 출력부를 통해 출력하도록 상기 출력부를 제어하거나 상기 통신부를 통해 외부장치에 상기 결정된 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어하는 제어부;를 더 포함할 수 있다. 출력부는 스피커, 램프, 혹은 디스플레이일 수 있다. 일 예로, 제어부에서 결정된 사용자의 상태는 위급상황을 포함할 수 있다. 달리 말하면, 제어부는 센서부에서 획득된 뇌파 신호로부터 위급상황의 예측하거나 발생을 판단할 수 있다. 제어부가 결정한 사용자의 상태가 위급상황인 경우, 제어부는 외부 장치에 사용자의 위급상황에 대한 정보를 전송하거나 경보를 출력하도록 할 수 있다. 나아가, 뇌파 신호로부터 제1 위험도와, 상기 제1 위험도보다 높은 제2 위험도를 평가하는 위험도 평가 모델을 저장한 메모리부를 더 포함하며, 상기 제어부는 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제1 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제2 위험도에 속하면 상기 통신부를 통해 상기 외부 장치에 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어할 수 있다. 경우에 따라서는, 상기 제어부는 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제2 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제1 위험도에 속하면 상기 통신부를 통해 상기 외부 장치에 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어할 수도 있다.

[0025] 상기 사용자의 위급 정도는 제1 위험도와, 상기 제1 위험도보다 높은 제2 위험도를 포함하며, 상기 제어부는 상기 통신부를 통해 상기 신호 처리부에서 처리된 뇌파 신호를 외부의 컴퓨터 장치에 전송하고 상기 컴퓨터 장치로부터 상기 뇌파 신호가 처리되어 생성된 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 수신하도록 상기 통신부를 제어하며, 상기 컴퓨터 장치로부터 수신한 사용자의 위급 정도가 제1 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 컴퓨터 장치로부터 수신한 사용자의 위급 정도가 제2 위험도이면 상기 통신부를 통하여 외부 장치에 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어할 수도 있다. 경우에 따라서는, 상기 제어부는 상기 컴퓨터 장치로부터 수신한 사용자의 위급 정도가 제2 위험도에 속하면 경보를 상기 출력부를 통해 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 컴퓨터 장치로부터 수신한 사용자의 위급 정도가 제1 위험도에 속하면 상기 통신부를 통하여 외부 장치에 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어할 수도 있다.

[0026] 또 다른 실시예에 따르는 뇌파 측정 시스템은, 전술한 뇌파 측정 장치; 및 뇌파 측정 장치로부터 뇌파를 수신하여 뇌파를 처리하는 뇌파 처리 장치;를 포함할 수 있다.

[0027] 뇌파 처리 장치는 모바일 장치를 포함할 수 있다. 모바일 장치는 상기 뇌파 측정 장치와 통신하는 통신부; 경보를 출력하는 출력부; 뇌파 처리와 관련된 정보를 저장한 메모리부; 상기 메모리부를 참조하여 상기 뇌파 측정 장치로부터 수신한 뇌파를 처리하는 신호 처리부; 및 상기 신호 처리부에서 처리된 뇌파 신호에 따라 상기 출력부를 제어하는 제어부;를 포함할 수 있다.

[0028] 예를 들어, 모바일 장치는 상기 뇌파 측정 장치 및 외부 장치와 통신하는 통신부; 경보를 출력하는 출력부; 상기 뇌파 측정 장치로부터 수신한 뇌파 신호에 기초하여 사용자의 위급 정도를 결정하고, 상기 결정된 위급 정도에 대응되는 경보를 상기 출력부를 통해 출력하도록 상기 출력부를 제어하거나 상기 통신부를 통해 상기 외부 장치에 상기 결정된 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어하는 제어부;를 포함할 수 있다.

[0029] 상기 모바일 장치는 뇌파 신호로부터 제1 위험도와, 상기 제1 위험도보다 높은 제2 위험도를 평가하는 위험도 평

가 모델을 저장한 메모리부를 더 포함하고, 상기 제어부는 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제1 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제2 위험도에 속하면 상기 통신부를 통해 상기 외부 장치에 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어할 수 있다. 경우에 따라서는 상기 제어부는 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제2 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제1 위험도에 속하면 상기 통신부를 통해 상기 외부 장치에 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어할 수도 있다.

[0030] 모바일 장치는 상기 뇌파 측정 장치 및 컴퓨터 장치와 통신하는 통신부; 경보를 출력하는 출력부; 상기 뇌파 측정 장치로부터 수신한 뇌파 신호를 상기 컴퓨터 장치에 전송하고, 상기 컴퓨터 장치로부터 상기 뇌파 신호가 처리되어 생성된 사용자의 상태에 대한 정보를 수신받으며, 상기 수신된 사용자의 상태에 대한 정보에 기초하여 상기 출력부 및 상기 통신부를 제어하는 제어부;를 포함할 수 있다. 예를 들어, 상기 컴퓨터 장치는 상기 뇌파 신호를 처리하여, 상기 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 생성할 수 있다. 일 예로, 상기 사용자의 위급 정도는 상대적으로 낮은 제1 위험도와, 상대적으로 높은 제2 위험도를 포함할 수 있다. 모바일 장치의 제어부는, 상기 통신부를 통해 상기 뇌파 측정 장치에서 수신한 뇌파 신호를 컴퓨터 장치에 전송하고 상기 컴퓨터 장치로부터 상기 뇌파 신호가 처리되어 생성된 사용자의 위급 정도에 대한 정보를 수신하며, 상기 컴퓨터 장치로부터 수신한 사용자의 위급 정도가 제1 위험도에 속하면 상기 출력부를 통해 경보를 출력하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 컴퓨터 장치로부터 수신한 사용자의 위급 정도가 제2 위험도에 속하면 상기 통신부를 통하여 외부 장치에 사용자의 위급상황에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어할 수도 있다. 컴퓨터 장치와 외부 장치는 동일할 수도 있고, 서로 다른 장치일 수도 있다. 가령, 컴퓨터 장치는 원격 의료 서비스 제공자의 서버이며, 외부 장치는 응급센터의 서버, 사용자가 다니는 병원의 서버, 사용자의 주치의의 전화, 또는 사용자의 보호자의 전화일 수 있다. 외부 장치로의 사용자의 위급상황에 대한 정보의 전송은 모바일 장치의 통신부가 직접 수행할 수도 있지만, 컴퓨터 장치로 하여금 외부 장치에 사용자의 위급상황에 대한 정보를 전송토록 지시하거나 혹은 컴퓨터 장치가 자체내의 메모리부에 저장된 시나리오에 따라 자동적으로 외부 장치에 사용자의 위급상황에 대한 정보를 전송할 수도 있을 것이다.

[0031] 이러한 모바일 장치는 이동 전화, 스마트 폰, 태블릿 컴퓨터, 개인 휴대 정보 단말기(PDA) 또는 랩탑 컴퓨터일 수 있다. 모바일 장치는 처리된 뇌파 정보를 네트워크로 연결된 컴퓨터 장치에 전송할 수도 있다. 또한, 모바일 장치는 생체의 위치를 추적하는 위치 추적 센서, 생체의 가속도를 측정하는 가속도 센서, 및 생체의 움직임을 측정하는 모션 센서 중 적어도 어느 하나를 포함하며, 생체의 위치 및 움직임 중 적어도 어느 하나의 정보를 컴퓨터 장치에 전송할 수도 있다.

[0032] 뇌파 처리 장치는 뇌파 측정 장치와 통신하는 컴퓨터 장치를 포함할 수 있다. 컴퓨터 장치는 뇌파 측정 장치와 직접 통신하여 상기 뇌파 측정 장치로부터 뇌파 신호를 수신하는 통신부; 뇌파 신호로부터 제1 위험도와, 상기 제1 위험도보다 높은 제2 위험도를 평가하는 위험도 평가 모델을 저장한 메모리부; 및 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제1 위험도에 속하면 상기 뇌파 측정 장치에 경고 메시지를 전송하도록 상기 출력부를 제어하며, 상기 사용자의 위급 정도가 상기 제2 위험도에 속하면 외부 장치에 사용자의 위급상황에 대한 정보를 전송하도록 상기 통신부를 제어하는 제어부;를 포함할 수 있다. 이러한 컴퓨터 장치는 원격 의료 서비스를 제공하는 서비스 제공자의 서버, 사용자가 다니는 병원의 서버, 사용자의 집에 있는 개인 컴퓨터일 수 있다. 한편, 외부 장치는 응급센터의 서버, 사용자가 다니는 병원의 서버, 사용자의 주치의의 전화, 또는 사용자의 보호자의 전화일 수 있다.

[0033] 뇌파 처리 장치에서 처리된 뇌파 정보를 표출하는 출력부가 뇌파 측정 장치 또는 모바일 장치에 내장되거나 또는 외장될 수 있다. 출력부는 스피커, 진동모듈, 램프, 혹은 디스플레이일 수 있다. 예를 들어, 뇌파 측정 장치는 진동모듈을 구비하여, 진동 방식으로 경보를 출력할 수 있을 것이다. 다른 예로, 모바일 장치는 스피커, 진동모듈, 및 디스플레이를 포함하며, 경보음, 진동, 경고 문구 등의 방식으로 경보를 출력할 수 있다.

[0034] 뇌파 처리 장치는 뇌파 정보로부터 위급상황의 예측하거나 발생을 판단하는 위급상황 예측 모듈 및 뇌파로부터 생체의 의사를 추론하는 생체 의사 추론 모듈 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0035] 일 예로, 뇌파 처리 장치는 뇌파 정보로부터 위급상황의 예측하거나 발생을 판단하며, 위급상황이 예측되거나 발생시에 경보를 출력 장치에 전송하고, 출력 장치는 경보를 발생할 수 있다. 뇌파는 뇌파, 심전도, 근전도, 신경전도, 및 안전도 중 적어도 어느 하나이며, 뇌파 처리 장치는 뇌파로부터 생체의 의사나 상태를 추론할 수 있다.

- [0036] 또 다른 예로, 뇌파 처리 장치는 추론된 의사나 상태에 대한 정보를 출력 장치에 전송하고, 출력 장치는 추론된 의사나 상태에 대한 정보를 출력할 수 있다. 뇌파 처리 장치는 추론된 의사나 상태에 대한 정보에 따른 제어정보를 생성하고, 제어정보를 전자 장치에 전송할 수 있다.
- [0037] 뇌파 측정 장치는 생체의 체온, 심박, 꼬덕임, 눈깜박임, 및 뒤척임 중 적어도 어느 하나를 측정하는 측정 센서를 더 포함할 수 있다. 생체의 위치를 추적하는 위치 추적 센서, 생체의 가속도를 측정하는 가속도 센서, 및 생체의 움직임을 측정하는 모션 센서 중 적어도 어느 하나가 더 마련될 수 있다. 이러한 추가적인 센서는 뇌파 측정 장치나 별도의 전자 장치에 마련될 수 있다.
- [0038] 또 다른 실시예에 따르는 뇌파 처리 방법은, 전술한 뇌파 측정 장치로부터 생체의 뇌파를 측정하는 단계; 및 측정된 뇌파를 처리하여 생체에 대한 정보를 생성하는 단계;를 포함한다.
- [0039] 생체에 대한 정보로부터 위급상황의 예측하거나 발생을 판단하며, 위급상황이 예측되거나 발생시에 사용자에게 경보를 발생하는 단계가 더 포함될 수 있다.
- [0040] 생체에 대한 정보를 생성하는 단계는, 뇌파로부터 생체의 의사나 상태를 추론하는 단계를 포함할 수 있다. 생체의 뇌파를 측정하는 단계는, 생체의 심전도, 근전도, 신경전도, 및 안전도 중 적어도 어느 하나를 측정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 생체의 뇌파를 측정하는 단계는, 생체의 체온, 심박, 꼬덕임, 눈깜박임, 및 뒤척임 중 적어도 어느 하나를 측정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 추론된 생체의 의사나 상태에 대한 정보를 사용자에게 전송하는 단계가 더 포함될 수 있다.
- [0041] 생체의 위치를 추적하는 단계가 더 포함되며, 사용자에게 전송되는 정보는 생체의 위치 정보를 포함할 수 있다.
- [0042] 사용자는 생체, 생체의 보호자, 및 의료 전문가 중 적어도 어느 하나일 수 있다.

발명의 효과

- [0043] 개시된 실시예에 의한 뇌파 센서 유닛은 전극 별로 동잡음을 독립적으로 측정하여 한 전극에서 동잡음이 발생하더라도 다른 전극에 영향을 주지 않아 일상 생활에서 사용하기 용이하게 할 수 있다.
- [0044] 개시된 실시예에 의한 뇌파 센서 유닛은 시간에 따라 변하는 동잡음의 크기와 발생 유무를 실시간 측정하고 보상하여 신호 분석을 용이하게 할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0045] 도 1은 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치를 개략적으로 도시한 도면이다.
- 도 2a는 도 1의 뇌파 측정 장치의 뇌파 센서 유닛을 개략적으로 도시한 사시도이다.
- 도 2b는 도 2a의 뇌파 센서 유닛을 I-I' 선에서 본 단면도이다.
- 도 3은 뇌파 센서 유닛의 제1 및 제2 접점 전극 사이의 거리에 따른 상관도를 나타내는 그래프이다.
- 도 4a 내지 도 4d는 뇌파 센서 유닛의 제1 및 제2 접점 전극 사이의 거리에 따른 상관 관계를 보여주는 뇌파 신호 그래프이다.
- 도 5는 도 1의 뇌파 측정 장치의 개략적인 블록도이다.
- 도 6a 및 도 6b는 뇌파 신호와 전압 소스로부터의 전압 분배를 설명하는 등가 회로이다.
- 도 7a 및 도 7b는 뇌파 센서 유닛의 접점 전극들의 배치의 다른 예들을 도시한다.
- 도 8a 내지 도 8d는 뇌파 센서 유닛의 접점 전극의 예들을 도시한다.
- 도 9는 다른 실시예에 따른 뇌파 센서 유닛을 개략적으로 도시한 측단면도이다.
- 도 10은 도 9의 뇌파 센서 유닛의 접점 전극들의 높이 관계를 설명하는 도면이다.
- 도 11a 및 도 11b는 도 9의 뇌파 센서 유닛의 변형례들을 도시한다.
- 도 12는 또 다른 실시예에 따른 뇌파 센서 유닛을 개략적으로 도시한 측단면도이다.
- 도 13은 도 12의 뇌파 센서 유닛의 접점 전극들의 높이 관계를 설명하는 도면이다.

도 14a 및 도 14b는 도 12의 뇌파 센서 유닛의 변형례들을 도시한다.

도 15a 내지 도 15c는 도 13의 뇌파 센서 유닛의 또 다른 변형례들을 도시한다.

도 16은 다른 실시예에 따른 뇌파 측정 장치의 개략적인 블록도이다.

도 17은 일 실시예에 따른 뇌파 측정 시스템을 개략적으로 도시한다.

도 18은 도 17의 뇌파 측정 시스템의 블록도를 개략적으로 도시한다.

도 19는 도 18의 뇌파 측정 시스템에서 모바일 장치의 제어부와 메모리부의 일 예를 도시한다.

도 20은 뇌졸중 진단을 위한 뇌파 학습의 프로세스를 도시한다.

도 21은 뇌졸중 평가 프로세스를 도시한다.

도 22는 뇌졸중 평가에 따른 위험도 판정의 순서도를 도시한다.

도 23은 도 18의 뇌파 측정 시스템에서 모바일 장치의 제어부와 메모리부의 다른 예를 도시한다.

도 24는 다른 실시예에 따른 뇌파 측정 시스템을 개략적으로 도시한다.

도 25는 도 24의 뇌파 측정 시스템에서 컴퓨터 장치의 개략적인 블록도를 도시한다.

도 26은 또 다른 실시예에 따른 뇌파 측정 시스템을 개략적으로 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0046] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 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. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭하며, 도면에서 각 구성요소의 크기나 두께는 설명의 명료성을 위하여 과장되어 있을 수 있다.
- [0047] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0048] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0049] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다.
- [0050] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략한다.
- [0051] 도 1은 일 실시예에 따른 뇌파 측정 장치를 개략적으로 도시한 도면이다.
- [0052] 도 1을 참조하면, 본 실시예의 뇌파 측정 장치는 센서부(100)와 신호 처리부(200)를 포함한다. 센서부(100)는 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)을 포함한다. 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)은 생체(10)의 서로 다른 위치에서 제1 및 제2 뇌파 신호를 획득한다. 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)이 부착되는 생체(10)의 부위는 사용자의 두피, 귀(외이), 귀 뒷부분, 이마, 관자놀이 등이 될 수 있다. 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)은 미도시된 프레임에 의해 지지되어 생체(10)에 밀착되거나 혹은 부착될 수 있다. 신호 처리부(200)는 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)을 지지하는 프레임이나 별도의 하우징 내에 위치할 수 있다. 신호 처리부(200)이 실장되는 하우징은 예를 들어, 사람이 상시적으로 착용하는 액세서리 형상을 지니거나 사람이 상시적으로 착용하는 액세서리에 부착되는 형상을 지닐 수 있다. 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)에서 획득된 뇌파 신호는 케이블(118, 128)을 통해 신호 처리부(200)에 전달되어 처리된다.

- [0053] 제1 뇌파 센서 유닛(110)과 제2 뇌파 센서 유닛(120)은 실질적으로 동일한 구조를 가진다. 달리 말하면, 제1 뇌파 센서 유닛(110)과 제2 뇌파 센서 유닛(120)은 동일한 형상, 동일한 크기 및 동일한 재질로 형성될 수 있다. 이하에서는 편의상, 제1 뇌파 센서 유닛(110)을 예로 들어 설명하기로 하며, 제2 뇌파 센서 유닛(120)에 대한 설명은 생략하기로 한다.
- [0054] 도 2a는 제1 뇌파 센서 유닛(110)을 개략적으로 도시한 사시도이며, 도 2b는 제1 뇌파 센서 유닛(110)을 I-I' 선에서 본 단면도이다.
- [0055] 도 2a 및 도 2b를 참조하면, 제1 뇌파 센서 유닛(110)은 제1 접점 전극(111)과, 제1 접점 전극과 이격되게 배치된 제2 접점 전극(112)을 포함한다. 여기서, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)이 이격되었다 함은 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)이 물리적으로 분리되어 있다는 것을 의미한다. 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 지지체(115)에 의해 지지된다. 제1 뇌파 센서 유닛(110)은 케이블(118)을 통해 신호 처리부(200)에 연결된다. 케이블(118)에는 제1 신호선(113)과 제1 접지선(114)이 마련될 수 있다.
- [0056] 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)은 생체에 접촉하는 단위 전극을 의미한다. 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 동일한 형상, 동일한 크기 및 동일한 재질로 형성된다. 예를 들어, 도 2a 및 도 2b에 도시되듯이, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 원뿔 형상과 같은 테이퍼 형상(tapered shape)을 지니며 플렉서블(flexible)하며 전도성이 있는 재질로 지지체(115)의 지지면 상에 돌출되어 형성될 수 있다. 플렉서블이라 함은 외력에 의해 휘어지는 휨성(flexibility)을 의미한다. 플렉서블하며 전도성이 있는 재질은, 예를 들어, 전도성 실리콘이나 전도성 고무와 같은 전도성 폴리머일 수 있다. 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 이러한 전도성 폴리머나, 그밖의 플렉서블하며 전도성이 있는 합성수지(synthetic resin)로 형성될 수 있다. 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 경성(rigid) 및 전도성이 있는 합성수지로 형성될 수도 있다. 또는, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 전도성이 금속 재질이나 그밖의 경성재질로 형성될 수도 있다. 이러한 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 비침습형 건식 전극으로 이해될 수 있다. 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)의 원뿔 형상은 지지체(115)의 지지면으로부터 돌출되는 전극 구조의 일 예이다. 여기서, 지지면은 지지체(115)의 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)을 지지하는 면을 의미한다. 달리 말하면, 지지면은 지지체(115)에서 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)이 위치하는 면을 말한다.
- [0057] 제1 접점 전극(111)은 생체(10)로부터 뇌파 신호를 획득한다. 제1 접점 전극(111)에서 획득된 뇌파 신호는 제1 신호선(113)을 통해 신호 처리부(200)로 전송된다. 제2 접점 전극(112)은 제1 접점 전극(111)과 전기적으로 절연되고 회로부(도 16의 1120)의 그라운드에 접지된다. 제2 접점 전극(112)은 제1 접지선(114)을 통해 그라운드에 접지될 수 있다. 여기서, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)이 절연되었다 함은 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)이 도전체에 의해 연결된 상태가 아니라는 것을 의미한다. 뇌파 신호 측정시, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 생체 피부의 인접한 위치에 있게 되는데, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112) 사이에는 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112) 각각의 피부 접촉 저항(도 6b의 R_1 , R_1' 참조)과 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)의 이격 거리에 비례하는 피부 저항이 있게 될 것이다. 종래의 뇌파 측정 장치의 센서부에서는, 뇌파 측정 전극과 별개로 그라운드 전극이 분리되어 마련되는데, 본 실시예의 센서부(100)는 제1 뇌파 센서 유닛(110)에 그라운드 전극에 해당되는 제2 접점 전극(112)을 마련하므로, 별도의 그라운드 센서 전극이 불필요하다.
- [0058] 지지체(115)는 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)을 상호 이격되게 배치하며 전기적으로 절연시킨다. 지지체(115)는 비전도성 재질로 형성될 수 있다. 예를 들어, 지지체(115)는 비전도성 합성수지로 형성될 수 있다. 지지체(115)의 내부 혹은 지지체(115)의 지지면의 이면에는 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)의 배선이 마련되어 있을 수 있다. 지지체(115)에 마련된 배선(즉, 제1 신호선(113)과 제1 접지선(114))은 케이블(118)을 지지체(115) 밖으로 인출된다. 지지체(115)는 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112) 사이의 간격이 유지되도록 경성(rigid)을 지닐 수 있다.
- [0059] 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 상호 절연되어 있다. 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 인접하게 배치될 수 있다. 다만, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112) 사이의 절연성을 확보하기 위하여 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112) 사이의 최소 이격 간격은 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)의 재질 및 형상에 따라 제한될 수 있다. 예를 들어, 전술한 바와 같이 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)은 플렉서블한 재질로 형성될 수 있으므로, 생체(10)에 접촉시 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)의 끝단은 휘어질 수 있으므로, 제1 및 제2 접점 전극(111, 112) 사이의 간격 d 가 지나치게 가까우면 합선이 될 위험이 있다. 따라서, 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)의 끝단의 휘어짐을 고려하여, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 최소 이격 간격

$d_{\min}$ 이상으로 이격되게 배치될 수 있다. 예를 들어, 제1 및 제2 점점 전극(111, 112)이 플렉서블한 원뿔 형상을 갖는 경우에 있어서 제1 및 제2 점점 전극(111, 112)의 높이와 밑면의 폭을 각각 h , w 라고 할 때, 제1 점점 전극(111)과 제2 점점 전극(112)의 최소 이격 간격 $d_{\min}$ 은 하기의 수학적 식 1을 만족할 수 있다.

수학적 식 1

$$d_{\min} = \frac{h}{2} + w$$

[0060]

[0061]

상기 수학적 식 1에서 볼 수 있듯이, 제1 및 제2 점점 전극(111, 112) 사이의 최소 이격 간격 $d_{\min}$ 은 제1 및 제2 점점 전극(111, 112)의 크기가 커짐에 따라 커질 수 있다. 예를 들어, 제1 및 제2 점점 전극(111, 112)의 높이(h)와 밑면의 폭(w)이 각각 0.3mm, 0.2mm라고 할 때, 제1 점점 전극(111)과 제2 점점 전극(112)의 최소 이격 간격은 0.5mm일 수 있다. 제1 및 제2 점점 전극(111, 112)의 높이(h)와 밑면의 폭(w)이 각각 1mm, 0.25mm라고 할 때, 제1 점점 전극(111)과 제2 점점 전극(112)의 최소 이격 간격은 1mm일 수 있다. 또한, 제1 및 제2 점점 전극(111, 112)의 높이(h)와 밑면의 폭(w)이 각각 2.5mm, 3mm라고 할 때, 제1 점점 전극(111)과 제2 점점 전극(112)의 최소 이격 간격은 2.75mm일 수 있다.

[0062]

만일 제1 및 제2 점점 전극(111, 112)이 금속과 같은 도전성을 갖는 경성 재질로 형성되는 경우라면, 제1 및 제2 점점 전극(111, 112)의 최소 이격 간격은 제조 공정이 허용되는 범위 안에서 결정될 수도 있다.

[0063]

한편, 제1 및 제2 점점 전극(111, 112) 사이의 이격 간격이 커짐에 따라, 뇌파 신호의 노이즈가 커질 수 있다. 따라서, 뇌파 신호의 노이즈가 신호 처리부(200)에서 처리가능한 범위 내에 있기 위해서는 제1 및 제2 점점 전극(111, 112) 사이의 이격 간격은 한정될 필요가 있다. 예를 들어, 제1 및 제2 점점 전극(111, 112) 사이의 최대 이격 간격 $d_{\max}$ 은 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호를 기준으로 한 본 실시예의 센서부(100)에서 측정되는 뇌파 신호의 상관도의 허용가능한 최대치에 의해 결정될 수 있다. 패치형태의 뇌파 센서는 생체(10)에 밀착되는 패치(patch)에 전극이 부착되어 있는 것으로서, 비침습형 뇌파 센서 전극에서 사용자의 움직임으로 인해 발생하는 움직임 노이즈(동잡음)이나 기타 노이즈에 대해 상대적으로 자유로운 구조로 알려져 있다.

[0064]

도 3은 본 실시예의 뇌파 센서 유닛의 제1 및 제2 점점 전극 사이의 거리에 따른 상관도를 나타내는 그래프이며, 도 4a 내지 도 4d는 본 실시예의 뇌파 센서 유닛의 제1 및 제2 점점 전극 사이의 이격 간격 d 가 각각 1.27mm, 2.54mm, 3.81mm, 5.08mm인 경우에서의 본 실시예의 뇌파 센서 유닛에서 획득된 뇌파 신호(상측)와 비교예에서의 뇌파 신호(하측)를 보여주는 뇌파 신호 그래프이다. 도 3 및 도 4a 내지 도 4d에서 본 실시예의 센서부(100)는 금속 재질의 단추형 제1 및 제2 점점 전극을 갖는 경우이며, 비교예는 패치형태의 뇌파 센서인 경우이다.

[0065]

도 3을 참조하면, 제1 및 제2 점점 전극의 거리 d 가 커짐에 따라 본 실시예의 센서부(100)에서 측정된 뇌파 신호가 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호에 대해 상관도가 작아진다. 가령, 도 4a에서 볼 수 있듯이, 본 실시예의 뇌파 센서 유닛의 제1 및 제2 점점 전극 사이의 이격 간격 d 가 1.27mm인 경우, 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호에 대한 본 실시예의 센서부(100)에서 측정된 뇌파 신호의 상관도가 95.1%에 달한다. 한편, 도 4b, 도 4c, 도 4d에서 볼 수 있듯이, 본 실시예의 뇌파 센서 유닛의 제1 및 제2 점점 전극 사이의 이격 간격 d 가 각각 2.54mm, 3.81mm, 5.08mm로 커지는 경우, 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호에 대한 본 실시예의 센서부(100)에서 측정된 뇌파 신호의 상관도가 93.5%, 85.3%, 78.9%로 작아지게 된다.

[0066]

신호 처리부(200)에서 후처리된 뇌파 신호가 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호를 기준으로 85% 정도의 상관도를 가지고 있다면, 뇌파 신호의 분석이 용이하다고 알려져 있다. 한편, 센서부(100)에서 획득된 뇌파 신호는 적응형 필터(adaptive filter)를 이용한 후처리를 통해 대략 5% 정도의 신호 성능 향상을 추가적으로 할 수 있다. 따라서, 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호를 기준으로, 본 실시예의 센서부(100)에서 측정되는 뇌파 신호의 상관도가 적어도 80%에 있도록, 제1 및 제2 점점 전극(111, 112) 사이의 이격 간격을 제한할 수 있다. 도 3을 참조하면, 만일 본 실시예의 센서부(100)에서 측정된 뇌파 신호가 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호에 대해 상관도 80%를 확보하고자 한다면, 제1 및 제2 점점 전극의 거리 d 가 대략 4.81mm는 가져야 함을 볼 수 있다. 달리 말하면, 금속 재질의 단추형 제1 및 제2 점점 전극의 경우, 최대 이격 간격 $d_{\max}$ 은

4.81mm일 수 있다.

- [0067] 물론, 후처리를 통한 신호 성능 향상의 정도나, 뇌파 신호의 분석 기술의 발전에 따라, 본 실시예의 센서부(100)에서 측정되는 뇌파 신호와 패치형태의 뇌파 센서에서 측정된 뇌파 신호의 상관도의 허용 가능한 최대치는 달라질 수 있으며, 이에 따라 제1 및 제2 점접 전극(111, 112) 사이의 최대 이격 간격 $d_{\max}$ 역시 달라질 수 있다.
- [0068] 또한, 제1 및 제2 점접 전극의 최소 이격 간격 $d_{\max}$ 은 제1 및 제2 점접 전극의 재질이나 형상에 따라 다소 달라질 수 있다. 예를 들어, 도 2a 및 도 2b를 참조하여 설명한 바와 같이 제1 및 제2 점접 전극(111, 112)이 플렉서블한 재질의 원뿔 형상인 경우, 최대 이격 간격 $d_{\max}$ 은 예를 들어 5mm일 수 있다. 앞서, 설명한 1 점접 전극(111)과 제2 점접 전극(112)의 최소 이격 간격을 함께 고려하면, 제1 및 제2 점접 전극(111, 112)이 각각 1mm, 0.25mm의 높이(h)와 밑면의 폭(w)을 가진 플렉서블한 원뿔 형상인 경우, 뇌파 신호의 분석을 용이하게 하고자, 제1 및 제2 점접 전극(111, 112)의 이격 간격을 1mm 내지 5mm의 범위 내에서 결정할 수 있다. 다른 예로, 제1 및 제2 점접 전극(111, 112)이 각각 0.3mm, 0.2mm의 높이(h)와 밑면의 폭(w)을 가진 플렉서블한 원뿔 형상인 경우, 뇌파 신호의 분석을 용이하게 하고자, 제1 및 제2 점접 전극(111, 112)의 이격 간격을 0.5mm 내지 5mm의 범위 내에서 결정할 수 있을 것이다.
- [0069] 도 5는 도 1의 뇌파 측정 장치의 개략적인 블록도이며, 도 6a 및 도 6b는 뇌파 신호와 전압 소스로부터의 전압 분배를 설명하는 등가 회로이다.
- [0070] 도 5를 참조하면, 센서부(100)는 생체, 즉 생체(10)의 서로 다른 영역에서 뇌파 신호를 측정하는 제1 뇌파 센서 유닛(110)과 제2 뇌파 센서 유닛(120)을 포함한다. 제1 뇌파 센서 유닛(110)의 제1 및 제2 점접 전극(111, 112)은 간격 d로 이격된 상태에서 생체(10)의 일 영역에 접촉한다. 마찬가지로, 제2 뇌파 센서 유닛(120)의 제1 및 제2 점접 전극(121, 122) 역시 간격 d로 이격된 상태에서 생체(10)의 다른 영역에 접촉한다. 제1 뇌파 센서 유닛(110)의 제1 점접 전극(111)은 생체(10)의 일 영역에서의 제1 뇌파 신호(V_{eeg1})를 획득하여, 제1 신호선(113)을 통해 신호 처리부(200)로 전송한다. 제2 뇌파 센서 유닛(120)의 제3 점접 전극(121)은 생체(10)의 일 영역에서의 제2 뇌파 신호(V_{eeg2})를 획득하여, 제2 신호선(123)을 통해 신호 처리부(200)로 전송한다. 제1 뇌파 센서 유닛(110)의 제2 점접 전극(112)과 제2 뇌파 센서 유닛(120)의 제4 점접 전극(122)은 제1 및 제2 접지선(114, 124)를 통해 그라운드(GND)에 접지된다.
- [0071] 신호 처리부(200)는 제1 및 제2 전압 배분기(210, 220)와, 차동 증폭기(250)를 포함한다.
- [0072] 제1 및 제2 전압 배분기(210, 220)는 예를 들어 내부 저항 R을 갖는 제1 및 제2 연산 증폭기(211, 221)를 포함할 수 있다. 제1 연산 증폭기(211)의 반전 입력단자(-)는 제1 신호선(113)에 연결되어 제1 뇌파 센서 유닛(110)으로부터 제1 뇌파 신호(V_{eeg1})를 입력받으며, 비반전 입력단자(+)는 전원 소스(V_{cc})에 연결될 수 있다. 제1 연산 증폭기(211)는 제1 전압(V_1)을 출력할 수 있다. 이러한 의미에서, 제1 전압 배분기(210)는 제1 전압 측정부로 이해될 수 있다. 제2 연산 증폭기(221)의 반전 입력단자(-)는 제2 신호선(123)에 연결되어 제2 뇌파 센서 유닛(120)으로부터 제2 뇌파 신호(V_{eeg2})를 입력받으며, 비반전 단자는 전원 소스(V_{cc})에 연결될 수 있다. 제2 연산 증폭기(221)는 제2 전압(V_2)을 출력할 수 있다. 이러한 의미에서, 제2 전압 배분기(220)는 제2 전압 측정부로 이해될 수 있다.
- [0073] 차동 증폭기(250) 역시 연산 증폭기(251)를 포함할 수 있다. 차동 증폭기(250)의 비반전 및 반전 입력단자는 제1 및 제2 신호선(113, 123)에 연결된다. 차동 증폭기(250)는 제1 전압(V_1)과 제2 전압(V_2)의 차분치를 증폭, 즉 차동 증폭하여 V_{out} 을 출력할 수 있다. 참조번호 215는 제1 신호선(113)이 제1 전압 배분기(210)의 반전 입력단자(-)와 차동 증폭기(250)의 비반전 입력단자(+)로 분기되는 제1 분기점이며, 참조번호 225는 제2 신호선(123)이 제2 전압 배분기(220)의 반전 입력단자(-)와 차동 증폭기(250)의 반전 입력단자(-)로 분기되는 제2 분기점이다.
- [0074] 도 6a를 참조하면, 제1 뇌파 센서 유닛(110)의 제1 점접 전극(111)과 생체(10) 사이에는 접촉 임피던스가 있는 바, 이를 제1 접촉 저항(R_1)으로 근사한다. 또한, 제1 뇌파 센서 유닛(110)의 제2 점접 전극(112)과 생체(10) 사이의 접촉 임피던스는 제2 접촉 저항(R_1')으로 근사한다.
- [0075] 한편, 제1 뇌파 센서 유닛(110)의 제1 점접 전극(111)과 제2 점접 전극(112)의 사이에는 생체(10)에 의한 제1

피부저항(R_{s1})이 있다. 한편, 제1 접점 전극(111)에는 제1 뇌파 신호(V_{eeg1})가 걸리며, 제2 접점 전극(112)는 접지되어 있다. 제1 전압 배분기(연산 증폭기)(210)는 내부 임피던스 R 을 가진다. 이에 따라, 제1 전압 배분기(연산 증폭기)(210)에서의 제1 전압 V_1 은 하기의 수학식 2와 같이 전압 소스(V_{cc})에 의한 전압 분배와 제1 뇌파 신호(V_{eeg1})에 의한 전압분배의 합으로 주어진다.

수학식 2

$$V_1 = \frac{R}{R_{c1} + R} \times V_{cc} + \frac{R}{R_1 + R} \times V_{eeg1} \cong \frac{R}{R_{c1} + R} \times V_{cc}$$

여기서, R_{c1} 은 하기의 수학식 3과 같이 제1 및 제2 접촉 저항(R_1, R_1') 및 제1 피부저항(R_{s1})의 직렬 합성 저항을 의미한다.

수학식 3

$$R_{c1} = R_1 + R_{s1} + R_1' \cong 2R_1 + R_{s1}$$

상기 수학식 2에서 근사는 제1 뇌파 신호(V_{eeg1})가 전압 소스(V_{cc})에 비해 매우 작은 값이라는 점을 이용하였으며, 상기 수학식 3에서의 근사는 제1 뇌파 센서 유닛(110)의 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)의 간격 d 를 전술한 바와 같이 충분히 작게 함으로써, 제1 접촉 저항(R_1)과 제2 접촉 저항(R_1')을 같게 놓은 것이다.

도 6b를 참조하면, 제2 뇌파 센서 유닛(120)의 제3 접점 전극(121)과 생체(10) 사이에는 제3 접촉 저항(R_2)이 있으며, 제2 뇌파 센서 유닛(120)의 제4 접점 전극(122)과 생체(10) 사이에는 제4 접촉 저항(R_2')이 있다. 한편, 제2 뇌파 센서 유닛(120)의 제3 접점 전극(121)과 제4 접점 전극(122)의 사이에는 생체(10)에 의한 제2 피부저항(R_{s2})이 있다. 한편, 제3 접점 전극(121)에는 제2 뇌파 신호(V_{eeg2})가 걸리며, 제4 접점 전극(122)는 접지되어 있다. 제2 전압 배분기(연산 증폭기)(220)는 내부 임피던스 R 을 가진다. 이에 따라, 제2 전압 배분기(연산 증폭기)(220)에서의 제2 전압 V_2 는 하기의 수학식 4와 같이 전압 소스(V_{cc})에 의한 전압 분배와 제2 뇌파 신호(V_{eeg2})에 의한 전압분배의 합으로 주어진다.

수학식 4

$$V_2 = \frac{R}{R_{c2} + R} \times V_{cc} + \frac{R}{R_2 + R} \times V_{eeg2} \cong \frac{R}{R_{c2} + R} \times V_{cc}$$

여기서, R_{c2} 는 하기의 수학식 5와 같이 제3 및 제4 접촉 저항(R_2, R_2') 및 제2 피부저항(R_{s2})의 합을 의미한다.

수학식 5

$$R_{c2} = R_2 + R_{s2} + R_2' \cong 2R_2 + R_{s2}$$

상기 수학식 2에서 근사는 제2 뇌파 신호(V_{eeg2})가 전압 소스(V_{cc})에 비해 매우 작은 값이라는 점을 이용하였으며, 상기 수학식 5에서의 근사는 제2 뇌파 센서 유닛(120)의 제3 및 제4 접점 전극(121, 122)의 간격 d 를 전술한 바와 같이 충분히 작게 함으로써, 제1 접촉 저항(R_1)과 제2 접촉 저항(R_1')을 같게 놓은 것이다.

한편, 뇌파 신호의 분석을 위해서는, 제2 뇌파 센서 유닛(120)을 레퍼런스 전극으로 설정하고, 제1 전압(V_1)과

제2 전압(V2)의 차분치를 증폭, 즉 차동 증폭함으로써 하기의 수학식 6과 같이 주어지는 V_{out} 을 구할 수 있다.

수학식 6

$$V_{out} = V_2 - V_1 = \left(\frac{R}{R_{c2} + R} - \frac{R}{R_{c1} + R} \right) \times V_{cc} + \left(\frac{R}{R_2 + R} \times V_{egg2} - \frac{R}{R_1 + R} \times V_{egg1} \right)$$

만일, 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)과 생체(10)와의 접촉 상태가 매우 양호하게 되면, R_{c1} 과 R_{c2} 가 매우 작아지게 되는데, V_{out} 는 근사적으로 하기의 수학식 7과 같이 주어지게 된다.

수학식 7

$$V_{out} = V_{egg2} - V_{egg1}$$

차동 증폭기(250)에서 차동 증폭된 출력값 V_{out} 은 미도시된 적응형 필터(미도시) 등을 통한 후처리를 통해 분석될 수 있다.

뇌파 신호의 측정을 위해서는 생체(10)에 물리적으로 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)을 접촉시킨다. 그런데, 뇌파 신호의 측정 중에 사용자의 움직임이 발생하면, 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)과 생체(10) 사이에서도 미세한 움직임이 발생할 수 있다. 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)과 생체(10)간의 움직임은 접촉 강도가 변할 수도 있고 접촉 강도는 유지되나 접촉면이 미끄러지는 경우, 또는 접촉 강도와 접촉면이 미끄러지는 경우가 복합적으로 발생할 수 있다. 이와 같이 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120)과 생체(10)간의 접촉면에 움직임이 발생되면, 임피던스의 변화가 발생하게 된다. 이와 같은 임피던스 변화는 생체 신호 측정 장치에서 수집하는 뇌파 신호에 대해 노이즈(동잡음)로 작용하여 측정 신호에 파형 왜곡이 발생하게 될 수 있다.

제1 전압(V1)과 제2 전압(V2)은 각각 제1 및 제2 전압 배분기(연산 증폭기)(210, 220)를 통해 측정이 가능한 값이므로, 상기 수학식 2 및 수학식 4로부터 R_{c1} 및 R_{c2} 를 구할 수 있다. 또한, 제1 피부저항(R_{s1})은 제1 뇌파 센서 유닛(110)의 제1 및 제2 접점 전극(111, 112)의 이격 간격과 제2 뇌파 센서 유닛(120)의 제1 및 제2 접점 전극(121, 122)의 이격 간격을 모두 d로 놓고 d 값을 충분히 작게 하면, 제2 뇌파 센서 유닛(120)에서의 제2 피부저항(R_{s2})과 같게 놓을 수 있다. 나아가, 뇌파 센서 유닛을 3개 이상 이용하는 경우, 모든 뇌파 센서 유닛의 접점 전극들 간의 간격을 충분히 작고, 또한 같게 놓으면, 피부저항은 상수값을 갖는 저항으로 간주할 수 있게 된다. 따라서, 상기 수학식 3 및 수학식 5로부터 제1 뇌파 센서 유닛(110)에서의 제1 접촉 저항(R_1)과 제2 뇌파 센서 유닛(120)에서의 제3 접촉 저항(R_2)은 각각 구할 수 있다.

제1 접촉 저항(R_1)이나 제3 접촉 저항(R_2)은 사용자의 움직임에 따라 실시간으로 변하는 값이다. 따라서, 제1 접촉 저항(R_1)이나 제3 접촉 저항(R_2)을 구함으로써 시간에 따라 변하는 동잡음의 크기와 발생 유무를 실시간으로 측정하고 보상할 수 있으므로, 신호 분석을 매우 용이하게 할 수 있다.

또한, 상기 수학식 2 내지 수학식 5에서 볼 수 있듯이, 제1 전압(V1)과 제2 전압(V2)은 서로 연관되는 변수가 없어서 서로 영향을 주지 않는 독립적인 동잡음 추정이 가능하다. 즉, 뇌파 센서 유닛을 3개 이상 이용하는 경우, 뇌파 센서 유닛 별로 동잡음을 독립적으로 측정하여 어느 한 뇌파 센서 유닛에서 동잡음이 발생하더라도 다른 뇌파 센서 유닛에 영향을 주지 않아 일상 생활에서 사용하기 용이하다.

전술한 실시예의 뇌파 측정 장치는 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120) 각각의 접점 전극들이 2개인 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 도 7a는 뇌파 센서 유닛의 접점 전극들의 배치의 다른 예를 도시한다. 도 7a를 참조하면, 뇌파 센서 유닛(110-1)은 4개의 제1 접점 전극(111)과 4개의 제2 접점 전극(112)을 포함할 수 있다. 이때, 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)은 쌍을 지어, 서로 인접하게 배치될 수 있다. 4개의 제1 접점 전극(111)과 4개의 제2 접점 전극(112)은 서로 균일하게 분포되도록 배치될 수 있다. 4개의 제1 접점 전극(111)은 서로 전기적으로 연결되어, 하나의 신호선(도 2b의 113)에 연결된다. 4개의 제2 접점 전극(112)은 서로 전기적으로 연결되어, 하나의 접지선(도 2b의 114)에 연결되어 접지된다. 물론 4개의 제1

접점 전극(111)과 4개의 제2 접점 전극(112)은 서로 전기적으로 분리된다. 즉, 뇌파 센서 유닛(110-1)은 생체(10)에 물리적으로 접촉하는 접점은 여러 개이나, 전기적으로는 두 개의 접점으로 해석될 수 있다. 본 실시예의 뇌파 센서 유닛(110-1)은 제1 접점 전극(111)과 제2 접점 전극(112)이 4개씩 마련된 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 이에 한정되지 아니하며, 예를 들어 2개씩, 3개씩 혹은 그 이상 마련될 수도 있다.

[0095] 도 7b는 뇌파 센서 유닛의 접점 전극들의 배치의 또 다른 예를 도시한다. 도 7b를 참조하면, 뇌파 센서 유닛(110-2)은 외곽을 둘러싸는 8개의 제1 접점 전극(111)과 그 내부에 위치하는 4개의 제2 접점 전극(112)을 포함할 수 있다. 8개의 제1 접점 전극(111)은 서로 전기적으로 연결되어, 하나의 신호선(도 2b의 113)에 연결된다. 4개의 제2 접점 전극(112)은 서로 전기적으로 연결되어, 하나의 접지선(도 2b의 114)에 연결되어 접지된다. 물론 8개의 제1 접점 전극(111)과 4개의 제2 접점 전극(112)은 서로 전기적으로 분리된다. 본 실시예의 뇌파 센서 유닛(110-2)은 8개의 제1 접점 전극(111)이 외곽에, 4개의 제2 접점 전극(112)이 내부에 배치된 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 예를 들어, 제1 접점 전극(111)의 개수와 제2 접점 전극(112)의 개수는 변경될 수 있다. 또한, 제2 접점 전극(112)이 외곽에 배치되고, 제1 접점 전극(111)은 제2 접점 전극(112)의 내부에 배치될 수도 있다.

[0096] 뇌파 신호를 측정하는 제1 접점 전극(111)의 개수가 접지되는 제2 접점 전극(112)의 개수보다 크게 됨에 따라, 제한된 공간에서 제1 접점 전극(111)의 개수를 최대한 많이 확보하여 검출하는 뇌파 신호의 크기를 크게 할 수 있다.

[0097] 전술한 실시예의 뇌파 측정 장치는 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120) 각각의 접점 전극들이 원뿔형상인 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 도 8a 내지 도 8d는 뇌파 센서 유닛의 접점 전극의 예들을 도시한다. 가령, 도 8a에 도시된 바와 같이 뇌파 센서 유닛의 접점 전극(110-3)들은 원통 형상을 가질 수 있다. 또 다른 예로, 도 8b에 도시된 바와 같이 뇌파 센서 유닛의 접점 전극(110-3)들은 사각뿔 형상을 가질 수 있다. 또는 도 8c에 도시되듯이, 뇌파 센서 유닛의 접점 전극(110-5)들은 일단으로 갈수록 점차 가늘어지는 테이퍼 형상(tapered shape)을 갖는 테이퍼부(110-5a)와 테이퍼부(110-5a)의 단부에 마련된 돌기부(110-5b)를 갖는 깔대기 형상을 지닐 수도 있다. 또 다른 예로, 도 9에 도시되듯이, 뇌파 센서 유닛의 접점 전극(110-6)들은 일단으로 갈수록 점차 가늘어지는 곡선형 깔대기 형상을 지닐 수도 있다. 물론, 접점 전극들은 3각뿔, 5각뿔 등 다양한 각뿔 형상이나, 타원뿔, 사각기둥 등의 다각기둥 등의 형상을 가질 수 있다. 그밖의 공지의 전극구조가 접점 전극으로 채용될 수 있을 것이다.

[0098] 전술한 실시예의 뇌파 측정 장치는 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(110, 120) 각각의 접점 전극들이 모두 같은 크기를 갖는 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 도 9는 다른 실시예에 따른 뇌파 센서 유닛(310)을 개략적으로 도시한 측단면도이다.

[0099] 도 9를 참조하면, 뇌파 센서 유닛(310)은 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)과, 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)를 지지하는 지지체(315)를 포함한다. 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)은 동일한 재질로 형성된다. 또한, 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)은 동형으로 형성되며, 다만 일부 혹은 전부의 높이가 다를 수 있다. 즉, 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)의 높이(h1, h2)는 생체(10)의 형상, 즉 두형에 맞게 설정될 수 있다. 예를 들어, 제1 및 제4 접점 전극(311, 314)의 높이(h1)는 제2 및 제3 접점 전극(312, 313)의 높이(h2)보다 더 크게 설정될 수 있다. 생체(10)의 형상, 즉 사람의 두형은 성별, 나이 등에 따라 평균적인 크기가 다르다. 따라서, 성별, 나이 등에 따라 사람의 두형의 대표적인 크기들을 분류하고, 각 크기별로 최적화된 높이(h1, h2)를 갖는 뇌파 센서 유닛(310)을 마련할 수 있을 것이다. 물론, 특정한 사람의 두형에 최적화된 높이(h1, h2)를 갖는 뇌파 센서 유닛(310)을 마련할 수도 있을 것이다. 이와 같이, 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)의 높이(h1, h2)를 생체(10)의 형상에 맞게 설정함으로써, 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)의 생체(10)와의 접촉 면적을 증가시켜 노이즈를 감소시킬 수 있다. 또한, 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)의 생체(10)와의 접촉 면적을 균일하게 함으로써, 동잡음 감소를 좀 더 효과적으로 할 수 있다.

[0100] 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314) 중 일부는 생체(10)로부터 뇌파 신호를 획득하며, 나머지는 접지된다. 예를 들어, 제1 및 제3 접점 전극(311, 313)은 뇌파 신호를 획득하며 합산되어 신호 처리부(도 1의 200)으로 전송되며, 제2 및 제4 접점 전극(312, 314)은 접지될 수 있다.

[0101] 나아가, 도 10에 도시되듯이, 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)의 끝단(311a, 312a, 313a, 314a)이 반지름 R에 외접할 수 있도록 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)의 높이가 설정될 수 있다. 사람의 두부는 반구의 형상으로 근사될 수 있다. 따라서, 성별, 나이 등에 따라 사람의 두부의 크기를 반지름 R로 분류

하고, 분류된 반지름 R별로 이에 외접하는 제1 내지 제4 접점 전극(311, 312, 313, 314)을 갖는 너파 센서 유닛(310)을 마련할 수 있을 것이다.

[0102] 도 11a 및 도 11b는 도 9의 너파 센서 유닛의 변형례들을 도시한다. 가령, 도 11a에 도시되듯이, 너파 센서 유닛(310-1)는 접지되는 2개의 접점 전극(311-1, 313-1)과, 2개의 접점 전극(311-1, 313-1) 사이에 위치하며 너파 신호를 획득하는 1개의 접점 전극(312-1)을 포함할 수 있다. 이때, 너파 신호를 획득하는 1개의 접점 전극(312-1)의 높이가 접지되는 2개의 접점 전극(311-1, 313-1)보다 짧게 설정된다. 또는 도 11b에 도시되듯이, 너파 센서 유닛(310-2)는 너파 신호를 획득하는 2개의 접점 전극(311-2, 313-2)과, 2개의 접점 전극(311-2, 313-2) 사이에 위치하며 접지되는 1개의 접점 전극(312-2)을 포함할 수 있다. 이때, 너파 신호를 획득하는 2개의 접점 전극(311-2, 313-2)의 높이가 접지되는 1개의 접점 전극(312-2)보다 높게 설정된다.

[0103] 도 9, 도 10, 도 11a 및 도 11b를 참조하여 설명한 너파 측정 장치(310, 310-1, 310-2)는 제1 및 제2 너파 센서 유닛(110, 120) 각각의 접점 전극들 중 일부 혹은 전부의 높이가 다른 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 도 12는 또 다른 실시예에 따른 너파 센서 유닛(410)을 개략적으로 도시한 측단면도이다.

[0104] 도 12를 참조하면, 본 실시예에 따른 너파 센서 유닛(410)은 제1 및 제2 접점 전극(411, 412)의 높이(즉, 크기)는 모두 같으며, 다만 지지체(415)의 지지면(415a)이 굽어져 있다. 제1 접점 전극(411)은 생체(10)로부터 너파 신호를 획득하며, 제2 접점 전극(412)은 접지된다. 지지체(415)의 지지면(415a)의 굽힘(416)은 제1 및 제2 접점 전극(411, 412)이 생체(10)에 균일하게 맞닿을 수 있도록 설정된다. 전술한 바와 같이 성별, 나이 등에 따라 사람의 두형의 대표적인 크기들을 분류하고, 각 크기별로 최적화된 굽힘(416)을 갖는 너파 센서 유닛(410)을 마련할 수 있을 것이다. 물론, 특정한 사람의 두형에 최적화된 굽힘(416)을 갖는 너파 센서 유닛(410)을 마련할 수도 있을 것이다. 이와 같이, 지지체(415)의 굽힘(416)을 생체(10)의 형상에 맞게 설정함으로써, 제1 및 제2 접점 전극(411, 412)의 생체(10)와의 접촉 면적을 증가시켜 높이차를 감소시킬 수 있다. 또한, 제1 및 제2 접점 전극(411, 412)의 생체(10)와의 접촉 면적을 균일하게 함으로써, 동잡음 감소를 좀 더 효과적으로 할 수 있다.

[0105] 나아가, 도 13에 도시되듯이, 제1 및 제2 접점 전극(411, 412)의 끝단(411a, 412a)이 성별, 나이 등에 따라 분류된 반지름 R별로 이에 외접할 수 있도록 지지체(415)의 굽힘(416)이 설정될 수도 있다.

[0106] 도 14a 및 도 14b는 도 12의 너파 센서 유닛의 변형례들을 도시한다. 가령, 도 14a에 도시되듯이, 너파 센서 유닛(410-1)은 제1 내지 제4 접점 전극(411, 412, 413, 414)과, 제1 내지 제4 접점 전극(411, 412, 413, 414)를 지지하는 지지체(415)를 포함한다. 제1 내지 제4 접점 전극(411, 412, 413, 414)은 동일한 재료로 동일한 형성 및, 크기로 형성된다. 제1 내지 제4 접점 전극(411, 412, 413, 414) 중 일부는 생체(10)로부터 너파 신호를 획득하며, 나머지는 접지된다. 예를 들어, 제1 및 제3 접점 전극(411, 413)은 너파 신호를 획득하며 합산되어 신호 처리부(도 1의 200)으로 전송되며, 제2 및 제4 접점 전극(412, 414)은 접지될 수 있다. 지지체(415-1)의 지지면(415-1a)의 굽힘(416-1)은 제1 내지 제4 접점 전극(411, 412, 413, 414)이 생체(10)에 균일하게 맞닿을 수 있도록 설정된다. 예시적으로, 지지체(415-1)는 제2 및 제3 접점 전극(412, 413)이 설치된 부분은 평평하며, 제2 및 제3 접점 전극(412, 413)의 양쪽에 위치하는 제1 및 제4 접점 전극(411, 414)이 설치된 부분은 굽혀져 있을 수 있다. 또 다른 예로, 도 14b에 도시되듯이, 너파 센서 유닛(410-2)은 너파 신호를 획득하는 2개의 접점 전극(411, 413)과, 2개의 접점 전극(411, 413) 사이에 위치하며 접지되는 1개의 접점 전극(412)을 포함할 수 있다. 제1 내지 제3 접점 전극(411, 412, 413)은 동일한 재료로 동일한 형성 및, 크기로 형성되며, 다만 지지체(415-2)의 지지면(415-2a)의 굽힘(416-2)이 제1 내지 제3 접점 전극(411, 412, 413)이 생체(10)에 균일하게 맞닿을 수 있도록 설정된다.

[0107] 도 12, 도 13, 도 14a 및 도 14b를 참조하여 설명한 실시예들은 지지체(415, 415-1, 415-2)가 굽어진 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 도 15a 내지 도 15c는 도 13의 너파 센서 유닛의 또 다른 변형례들을 도시한다. 예를 들어, 도 15a에 도시되듯이, 너파 센서 유닛(510)은 제1 및 제2 접점 전극(511, 512)의 높이(즉, 크기)는 모두 같으며, 다만 지지체(515)의 지지면(415a)이 곡면으로 휘어져 있다. 제1 접점 전극(511)은 생체(10)로부터 너파 신호를 획득하며, 제2 접점 전극(512)은 접지된다. 지지체(515)의 지지면(515a)은 제1 및 제2 접점 전극(511, 512)이 생체(10)에 균일하게 맞닿을 수 있도록 휘어진다. 전술한 바와 같이 사람의 두부는 반구의 형상으로 근사될 수 있으므로, 성별, 나이 등에 따라 사람의 두부의 크기를 반지름 R로 분류하고, 분류된 반지름 R별로 너파 센서 유닛(510)을 마련할 수도 있을 것이다. 달리 말하면, 지지체(515)의 지지면(515a)이 사람의 두부의 크기에 따른 반지름 R에 외접하도록, 즉 지지체(515)의 지지면(515a)의 곡률반경을 사람의 두부의 크기에 따른 반지름 R이 되도록 설정할 수 있다. 이에 따라, 제1 및 제2 접점 전극

(511, 512)의 생체(10)와의 접촉 면적을 증가시켜 높이즈를 감소시킬 수 있다. 또한, 제1 및 제2 접점 전극(511, 512)의 생체(10)와의 접촉 면적을 균일하게 함으로써, 동잡음 감소를 좀 더 효과적으로 할 수 있다.

[0108] 또 다른 변형례로서, 도 15b에 도시되듯이, 뇌파 센서 유닛(510-1)은 3개의 접점 전극(511, 512, 513)을 가지며, 지지체(515)의 지지면(515a)가 사람의 두부의 크기에 대응되도록 있을 수 있다. 마찬가지로, 도 15c에 도시되듯이, 뇌파 센서 유닛(510-2)은 4개의 접점 전극(511, 512, 513, 514)을 가지며, 지지체(515)의 지지면(515a)가 사람의 두부의 크기에 대응되도록 있을 수 있다. 지지체(515) 상에 설치되는 접점 전극의 개수는 본 실시예를 제한하지 아니하며, 5개 이상 마련될 수도 있을 것이다.

[0109] 전술한 실시예의 뇌파 센서 유닛은 유선으로 신호 처리부에 연결되는 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 뇌파 센서 유닛 내에 무선 통신모듈을 포함하며, 무선으로 신호처리부에 획득된 뇌파 신호를 전송할 수도 있을 것이다.

[0110] 도 16은 다른 실시예에 따른 뇌파 측정 장치(1100)의 개략적인 블록도이다.

[0111] 도 16을 참조하면, 뇌파 측정 장치(1100)는 센서부(1110)와 회로부(1120)를 포함한다. 센서부(1110)는 생체(10)에서 뇌파 신호를 획득하는 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(1111, 1112)을 포함한다. 제1 및 제2 뇌파 센서 유닛(1111, 1112)은 전술한 실시예들의 뇌파 센서 유닛과 실질적으로 동일한 구조를 가진다.

[0112] 회로부(1120)는 신호 처리부(1121), 제어부(1122), 통신부(1123), 메모리부(1124), 및 출력부(1125)를 포함할 수 있다. 신호 처리부(1121), 제어부(1122), 통신부(1123), 메모리부(1124), 및 출력부(1125)에서 생성되거나 신호는 데이터 버스(1126)를 통해 전달될 수 있다.

[0113] 신호 처리부(1121)는 센서부(1110)에서 획득된 제1 및 제2 뇌파 신호로부터 유의미한 뇌파 신호를 생성한다. 신호 처리부(1121)는 센서부(1110)에서 획득된 제1 및 제2 뇌파 신호를 차동 증폭하면서, 제1 및 제2 뇌파 신호에 섞인 동잡음을 제거할 수 있다. 나아가, 신호 처리부(1121)는 차동 증폭된 뇌파 신호를 주파수별로 α 파, β 파, γ 파 등을 분류하여 처리하거나, 그밖의 후처리를 할 수도 있다. 이러한 신호 처리부(1121)는, 도 5를 참조하여 설명한 바와 같이 전압 배분기 (210, 220)와 차동 증폭기(250) 등으로 구성될 수 있다.

[0114] 제어부(1122)는 신호 처리부(1121)에서 처리된 뇌파 신호를 기초로 사용자의 상태를 결정할 수도 있다. 가령, 제어부(1122)는 신호 처리부(1121)에서 처리된 뇌파 신호를 기설정된 뇌파 모델의 알고리즘에 따라 분석하여 사용자가 위급상황에 있는지 여부를 결정할 수도 있다. 경우에 따라서는, 뇌파 신호의 추가적인 처리나 뇌파 신호를 기초로 사용자의 상태를 결정하는 프로세스는 뇌파 측정 장치(1100)와 유선 혹은 무선으로 통신하는 외부의 장치(예를 들어, 도 17의 1200)에서 말씀으로써, 제어부(1122)에서 처리하는 부담을 경감시킬 수도 있다.

[0115] 나아가, 제어부(1122)는 뇌파 측정 장치(1100)의 각종 기능을 제어한다. 예를 들어, 제어부(1122)는, 메모리부(1124)에 저장된 프로그램들을 실행함으로써, 센서부(1110), 통신부(1121), 출력부(1123), 메모리부(1124)등을 전반적으로 제어할 수 있다. 일 예로, 사용자의 상태가 위급상황인 경우, 제어부(1122)는 통신부(1123)를 제어하여 외부 장치에 사용자의 위급상황에 대한 정보를 전송하거나 출력부(1125)를 제어하여 위급상황을 출력할 수 있다. 또는, 제어부(1122)는 스피커(미도시)나 진동모듈(미도시)을 제어하여 사용자에게 위급상황을 알릴 수도 있을 것이다.

[0116] 통신부(1123)는 유선 통신모듈 및 무선 통신모듈 중 적어도 어느 하나를 포함한다. 무선 통신모듈은 예를 들어 근거리 통신 모듈이나 이동 통신 모듈을 포함할 수 있다. 근거리 통신 모듈은 소정 거리 이내의 근거리 통신을 위한 모듈을 의미한다. 일 예로, 근거리 통신 기술에는 무선 랜(Wireless LAN), 와이파이(Wi-Fi), 블루투스, 지그비(ZigBee), WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), BLE (Bluetooth Low Energy), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 이동 통신 모듈은 이동 통신망 상에서 기지국, 외부의 단말, 서버 중 적어도 하나와 무선 신호를 송수신한다. 유선 통신 모듈은 전기적 신호 또는 광 신호를 이용한 통신을 위한 모듈을 의미하며, 일 실시예에 의한 유선 통신 기술에는 트위스티드 페어 케이블(twisted pair cable), 동축 케이블, 광섬유 케이블, 이더넷(ethernet) 케이블 등이 있을 수 있다. 통신부(1123)는 획득된 뇌파 정보를 외부 장치에 전송하거나, 외부 장치로부터 제어 신호나 신호처리에 필요한 정보를 수신할 수 있다.

[0117] 메모리부(1124)는 센서부(1110)에서 획득된 제1 및 제2 뇌파 신호의 원본 데이터를 저장하거나 혹은 신호 처리부(1121)에서 처리된 뇌파 신호를 저장할 수 있다. 또한, 메모리부(1124)는 뇌파 측정 장치(1100)의 동작 제어에 필요한 프로그램이나, 뇌파 신호의 분석에 필요한 뇌파 모델 알고리즘이나, 인증정보 등이 저장되어 있을 수 있다. 나아가, 메모리부(1124)는 사용자의 상태 정보(예를 들어, 위급상황에 해당되는 뇌파 패턴, 투약이 필요

한 상황에 해당되는 뇌파 패턴 등)를 저장하여, 제어부(1122)에서 사용자의 상태를 결정할 수 있게 할 수도 있다.

- [0118] 출력부(1125)는 신호 처리부(1121)에서 얻어진 뇌파 신호나, 뇌파 신호로부터 결정되는 사용자의 상태 정보를 출력할 수 있다. 이러한 출력부(1125)는 생체에 대한 정보를 영상이나 문자 형태로 표시하는 디스플레이, 음성이나 경고음을 방출하는 스피커, 진동신호를 출력하는 진동유닛, 또는 빛을 방출하는 램프 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다.
- [0119] 또한, 회로부(1120)는 센서부(1110) 및 회로부(1120)의 구동을 위한 배터리 및 에너지 하베스트 모듈 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다.
- [0120] 도 17은 또 다른 실시예에 따른 뇌파 측정 시스템을 개략적으로 도시하며, 도 18은 본 실시예의 뇌파 측정 시스템에서 모바일 장치(1200)의 블록도를 도시한다. 도 19는 도 18의 뇌파 측정 시스템에서 모바일 장치(1200)의 제어부(1220)와 메모리부(1240)의 일 예를 도시한다.
- [0121] 도 17를 참조하면, 본 실시예의 뇌파 측정 시스템은 뇌파 측정 장치(1101) 및 뇌파 측정 장치(1101)와 유선 혹은 무선으로 연결되는 모바일 장치(1200)를 포함한다.
- [0122] 뇌파 측정 장치(1101)는 사용자의 뇌파 신호를 측정하는 센서부(1110)와, 센서부(1110)에서 측정된 뇌파 신호를 처리하는 회로부(1120)를 포함한다. 이러한 뇌파 측정 장치(1101)는 전술한 실시예들의 뇌파 측정 장치 중 어느 하나일 수 있다. 뇌파 측정 장치(1101)는 사람이 상시적으로 착용하는 액세서리 형상을 지니거나 사람이 상시적으로 착용하는 액세서리에 부착되는 형상을 지니, 상시적으로 사람의 뇌파를 측정할 수 있다. 예를 들어, 뇌파 측정 장치(1101)의 하우징은 헤드폰, 이어셋, 이어폰, 모자, 헤어밴드, 안경, 팔목시계, 팔찌, 팔목 밴드 및 안대 중 어느 하나의 형상을 갖거나, 이에 부착되는 형태일 수 있다.
- [0123] 모바일 장치(1200)는 뇌파 측정 장치(1101)에서 획득된 뇌파 신호를 기초로 사용자의 상태를 결정할 수 있다. 도 18을 참조하면, 모바일 장치(1200)는 통신부(1210), 제어부(1220), 메모리부(1240), 및 출력부(1250)를 포함한다. 이러한 모바일 장치(1200)는 이동 전화, 스마트 폰, 태블릿 컴퓨터, 개인 휴대 정보 단말기(PDA), 랩탑 컴퓨터 등이 있을 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0124] 통신부(1210)은 뇌파 측정 장치(1101)의 회로부(1120) 내에 마련된 통신부(도 16의 1123)와 통신한다. 이러한 통신부(1210)은 예를 들어, 무선 랜, 와이파이, 블루투스, 지그비, WFD, UWB, 적외선 통신, BLE, NFC 등과 같은 무선 통신모듈이나 유선 통신모듈을 포함할 수 있다. 통신부(1210)은 뇌파 측정 장치(1101)의 회로부(1120)에서 처리된 뇌파 신호를 수신하고, 제어 명령을 뇌파 측정 장치(1101)의 회로부(1120)에 전송한다.
- [0125] 제어부(1220)는 회로부(1120)로부터 수신한 뇌파 신호를 유의미한 생체 데이터로 가공한다. 이러한 제어부(1220)는 도 19에 도시되듯이 위급상황 예측 모듈(1220)을 포함할 수 있다. 위급상황 예측 모듈(1220)은 가공된 생체 데이터로부터 뇌파 측정 장치(1101)의 착용자, 즉 사용자의 위급상황을 예측한다. 위급상황 예측 모듈(1220)은 소프트웨어로 구현되거나 혹은 하드웨어로 구현될 수 있다. 위급상황 예측 모듈(1220)이 소프트웨어로 구현되는 경우, 상기 위급상황 예측 모듈(1220)은 메모리부(1240)에 저장되어 있다가, 필요한 경우 제어부(1220)에서 실행될 수 있다. 제어부(1220)는 통신부(1210), 메모리부(1240), 및 출력부(1250) 등의 모바일 장치(1200) 내의 유닛들을 제어한다. 메모리부(1240)는 뇌파 처리와 관련된 정보를 저장한다. 일 예로, 메모리부(1240)는 제어부(1220)에서 뇌파 정보를 유의미한 생체 데이터로 가공하기 위하여 뇌파 신호를 평가하는 뇌파 신호 평가모델들(1241)을 포함할 수 있다. 또한, 제어부(1220)에서 뇌파 신호를 평가한 결과 위급상황이라고 판단되는 경우 제어부(1220)가 처리해야 할 위급상황별 시나리오들(1242)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 메모리부(1240)는 위급상황시 연락할 응급센터의 서버 주소, 사용자가 다니는 병원의 서버, 사용자의 집의 개인 컴퓨터, 사용자의 주치의의 전화번호, 보호자의 전화번호, 등을 포함할 수 있다. 출력부(1240)는 생체 데이터나, 생체 데이터와 관련된 정보를 표시하는 디스플레이를 포함할 수 있다. 나아가, 모바일 장치(1200)의 출력부(1240)는 스피커, 진동모듈과 같은 사용자에게 정보를 전달할 수 있는 공지的手段을 더 포함할 수 있다.
- [0126] 뇌는 잠시도 쉬지 않고 움직이기 때문에 뇌파도 항상 발생하고 있으며, 간질, 뇌졸중, 기절, 우울증, 치매, ADHD, 등의 병변은 각기 특유의 뇌파 특징점을 가지고 있다. 또한, 졸음 상태나 스트레스가 높은 상태등에 따른 특유의 뇌파 특징점을 가지고 있다. 따라서, 뇌파 측정 장치(1101)가 뇌파를 측정하는 경우, 제어부(1220)는 수신한 뇌파 신호를 처리하여 뇌파 특징점들을 추출한다. 뇌파 신호 평가모델은 각종 병변 특유의 뇌파 특징점들에 대한 정보를 포함하고 있으며, 위급상황 예측 모듈(1221)은 추출된 뇌파 특징점들을 병변 특유의 뇌파 특징점들과 매칭하여, 사용자의 이상 징후를 판단할 수 있다. 또는, 위급상황 예측 모듈(1221)은 각 병변별로 초기

증상, 중증 증상 등을 점수화하여, 사용자의 현재 상태를 위험도 내지 위급 정도별로 판단할 수도 있다. 위험도란 사용자가 위험한 정도를 의미한다. 위급 정도란 사용자의 상태를 긴급히 타인(예를 들어 의사나 보호자)에게 통지하거나 긴급히 치료를 요하는 정도를 의미한다. 많은 경우에 위험도와 위급 정도는 혼용되어 사용될 수 있으나, 경우에 따라서 위험도는 높으나 위급 정도는 낮을 수 있으며, 또는 그 반대의 경우도 있을 수 있다. 예를 들어, 자동차 운전중 졸음 상태는 위험도는 매우 높으나 위급 정도는 낮다고 볼 수 있다. 이러한 위험도나 위급 정도는 사용자의 상태, 병변의 증상 정도에 따라 분류하거나, 혹은 긴급한 정도에 따라 분류할 수 있다. 가령, 뇌졸중은 아주 급작스럽게 발생하지만, 많은 경우에 있어서 안면마비나, 한쪽 팔이나 다리의 저림, 구음 장애와 같은 전조 증상이 나타난다. 또한, 미니 뇌졸중은 일시적으로 나타났다가 다시 회복되기도 한다. 또한, 뇌졸중이 심한 경우에는 의식장애로 쓰러지기도 하며, 뇌기능에 영구적인 장애를 일으킬 수 있다. 뇌졸중에 의해 어떤 뇌세포는 금방 죽기도 하나, 어떤 세포는 손상되더라도 초기 약물 개입으로 구제될 수 있으며, 또한 초기 치료에 따라 뇌 손상이 번지는 것을 방지할 수 있다. 따라서, 표 1을 참조하여 후술하는 바와 같이, 뇌파를 이용한 뇌졸중에 대한 위험도(또는 위급 정도)의 판단은 뇌졸중의 중증도 정도에 따라 이루어질 수 있다.

- [0127] 도 20 내지 도 22를 참조하여 위급상황 예측 모듈(1221)이 뇌파 신호를 기초로 뇌졸중의 위험도 내지 위급 정도를 판단하는 구체적인 프로세스를 설명하기로 한다.
- [0128] 도 20는 뇌졸중 진단을 위한 뇌파 학습의 프로세스를 도시한다.
- [0129] 도 20를 참조하면, 먼저 뇌졸중과 관련된 학습 데이터를 수집한다(S1310). 이러한 학습 데이터는 예를 들어, EEG 신호, 성별, 나이, 음주, 흡연 등일 수 있으며, 일반인의 데이터와 뇌졸중 환자의 데이터를 모두 포함할 수 있다.
- [0130] 다음으로, 수집된 학습 데이터를 가공하여 뇌졸중과 관련된 특징을 추출한다(Feature Extraction)(S1320). 예를 들어, 주파수 분석(FFT, Wavelet), 복잡도 분석(Multi-scale Entropy, Corelation Dimension) 등 다양한 분석 함수를 단일 혹은 조합하여 사용할 수 있다.
- [0131] 다음으로, 추출된 특징들에서 정확성에 기여도가 높은 최적의 특징을 선별한다(Feature Selection)(S1330). 이와 같은 선별에는 카이제곱 검정법(Chi squared test), 재귀적 특징 제거법(Recursive feature elimination), LASSO, 엘라스틱 넷(Elastic Net), 리지 리그레션(Ridge Regression) 등의 알고리즘을 활용할 수 있다.
- [0132] 다음으로, 학습 알고리즘 및 파라미터를 이용하여 학습을 진행한다(S1340). 학습에는 예를 들어, 다층 퍼셉트론(Multilayer Perceptron), 결정 트리(Decision Tree), 서포트 벡터 머신(Support vector machine), 베이지 네트워크(Bayesian Network) 등의 학습법을 활용할 수 있다.
- [0133] 다음으로, 교차 검증(Cross Validation) 등의 평가방법을 통해 성능평가를 시행하고(S1350), 알고리즘 및 파라미터의 재설정(S1360)을 통해 단계 1320 내지 단계 1340을 반복 실행함으로써, 최적의 뇌졸중 진단모델을 생성한다(S1370).
- [0134] 상기와 같은 뇌졸중 진단모델은 별도의 학습장치에 의해 생성되어 모바일 장치(1200)내에 이식될 수 있다. 또는 모바일 장치(1200)를 학습시킴으로써 구현될 수도 있다. 모바일 장치(1200)를 학습시키는 경우, 모바일 장치(1200) 내에 하드웨어적 혹은 소프트웨어적으로 신경망 회로가 마련되어 있을 수도 있다.
- [0135] 도 21은 모바일 장치(1200)에서의 뇌졸중 평가 프로세스를 도시한다.
- [0136] 도 21을 참조하면, 모바일 장치(1200)는 진단 데이터를 수집한다(S1410). 진단 데이터는 뇌파 측정 장치(1100)에서 센싱된 뇌파 신호를 포함한다. 진단 데이터의 일부는 사용자의 입력이나, 제3 자(의료인, 제조업자 등)에 의해 입력될 수 있다. 이러한 진단 데이터는 학습 데이터와 동일한 조건의 데이터일 수 있다.
- [0137] 다음으로, 모바일 장치(1200)의 제어부(1220)는 진단 데이터를 선처리(Preprocessing)하여 특징을 추출한다(S1420). 이러한 선처리는 학습할 때와 동일한 방법으로 이루어질 수 있다.
- [0138] 다음으로, 추출된 특징을 뇌졸중 평가 모델에 입력하고(S1430), 뇌졸중 평가 모델에 적합한지 여부를 평가함으로써 뇌졸중 여부를 예측한다(S1440).
- [0139] 상기와 같은 뇌졸중 여부의 예측은 뇌졸중의 위험도 판정을 포함할 수 있다.
- [0140] 하기의 표 1은 뇌졸중 평가 모델의 일 예인 NIHSS를 보여준다.

표 1

모델	NIHSS 스코어	뇌졸중 위험도
그룹 0	0 1~42	전체 테스트 세트
그룹 1	0 1~4	중증도 하
그룹 2	0 5~15	중증도 중
그룹 3	0 16~20	중증도 상
그룹 4	0 21~42	중증도 최상

[0141]

[0142]

NIHSS(National Institutes of Health Stroke Scale)은 미국 국립 보건원의 뇌졸중 척도로서, 상기 표 1에서 그룹들은 NIHSS 스코어에 따라 분류된 것이다. 그룹 0 평가 모델은 뇌졸중 발병 유무를 평가하는 모델이며, 그룹 1~4 평가 모델은 뇌졸중의 중증도를 평가하는 모델들이다.

[0143]

도 22는 상기와 같은 그룹 0~4 평가 모델을 이용한 뇌졸중 평가에 따른 위험도 판정의 일예의 순서도이다.

[0144]

도 22를 참조하면, 뇌파 신호를 지속적으로 취득하고(S1510), 취득된 뇌파 신호를 그룹 0 평가모델에 매칭한다(S1520). 만일, 취득된 뇌파 신호가 그룹 0 평가모델에 매칭되지 않으면, 다시 뇌파 신호를 취득하는 프로세스를 반복함으로써 하여 뇌졸중 발병여부를 지속적으로 모니터링 한다. 취득된 뇌파 신호가 그룹 0 평가모델에 매칭되지 않는다는 것은, 취득된 뇌파 신호를 그룹 0 평가모델에 적용한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 0으로 나온다는 것을 의미한다. NIHSS 스코어 0은 뇌졸중이 발생되지 않았음을 의미하므로, 취득된 뇌파 신호가 그룹 0 평가모델에 매칭되지 않는다면, 뇌졸중이 발생되지 않았고, 따라서 뇌졸중 위험도가 없다고 판정할 수 있다(S1530).

[0145]

만일, 취득된 뇌파 신호가 그룹 0 평가모델에 매칭된다면, 뇌졸중 중증도를 평가하는 프로세스로 넘어간다. 달리 말하면, 취득된 뇌파 신호를 그룹 0 평가모델에 적용한 결과로 얻어진 값이 NIHSS 스코어 1 이상의 값이 나온다면, 뇌졸중이 발생한 것으로 판단할 수 있는바, 뇌졸중 중증도를 평가하는 프로세스를 진행한다(S1540~S1610).

[0146]

먼저 취득된 뇌파 신호를 그룹 4 평가모델에 매칭한다(S1540). 그룹 4 평가모델에 매칭한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 21~42의 범위 내에 있게 된다면, 뇌졸중의 위험도가 최상이라고 판정한다(S1550). 그룹 4 평가모델에 매칭한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 21~42 범위를 벗어나면, 취득된 뇌파 신호를 그룹 3 평가모델에 매칭하는 단계(S1560)로 넘어간다.

[0147]

다음으로, 취득된 뇌파 신호를 그룹 3 평가모델에 매칭한다(S1560). 그룹 3 평가모델에 매칭한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 16~20의 범위 내에 있게 된다면, 뇌졸중의 위험도가 상이라고 판정한다(S1570). 그룹 3 평가모델에 매칭한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 16~20 범위를 벗어나면, 취득된 뇌파 신호를 그룹 2 평가모델에 매칭하는 단계(S1580)로 넘어간다.

[0148]

다음으로, 취득된 뇌파 신호를 그룹 2 평가모델에 매칭한다(S1580). 그룹 2 평가모델에 매칭한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 5~15의 범위 내에 있게 된다면, 뇌졸중의 위험도가 중이라고 판정한다(S1590). 그룹 2 평가모델에 매칭한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 5~15 범위를 벗어나면, 취득된 뇌파 신호를 그룹 1 평가모델에 매칭하는 단계(S1600)로 넘어간다.

[0149]

다음으로, 취득된 뇌파 신호를 그룹 1 평가모델에 매칭한다(S1600). 그룹 1 평가모델에 매칭한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 1~4의 범위 내에 있게 된다면, 뇌졸중의 위험도가 하이라고 판정한다(S1610). 그룹 1 평가모델에 매칭한 결과로 산출된 값이 NIHSS 스코어 1~4 범위를 벗어나면, 종료하고, 다시 뇌파 신호를 취득하는 프로세스(S1510)로 넘어갈 수 있다.

[0150]

뇌졸중의 위험도 평가는 서로 다른 방법이 적용된 평가모델들을 통합하여 이루어질 수도 있다. 예를 들어 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform, FFT) 방법, 멀티스케일 엔트로피(Multi-scale Entropy, MSE) 방법, 상관차원(Correlation Dimension) 방법을 적용한다고 한다면, FFT 결과를 학습한 평가모델(FFT_MODEL), MSE 결과를 학습한 평가모델(MSE_MODEL), 상관차원 결과를 학습한 평가모델(Core1_MODEL)을 각각 학습하여 교차 검증(Cross Validation)을 통해 성능을 평가할 수 있다. 각 평가모델의 평가결과(TrainResult)는 0~1 사이의 값으로 도출된다. 각 평가모델의 평가결과에 아래와 같은 수식식 8~10을 사용하여 가중치를 계산할 수 있다.

수학식 8

$$\text{Weight}_{\text{FFTMODEL}} = \frac{\text{TrainResult}_{\text{FFTMODEL}}}{(\text{TrainResult}_{\text{FFTMODEL}} + \text{TrainResult}_{\text{MSEMODEL}} + \text{TrainResult}_{\text{CorelMODEL}})}$$

수학식 9

$$\text{Weight}_{\text{MSEMODEL}} = \frac{\text{TrainResult}_{\text{MSEMODEL}}}{(\text{TrainResult}_{\text{FFTMODEL}} + \text{TrainResult}_{\text{MSEMODEL}} + \text{TrainResult}_{\text{CorelMODEL}})}$$

수학식 10

$$\text{Weight}_{\text{CorelMODEL}} = \frac{\text{TrainResult}_{\text{CorelMODEL}}}{(\text{TrainResult}_{\text{FFTMODEL}} + \text{TrainResult}_{\text{MSEMODEL}} + \text{TrainResult}_{\text{CorelMODEL}})}$$

최종 뇌졸중 평가결과(PredictResult)는 아래의 수학식 11을 사용하여 얻어질 수 있다.

수학식 11

$$\text{PredictResult} = \text{PredictResult}_{\text{FFTMODEL}} * \text{Weight}_{\text{FFTMODEL}} + \text{PredictResult}_{\text{MSEMODEL}} * \text{Weight}_{\text{MSEMODEL}} + \text{PredictResult}_{\text{CorelMODEL}} * \text{Weight}_{\text{CorelMODEL}}$$

수학식 11에서 최종 뇌졸중 평가결과는 0~1 사이의 값으로 표현되며, 이 결과는 뇌졸중 가능성을 나타낸다.

표 2는 최종 뇌졸중 평가결과(PredictResult)의 값에 따른 뇌졸중 가능성을 보여준다.

표 2

PredictResult (x)	뇌졸중 가능성
$0 \leq x < 0.3$	정상
$0.3 \leq x < 0.7$	뇌졸중 의심
$0.7 \leq x \leq 1$	뇌졸중 가능성 높음

상기와 같이 위급상황 예측 모듈(1221)은 뇌파 신호 측정 장치(1100)로부터 수신한 뇌파 신호를 기초로 뇌졸중의 위험도를 판단할 수 있으며, 만일 위급상황 예측 모듈(1221)이 사용자의 현재 상태가 위급상황이라고 판단되는 경우, 제어부(1220)는 메모리부(1240)에 저장되어 있는 상황별 대응 시나리오에 따라 프로세스를 진행할 수 있다.

예를 들어, 위험도는 제1 위험도와, 상기 제1 위험도보다 높은 제2 위험도로 나누어 볼 수 있다. 이때 제1 위험도는 긴급하지 않고 사용자가 위험을 인지하면 충분한 상태이고, 제2 위험도는 병원이나 보호자가 사용자의 위험상태를 긴급히 알아야 할 정도의 위급 상황일 수 있다. 가령, 표 1을 참조한 뇌졸중 평가 모델에서 그룹 1은

제1 위험도로 간주하고, 그룹 2~4는 제2 위험도로 간주할 수 있다. 표 2를 참조한 뇌졸중 평가 모델에서 뇌졸중 평가결과가 0.3 내지 0.7인 경우 제1 위험도로 간주하고, 0.7 내지 1인 경우 제2 위험도로 간주할 수 있다. 위급상황 예측 모듈(1221)이 뇌졸중의 초기 상태라고 판단되는 경우, 제1 위험도에 해당된다고 보아 제어부(1220)는 모바일 장치(1200)의 출력부(1250)를 통해 경보를 발행할 수 있다. 경보는 예를 들어 출력부(1250)에 사용자에게 뇌졸중의 초기 상태임을 알리는 경고 문구나 표시를 디스플레이하는 것일 수 있으며, 나아가, 사용자에게 병원에 조속히 가서 진단을 받아볼 것을 추천하는 문구를 포함할 수 있다. 모바일 장치(1200)가 스피커나 진동모듈을 포함하고 있는 경우, 경보는 스피커나 진동모듈을 통해 이루어질 수 있음은 물론이다. 위급상황 예측 모듈(1220)이 뇌졸중이 심각한 상태라고 판단하는 경우, 제2 위험도에 해당된다고 보아, 제어부(1220)는 통신부(1210)를 통해 기저장된 응급센터나 병원 혹은 보호자에게 사용자의 위급 상황에 대한 정보를 알리는 동작을 수행할 수 있다. 위급 상황에 대한 정보에는 사용자의 신원정보와 함께, 뇌파 측정 장치(1100)에서 획득한 뇌파정보나, 모바일 장치(1200)에서 판단한 사용자의 뇌졸중 중증도 정보를 포함할 수 있다. 나아가, 위급 상황에 대한 정보에는 모바일 장치(1200)가 GPS(Global Positioning System)과 같은 위치추적장치를 포함하고 있는 경우, 모바일 장치(1200)의 위치 정보(즉, 사용자의 위치 정보)를 포함할 수 있다. 또는 위급 상황에 대한 정보에는 사용자의 치료 내력이나, 기설정된 병원이나 주치의에 대한 연락처를 포함할 수 있을 것이다.

[0161] 위험도의 단계는 좀 더 세분화될 수 있다. 가령, 표 1을 참조한 뇌졸중 평가 모델에서 그룹 4는 뇌졸중 중증도 최상에 해당되는데, 이 경우 매우 긴급한 치료 조치가 요구되는 최고 위험도 상태로 간주될 수 있다. 따라서 위급상황 예측 모듈(1221)이 뇌졸중이 최고로 최고 위험도 상태라고 판단하는 경우, 제어부(1220)는 모바일 장치(1200) 자체의 스피커(미도시)를 통해 주변에 응급상황임을 최고 볼륨으로 알리거나, 기저장된 응급센터나 병원의 서버를 통해 사용자의 위치에 인접한 응급요원, 의사 등에게 통지하여 사용자의 응급상황을 긴급히 처리하도록 할 수도 있을 것이다. 위급상황 예측 모듈(1221)이 뇌졸중이 최고 위험도 상태로 판단하는 경우, 제어부(1220)는 모바일 통신 사업자에게 사용자가 있는 위치에 인접하면서 통신가능한 모바일 장치에 위급상황을 알리고 도움을 요청하는 메시지를 전송하도록 요청할 수도 있을 것이다.

[0162] 도 23은 다른 실시예에 따른 모바일 장치(1201)의 제어부(1220)와 메모리부(1240)의 블록도를 도시한다. 도 23을 참조하면, 제어부(1220)는 생체의사 추론 모듈(1223)을 포함한다. 생체의사 추론 모듈(1223)은 가공된 뇌파 정보로부터 뇌파 측정 장치(1101)의 착용자의 생각하는 바, 즉 의사를 추론한다. 메모리부(1240)는 생체의사 추론모델들(1245)을 포함하며, 생체의사 추론모델들(1245)에 의해 추정되는 제어명령들 세트(1246)를 저장한다. 생체의사 추론모델들(1245)은 뇌파의 패턴과 생체의 의사의 상관관계를 모델링한 것이다. 예를 들어, 뇌파 측정 장치(1101)가 뇌파를 측정하는 경우, 수신한 뇌파 정보를 주파수 성분 분석하여, α 파, β 파, γ 파 등으로 뇌파를 분류할 수 있다. α 파, β 파, γ 파 등의 뇌파는 1~20Hz 영역에서 주로 나타나게 되는데, 뇌의 활동 상태에 따라 주된 주파수가 나타나는 영역이 변화하게 된다. 이러한 α 파, β 파, γ 파 등의 뇌파는 뇌의 활동 상태와 연관이 있다. 예를 들어, α 파는 전두엽과 측두엽에서 주로 측정되는 파로 이완된 상태의 뇌에서 주로 발생한다. β 파는 불안이나 긴장, 집중할 때 일어나는 파동으로 전두엽에서 가장 강하게 나타난다. 이러한 주파수의 특성과 뇌파 발생 위치를 결합하면 뇌의 어떠한 부분이 지금 활성화되어 있는지 예측할 수 있다. 뇌는 위치별로 특정 기능을 가진다는 점을 고려하면, 뇌가 하는 일에 대한 정보를 얻을 수 있다. 생체의사 추론 모듈(1223)은 획득된 뇌파 신호와 생체의사 추론모델들을 매칭하여, 매칭되는 생체의사 추론모델로부터 사용자의 의사를 추론한다. 제어부(도 18의 1220)는, 생체의사 추론 모듈(1223)에서 추론된 사용자의 의사에 기초하여 모바일 장치(1200)나 다른 전자장치에 대한 제어명령을 생성할 수 있다. 생체의사 추론 모듈(1223) 및 메모리부(1240)를 제외한 나머지 구성요소들은 전술한 실시예의 모바일 장치(1200)와 실질적으로 동일하다.

[0163] 전술한 실시예는 위급상황 예측모듈(도 19의 1221)이나 생체의사 추론모듈(1223) 중 어느 하나가 모바일 장치(1200)에 마련된 경우를 예로 들어 설명하고 있으나, 둘 다 모바일 장치(1200)에 마련될 수 있음은 물론이다. 그밖에, 모바일 장치(1200)는 제어부(1220)에서 처리된 생체 데이터를 기초로, 사용자에게 최적화된 건강관리모듈, 투약관리모듈 등을 포함할 수 있을 것이다.

[0164] 도 24는 또 다른 실시예에 따른 뇌파 측정 시스템을 개략적으로 도시하며, 도 25는 도 24의 뇌파 측정 시스템에서 컴퓨터 장치(1700)의 개략적인 블록도를 도시한다. 도 24 및 도 25을 참조하면, 본 실시예의 뇌파 측정 시스템은 뇌파 측정 장치(1102), 뇌파 측정 장치(1102)와 유선 혹은 무선으로 연결되는 모바일 장치(1201), 및 모바일 장치(1201)와 직접 혹은 네트워크로 연결되는 컴퓨터 장치(1700)를 포함할 수 있다.

[0165] 컴퓨터 장치(1700)는 모바일 장치(1201)와 통신하는 통신부(1710), 모바일 장치(1201)로부터 수신한 뇌파 신호를 처리하고 컴퓨터 장치(1700) 내의 각종 유닛을 제어하는 제어부(1720), 뇌파 처리와 관련된 정보를 저장한 데이터 저장부(1740)를 포함한다. 통신부(1710)는 예를 들어, 무선 랜, 와이파이, 블루투스, 지그비, WFD,

UWB, 적외선 통신, BLE, NFC 등과 같은 무선 통신모듈이나 유선 통신모듈을 포함할 수 있다.

- [0166] 컴퓨터 장치(1700)는 뇌파 신호 처리의 적어도 일부분 혹은 전부를 처리할 수 있다. 모바일 장치(1201)는 뇌파 측정 장치(1102)에서 수신한 뇌파 정보를 컴퓨터 장치(1700)로 전송하고, 컴퓨터 장치(1700)에서 분석된 사용자의 상태에 대한 정보를 수신받는다. 도 17 내지 도 23을 참조하여 설명한 실시예는 모바일 장치(1200)에서 뇌졸중 위험도 분석이나 사용자의 의사추론과 같은 뇌파 신호 처리를 모두 수행하는 예를 설명하고 있는데, 본 실시예는 모바일 장치(1201)에서 뇌파 신호 처리의 일부분만을 하거나 혹은 전혀 하지 않고, 뇌파 측정 장치(1102)에서 수신한 뇌파 신호를 그대로 컴퓨터 장치(1700)로 전송하거나 혹은 일부분 처리한 상태로 컴퓨터 장치(1700)로 전송한다. 데이터 저장부(1740)는 뇌파 신호를 평가하는데 사용되는 뇌파 신호 평가모델들을 포함하고, 제어부(1720)는 이러한 뇌파 신호 평가모델들에 기초하여 사용자의 위급상황을 판단하거나 의사를 추론할 수 있다.
- [0167] 컴퓨터 장치(1700)는 예를 들어 병원의 서버, 응급센터에 있는 서버, 또는 사용자의 집에 있는 개인용 컴퓨터일 수 있다. 모바일 장치(1201)는 뇌파 측정 장치(1102)를 통해 수집된 사용자의 생체정보를 컴퓨터 장치(1700)에 전송하고, 컴퓨터 장치(1700)는 수신한 사용자의 생체정보를 저장하고, 사용자의 현재 상태에 매칭되는 시나리오에 따라 후속 절차를 진행하도록 할 수 있다.
- [0168] 다른 예로, 컴퓨터 장치(1700)는 모바일 장치(1201)에 의해 제어가능한 전자 기기일 수 있다. 이 경우, 뇌파 측정 시스템은 도 17 내지 도 23을 참조하여 설명하는 뇌파 측정 시스템에 단순히 컴퓨터 장치(1700)가 더 추가된 구성으로 이해될 수도 있다. 즉, 뇌졸중 위험도 분석이나 사용자의 의사추론과 같은 뇌파 신호 처리는 모바일 장치(1201)에서 수행되고, 컴퓨터 장치(1700)는 모바일 장치(1201)에 의해 제어되는 전자 장치(예를 들어, 텔레비전, 조명기구, 도어락, 에어컨, 등과 같은 가전 장치)일 수 있다. 가령, 전술한 바와 같이 뇌파 측정 장치(1102)가 사용자의 뇌파를 측정하는 경우, 모바일 장치(1201)는 사용자의 의사를 추론하여 컴퓨터 장치(1700)를 제어하는 제어명령을 생성할 수도 있을 것이다.
- [0169] 도 26은 또 다른 실시예에 따른 뇌파 측정 시스템을 개략적으로 도시한다. 도 26을 참조하면, 본 실시예의 뇌파 측정 시스템은 뇌파 측정 장치(1103) 및 뇌파 측정 장치(1103)와 네트워크로 연결되는 컴퓨터 장치(1701)를 포함한다. 본 실시예의 뇌파 측정 장치(1103)는 모바일 장치(도 17의 1200 참조) 없이 컴퓨터 장치(1701)에 직접적으로 연결된다. 뇌파 측정 장치(1103)는 네트워크에 접속가능한 통신부(도 16의 145)를 포함하여, 컴퓨터 장치(1301)에 네트워크를 통해 접속될 수도 있다.
- [0170] 도 18 내지 도 23을 참조하여 설명한 뇌파 신호 처리 프로세서는 뇌파 측정 장치(1103)에서 실행될 수도 있다. 가령, 뇌파 측정 장치(1103)의 회로부(도 16의 140 참조) 내의 제어부(1121)는 위급상황 예측모듈이나 생체의사추정모듈을 포함할 수 있으며, 메모리(144)는 각종 뇌파 신호 평가모델들과, 위급상황 대응시나리오 등에 대한 정보를 저장할 수 있다. 제어부(1122)는 신호처리부(1121)에서 처리된 뇌파 신호를 기초로 사용자의 상태를 판단하고, 나아가 판단된 사용자의 상태에 대한 정보에 따라 후속하는 절차들을 제어한다. 다른 예로, 도 24 및 도 25을 참조하여 설명한 실시예처럼 뇌파 신호 처리 프로세서는 컴퓨터 장치(1701)에서 실행될 수도 있다.
- [0171] 컴퓨터 장치(1701)는 예를 들어 병원, 응급센터에 있는 서버이거나, 사용자의 집에 있는 데스크탑 컴퓨터, 노트북 등일 수 있다. 나아가, 컴퓨터 장치(1701)는 네트워크 접속 가능한 가전 기기일 수도 있다. 예를 들어, 사용자의 집에 무선 액세스 포인트(wireless access point, WAP)를 갖는 네트워크 환경이 마련되어 있고, 가전 기기들이 네트워크 접속 가능한 경우, 뇌파 측정 장치(1103)는 무선 액세스 포인트를 통해 네트워크에 접속함으로써, 가전 기기들을 제어할 수 있을 것이다.
- [0172] 도 27은 또 다른 실시예에 따른 뇌파 측정 시스템을 개략적으로 도시한다. 도 27을 참조하면, 본 실시예의 뇌파 측정 시스템은 생체 신호 측정 장치(1104) 및 모바일 장치(1202)를 포함한다. 생체 신호 측정 장치(1104)는 제1 센서부(1130)와 제2 센서부(1140)를 포함한다. 제1 센서부(1130)는 뇌파를 측정하는 것으로서, 전술한 실시예들의 뇌파 측정 장치의 센서부일 수 있다. 제2 센서부(1140)는 뇌파 신호 외에 생체 신호(예를 들어, 심전도, 근전도, 신경전도, 또는 안전도)를 측정하는 센서 전극이나, 사용자의 상태를 측정하는 추가적인 센서를 포함한다. 예를 들어, 제2 센서부(1140)는 자이로스코프 센서, 가속도 센서, GPS, 지자기 센서, 및 조도센서 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다. 이러한 뇌파 측정 시스템은 도 17 내지 도 23을 참조하여 설명한 뇌파 측정 장치에 제2 센서부(1140)가 추가적으로 마련된 경우로 이해될 수 있다. 생체 신호 측정 장치(1104)는 제1 센서부(1130)를 통해 사용자의 뇌파 신호로부터 얻어지는 뇌파 정보를 획득하고, 제2 센서부(1140)를 통해 사용자의 위치 정보, 사용자가 넘어졌는지 여부, 사용자가 배회하는지 여부 등에 대한 주변 정보를 수집한다. 생체 신호 측정 장치(1104)는 뇌파 정보와 함께 주변 정보를 모바일 장치(1202)에 전송하고, 모바일 장치(1202)는 뇌파 정보와 주변 정보를 모두 취합하여 사용자의 현재 상태에 대해 좀 더 정확한 판단을 할 수 있다. 제2 센서부(1140)

(1140)는 생체 신호 측정 장치(1104) 대신에 모바일 장치(1202)에 마련될 수도 있다. 모바일 장치(1202)는 생체 신호를 처리하는 장치의 일 예이고, 이에 한정되는 것은 아니다. 예를 들어, 모바일 장치(1202) 대신에 네트워크로 연결되는 컴퓨터 장치일 수 있다. 또는, 생체 신호 측정 장치(1104) 자체에서 뇌파 신호 및 추가적인 정보를 모두 처리할 수도 있을 것이다.

[0173] 다음으로, 전술한 실시예들의 뇌파 측정 시스템이 적용되는 예들을 설명한다.

[0174] 전술한 실시예들의 뇌파 측정 시스템은 의료 분야에 적용될 수 있다. 전술한 바와 같이 뇌파 측정 장치는 다양한 형태로 제작하여 일상생활에서 활용 가능하다. 예를 들어, 뇌파 측정 장치는 모자, 안경, 헤어밴드, 머리핀, 안대, 패치, 배게, 시계, 목걸이, HMD, 등의 형태로 제작되거나, 이들에 결합될 수 있다. 따라서, 사용자가 상시적으로 뇌파 측정 장치를 착용하고 있으면, 획득된 사용자의 생체정보를 병원과 연계하여 질병을 예방하거나 신속하게 진단할 수 있다. 예를 들어, 뇌파로 질병을 모니터링하고 위급상황이 예측되거나 발생시 사용자에게 알림. 동시에 사용자의 위치 등의 상황정보와 함께 해당 내용(간질, 뇌졸중 등)을 의료기관, 의료 종사자에게 전달하여 질병의 진단, 응급 구조, 치료를 받을 수 있도록 조치할 수 있다.

[0175] 다른 예로, 치매 환자가 길을 잃었을 경우 불안함, 당황스러움 등을 분석하고 장시간 평소 다니던 길과 다른 길을 배회할 때 환자의 위치 정보와 함께 상태 정보를 지인, 경찰 등에 제공하여 실종을 방지할 수 있다.

[0176] 또 다른 예로, 사용자 특성(ADHD 증상, 연령 등)에 따른 맞춤형 뉴로 피드백(집중력 강화 훈련)을 제공할 수도 있다.

[0177] 또 다른 예로, 뇌파 신호로부터 우울증 지표를 생성하고, 이를 사용자나 의료진에게 알림으로써, 지속적인 진단을 할 수 있도록 할 수 있다. 가령, 뇌파 측정을 통해 우울증 지표가 높아지게 되면, 사용자에게 우울증 약물의 투약을 권하거나 지시하는 메시지를 출력하도록 하여 투약 관리를 할 수 있다. 또는 우울증 약물의 투약에 따른 현재 치료 단계를 뇌파 측정을 통해 알려주고 꾸준한 치료 유도. 투약 이력에 따른 효과를 뇌파 측정을 통해 추정하여 투약 전후의 차이점을 알릴 수 있다. 투약 효과를 치료에 대한 의지를 가질 수 있는 방향으로 알려주어 장기간의 치료 기간을 계속 유지할 수 있도록 도와줄 수 있다. 또한, 히스토리 정보를 지인 및 의료진에게 공유하여 적절한 조치를 취할 수 있도록 할 수 있다.

[0178] 또 다른 예로, 아기 뇌파를 측정하여 의사 표현(배고픔, 아픔, 싫음 등) 인지할 수도 있다. 뇌파를 이용하므로 울지 않아도 아기 의사 파악 가능. 배고픔, 지루함, 불편함, 졸림, 스트레스, 수면 상태(잠, 깨어남), 감정상태(좋다, 싫다) 등의 상태를 파악할 수 있다.

[0179] 또 다른 예로, 다양한 폼팩터를 이용한 멀티모달(Multimodal) 정보를 추출할 수도 있다. 예를 들어, 뇌파 외에도, 체온, 심박, 꼬덕임, 눈깜박임, 뉘척임 등을 동시에 측정하여, 정확한 의사 표현 추정 및 건강 관리를 할 수 있다.

[0180] 또 다른 예로서, 전술한 실시예들의 뇌파 측정 시스템은 안전 및 수송 분야에 적용될 수 있다. 전술한 바와 같이 뇌파 측정 장치는 다양한 형태로 제작할 수 있으므로, 운전자 좌석, 모자, 안경, 헤어밴드, 머리핀, 안대, 패치, 배게, 등의 형태로 제작되거나, 이들에 결합될 수 있다. 따라서, 뇌파 측정 장치는 상시적으로 사용자의 뇌파 신호를 측정할 수 있다. 예를 들어, 뇌파 센서가 달린 뇌파 측정 장치를 머리에 착용하고 있으면, 안전 및 수송 업계 관련 종사자들의 수면 상태를 진단(즉, 졸음 상태 및 집중도 저하 감지)하여 알람을 울려줄 수 있다.

[0181] 또 다른 예로서, 전술한 실시예들의 뇌파 측정 시스템은 게임 분야에 적용될 수 있다. 일 예로, 뇌파 측정 장치를 머리에 착용하여, 게임을 컨트롤하거나 Effect를 출력할 수 있다. 다른 예로, 뇌파를 이용한 명령 전송을 통해 가상의 캐릭터 컨트롤(Brain Computer Interface, BCI)을 할 수 있다. 또 다른 예로, 뇌파 상태(기분)를 접목하여 인터랙티브한 게임 효과를 표현할 수 있다. 예를 들어, 흥분 상태 시, 가상의 캐릭터의 화면 표시 혹은 이펙트를 게임에 반영할 수 있다.

[0182] 또 다른 예로서, 전술한 실시예들의 뇌파 측정 시스템은 가전 분야에 적용될 수 있다. 전술한 바와 같이 뇌파 측정 장치는 다양한 형태로 제작하여 일상생활에서 활용 가능하다. 예를 들어, 뇌파 측정 장치는 모자, 안경, 헤어밴드, 머리핀, 안대, 패치, 배게, 시계, 목걸이, 등의 형태로 제작되거나, 이들에 결합될 수 있다. 일 예로, 뇌파 측정 장치를 머리에 착용하여, 사용자와 스마트 홈 및 가전 제품을 연동(명령)할 수 있다.

[0183] 또 다른 예로, 뇌파 측정 장치를 이용한 사용자 상태 모니터링을 함으로써, 사용자 응급 상황(갑작스런 쓰러짐, 뇌질환 발생시) 스마트홈을 통해 구호기관 신고할 수 있다.

[0184] 또 다른 예로, BT, GPS, 가속도센서, 모션센서 등을 추가로 연계하여 사용자의 상태를 실시간 모니터링을 하고,

스마트 홈(가전)에 전송할 수도 있다.

- [0185] 또 다른 예로, 뇌파를 이용한 수면 상태, 수면 깊이를 감지하여 스마트 가전 작동 명령 전송하여, 수면 뇌파 감지를 통한 취침시, 취침 중, 기상시 조명 및 실내온도, 실내 습도 등을 컨트롤을 할 수도 있다.
- [0186] 또 다른 예로, 수면 뇌파 감지를 통해 취침시, 기상시에 배경 음악 컨트롤을 할 수도 있다.
- [0187] 또 다른 예로, TV 등 멀티미디어 콘텐츠를 감상 시, 사용자의 뇌파를 분석하여 사용자의 관심도/흥미도/집중도가 높은 구간을 선별하여 하이라이트 콘텐츠를 제작하고 기기간 연결을 통해 또는 클라우드를 통해 지인들과 공유할 수도 있다.
- [0188] 또 다른 예로, 아기 뇌파를 측정하여 배고픔, 아픔, 싫음과 같은 의사 표현을 인지할 수도 있다. 뇌파를 이용하므로 울지 않아도 배고픔, 지루함, 불편함, 졸림, 스트레스, 수면 상태(잠, 깨어남), 감정상태(좋다, 싫다) 등의 아기 의사 파악 가능하다.
- [0189] 뇌파 외에도 다양한 품팩터를 이용하여 체온, 심박, 꼬덕임, 눈깜박임, 뉘척임과 같은 멀티모달 정보를 추가적으로 추출하여, 정확한 의사 표현 추정 및 건강 관리를 할 수도 있다.
- [0190] 또 다른 예로, 전술한 실시예들의 뇌파 측정 시스템은 모바일 장치와 결합하여 실생활 분야에 적용될 수 있다. 뇌파 측정 장치를 머리에 착용하여, 사용자의 뇌파를 실시간을 분석하는 헬스케어 모니터링 시스템을 구축할 수 있다. 일 예로, 뇌파 측정 장치를 머리에 착용하여, 뇌파를 이용하여 스마트폰을 조작할 수도 있다.
- [0191] 또 다른 예로, 실시간 뇌파 분석하여, 문제 발생시 즉각적인 알람을 발생시키고, 사용자 뇌파 학습을 통해 특정 APP 실행하거나, 문자 입력을 할 수도 있다.
- [0192] 또 다른 예로, 뇌파를 이용한 투약관리. 약을 복용 전의 뇌파와 약을 복용 후의 뇌파를 구분하여 복용 시점이 되었는데 약 복용이 되지 않은 경우를 판단하여 알람을 전달할 수도 있다.
- [0193] 또 다른 예로, 사진 촬영 시, 사진과 함께 감정을 저장하고 이후 사진과 함께 감정 정보를 보여주어 회상을 통해 기억력을 강화할 수 있는 사진 세렌디피티(photo serendipity) 서비스를 제공할 수도 있다.
- [0194] 또 다른 예로, 뇌파를 이용하여 사진을 촬영을 셔터링할 수 있다. 나아가, 뇌파를 이용하여 사용자의 얼굴 이미지를 분석하여 사진 촬영도 할 수 있다.
- [0195] 또 다른 예로, 촬영 사진을 저장할 때 기쁨, 우울, 감동, 슬픔, 분노, 사랑과 같은 감정으로는 뇌파로 분석할 수도 있다.
- [0196] 또 다른 예로, 사진을 단말 사용 행태에 자연스럽게 적용할 수 있도록 단말의 홈 스크린, 전자 열쇠 스크린(Lock screen) 등에 표시해 줄 수도 있다. 추가로 전자 열쇠 스크린에서 사진의 위치, 시간, 인물 관련 퀴즈를 제공하여 정답을 맞출 경우 락 해제하여 기억력 강화 훈련을 제공할 수도 있다.
- [0197] 또 다른 예로, 뇌파를 이용하여 하루 중 집중력이 높은 시점을 알려주고 상황을 기록하여 자동으로 일기를 작성할 수도 있다. 가령, 하루 일과 중 집중도가 높은 시점을 자동으로 알려주고 해당 상황을 기록할 수 있게 도와줄 수도 있다. 작성된 메모들을 이용하여 하루 중 중요했던 시점들의 상황을 자동으로 일기처럼 작성할 수도 있다.
- [0198] 또 다른 예로, 뇌파로 우울한 감정을 측정하고, 감정에 적합한 이모티콘, 사진을 SNS/블로그에 공유하여 관심 유도할 수도 있다.
- [0199] 또 다른 예로, 얼굴 표정, 전화 통화 목소리, SNS/블로그의 개인 메시지를 통한 우울감 분석으로 쉬운 입력(Easy Input) 기능을 제공할 수도 있다.
- [0200] 또 다른 예로, SNS/블로그에 감정 공유 시, 이모티콘, 사진, 음악 등 다양한 UI/UX적 표현 방법으로 지인들의 관심 유도할 수도 있다.
- [0201] 또 다른 예로, 개인의 성격, 환경을 고려하여 개인 맞춤형 우울감을 판단할 수도 있다.
- [0202] 또 다른 예로, 온라인, 오프라인 쇼핑 시, 뇌파를 이용하여 사용자 선호도를 파악하고 선호도에 따라서 북마크 서비스를 제공할 수도 있다.
- [0203] 또 다른 예로, 전술한 실시예들의 뇌파 측정 시스템은 교육 분야에 적용될 수 있다. 뇌파 센서가 달린 장치를 머리에 착용하여, 사용자의 교육 성취도, 흥미도 파악에 따른 맞춤형 교육을 제공할 수 있다. 또한, 교육생의

집중도, 흥분도, 스트레스 지수 분석을 통한 교육 과정 및 난이도, 교육 방법에 대한 개인화된 서비스를 제공할 수 있다. 나아가, 뇌파로 학습자의 이해도 및 집중도를 파악하여 교육 학습을 강화할 수 있는 부가 정보(hint)나 집중도 향상을 위한 자극을 제공할 수 있으며, 이해도에 따른 콘텐츠 종류를 바꿔주어 수업 난이도를 조절할 수 있다.

[0204] 또 다른 예로, 전술한 실시예들의 뇌파 측정 시스템은 엔터테인먼트 분야에 적용될 수 있다. 뇌파 센서가 달린 장치를 머리에 착용하여, 사용자 기분에 따른 콘텐츠를 추천하는 서비스를 제공할 수 있다. 또한, 집중도, 스트레스 지수, 불안감 등에 대한 종합적인 측정을 하여, 사용자 기분에 따른 바탕화면 변화, 사용자 기분에 따른 음악 자동 추천, 사용자 기분에 따른 앱(App) 추천, 사용자 기분에 따른 맛집 추천, 사용자 기분에 따른 장소 추천, 사용자 기분에 따른 여행지 추천, 사용자 기분에 따른 쇼핑 콘텐츠 추천, 사용자 기분에 따른 화면 밝기 조정, 사용자 기분에 따른 화면 폰트 변경, 사용자 기분에 따른 액자(사진) 출력 등을 제공할 수 있다.

[0205] 전술한 실시예들에 따른 장치는 프로세서, 프로그램 데이터를 저장하고 실행하는 메모리, 디스크 드라이브와 같은 영구 저장부(permanent storage), 외부 장치와 통신하는 통신 포트, 터치 패널, 키(key), 버튼 등과 같은 사용자 인터페이스 장치 등을 포함할 수 있다. 소프트웨어 모듈 또는 알고리즘으로 구현되는 방법들은 상기 프로세서상에서 실행 가능한 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드들 또는 프로그램 명령들로서 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체 상에 저장될 수 있다. 여기서 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체로 마그네틱 저장 매체(예컨대, ROM(read-only memory), RAM(random-access memory), 플로피 디스크, 하드 디스크 등) 및 광학적 판독 매체(예컨대, 시디롬(CD-ROM), 디브이디(DVD: Digital Versatile Disc)) 등이 있다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템들에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 판독 가능한 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 매체는 컴퓨터에 의해 판독가능하며, 메모리에 저장되고, 프로세서에서 실행될 수 있다.

[0206] 본 실시 예는 기능적인 블록 구성들 및 다양한 처리 단계들로 나타내어질 수 있다. 이러한 기능 블록들은 특정 기능들을 실행하는 다양한 개수의 하드웨어 또는/및 소프트웨어 구성들로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시 예는 하나 이상의 마이크로프로세서들의 제어 또는 다른 제어 장치들에 의해서 다양한 기능들을 실행할 수 있는, 메모리, 프로세싱, 로직(logic), 룩 업 테이블(look-up table) 등과 같은 직접 회로 구성들을 채용할 수 있다. 구성 요소들이 소프트웨어 프로그래밍 또는 소프트웨어 요소들로 실행될 수 있는 것과 유사하게, 본 실시 예는 데이터 구조, 프로세스들, 루틴들 또는 다른 프로그래밍 구성들의 조합으로 구현되는 다양한 알고리즘을 포함하여, C, C++, 자바(Java), 어셈블리(assembler) 등과 같은 프로그래밍 또는 스크립팅 언어로 구현될 수 있다. 기능적인 측면들은 하나 이상의 프로세서들에서 실행되는 알고리즘으로 구현될 수 있다. 또한, 전술한 실시예들은 전자적인 환경 설정, 신호 처리, 및/또는 데이터 처리 등을 위하여 종래 기술을 채용할 수 있다. “요소”, “수단”, “구성”과 같은 용어는 넓게 사용될 수 있으며, 기계적이고 물리적인 구성들로서 한정되는 것은 아니다. 상기 용어는 프로세서 등과 연계하여 소프트웨어의 일련의 처리들(routines)의 의미를 포함할 수 있다.

[0207] 전술한 실시예들에서 설명하는 특정 실행들은 예시들로서, 어떠한 방법으로도 기술적 범위를 한정하는 것은 아니다. 명세서의 간결함을 위하여, 종래 전자적인 구성들, 제어 시스템들, 소프트웨어, 상기 시스템들의 다른 기능적인 측면들의 기재는 생략될 수 있다. 또한, 도면에 도시된 구성 요소들 간의 선들의 연결 또는 연결 부재들은 기능적인 연결 및/또는 물리적 또는 회로적 연결들을 예시적으로 나타낸 것으로서, 실제 장치에서는 대체 가능하거나 추가의 다양한 기능적인 연결, 물리적인 연결, 또는 회로 연결들로서 나타내어질 수 있다.

[0208] 본 명세서(특히 특허청구범위에서)에서 “상기”의 용어 및 이와 유사한 지시 용어의 사용은 단수 및 복수 모두에 해당하는 것일 수 있다. 또한, 범위(range)를 기재한 경우 상기 범위에 속하는 개별적인 값을 포함하는 것으로서(이에 반하는 기재가 없다면), 상세한 설명에 상기 범위를 구성하는 각 개별적인 값을 기재한 것과 같다.

[0209] 전술한 본 발명인 뇌파 센서 유닛 및 이를 이용한 뇌파 측정 장치는 이해를 돕기 위하여 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나, 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 분야에서 통상적 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위에 의해 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0210] 100, 1110: 센서부

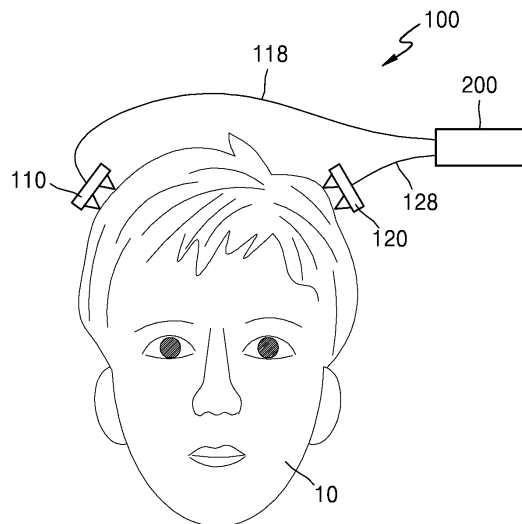
110, 120, 310, 410, 510: 뇌파 센서 유닛

111, 112, 311, 312, 313, 314, 411, 412, 413, 414, 511, 512: 접점 전극

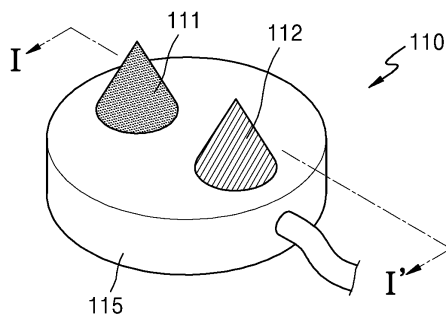
113: 신호선 114: 접지선
 115, 315, 415, 515: 지지체 200, 1121: 신호 처리부
 118, 128: 케이블 210, 220: 전압 배분기
 211, 221, 251: 연산 증폭기 250: 차동 증폭기
 118, 128: 케이블
 1100, 1101, 1102, 1103: 뇌파 측정 장치
 1104: 생체 신호 측정 장치 1120: 회로부
 1122: 제어부 1123: 통신부
 1124: 메모리부 1125: 출력부
 1200, 1201, 1202: 모바일 장치 1220: 제어부
 1221: 위기상황 예측모델 1223: 생체의사 추론모델
 1240: 메모리부
 1241: 뇌파신호평가모델 1242: 위기상황 시나리오
 1245: 생체의사 추론모델 1246: 제어명령
 1250: 출력부 1700, 1701: 컴퓨터 장치
 R_1, R_1', R_2, R_2' : 접촉 저항 R_{S1}, R_{S2} : 피부저항
 10: 생체

도면

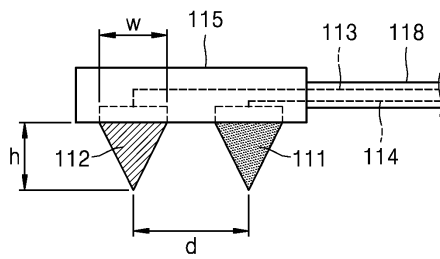
도면1



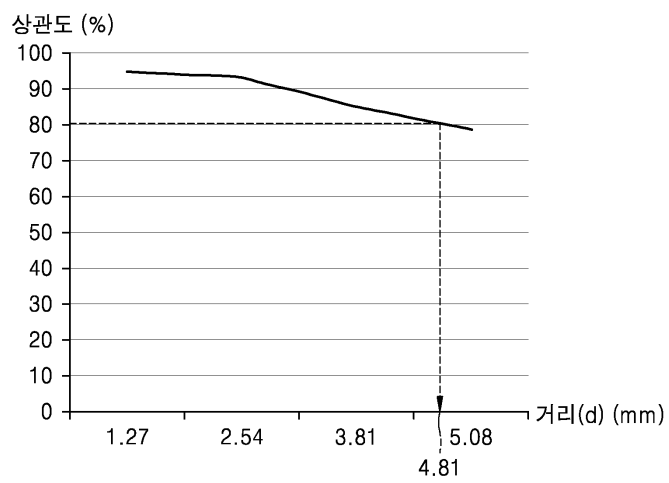
도면2a



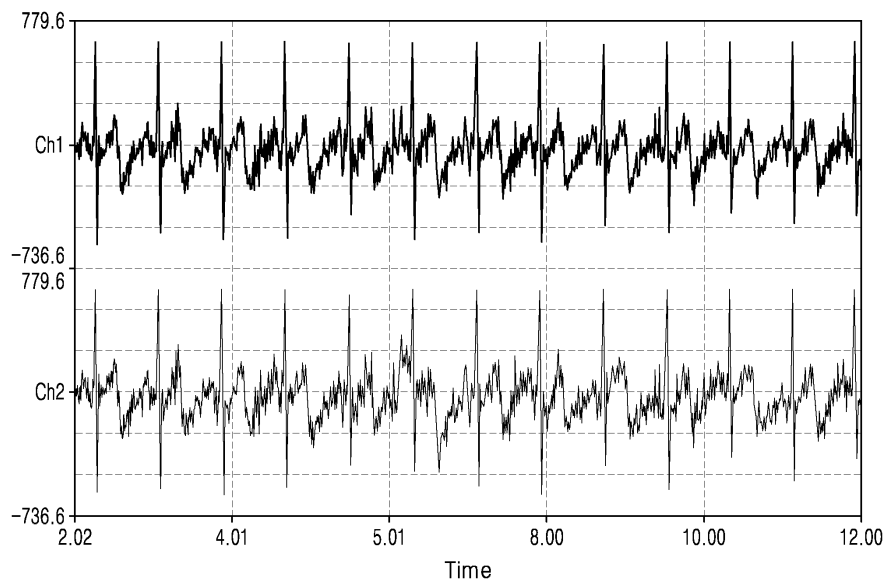
도면2b



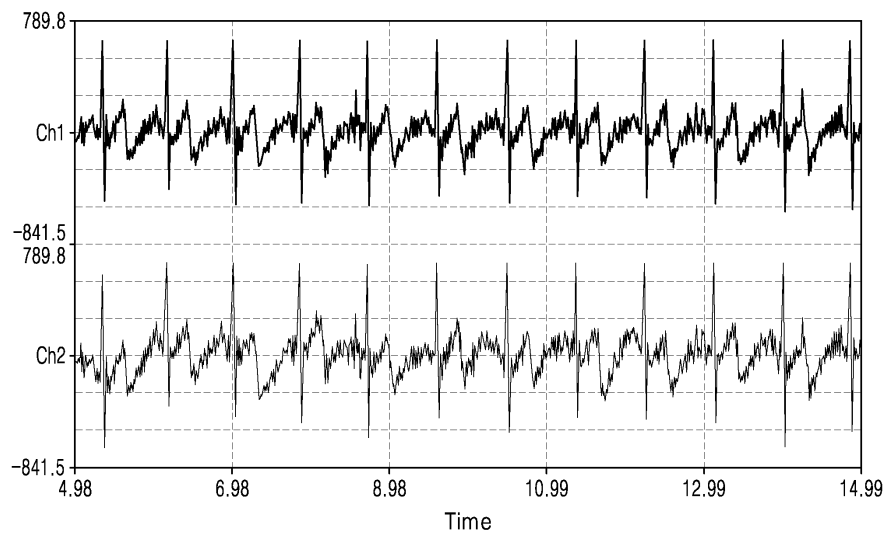
도면3



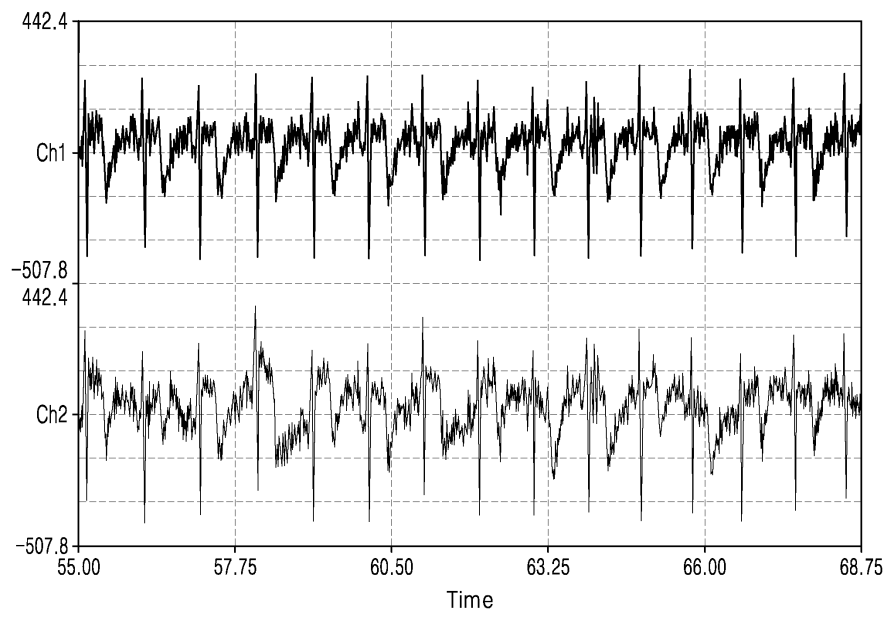
도면4a



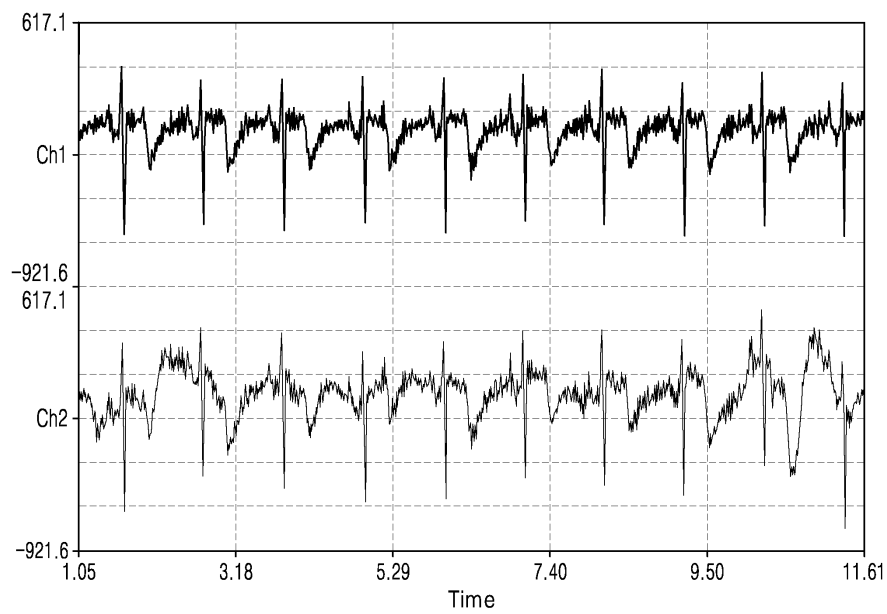
도면4b



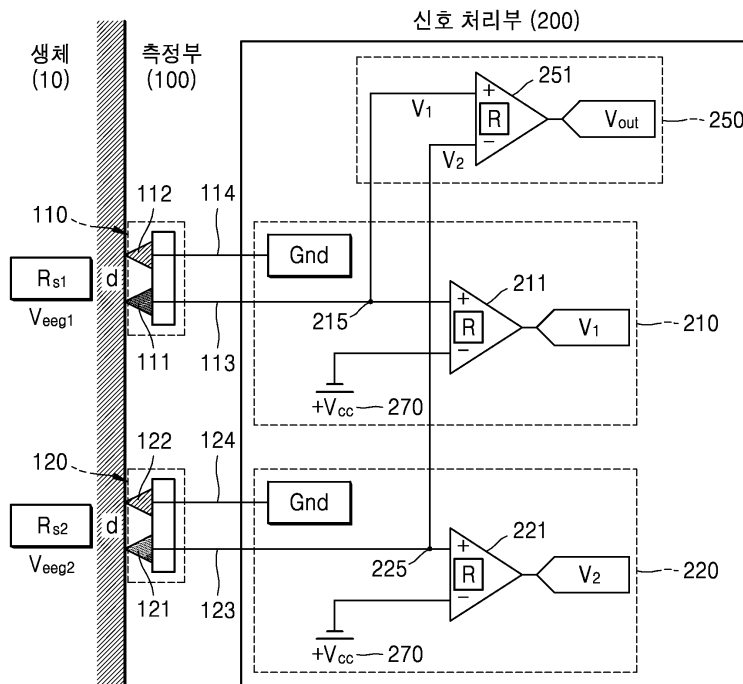
도면4c



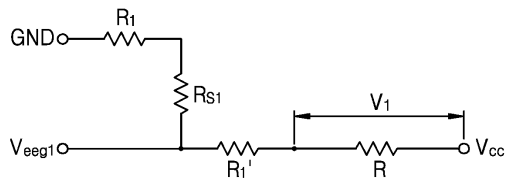
도면4d



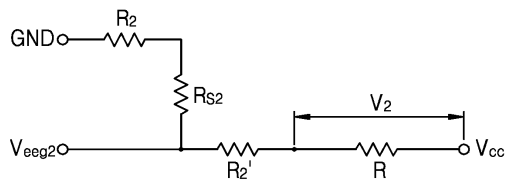
도면5



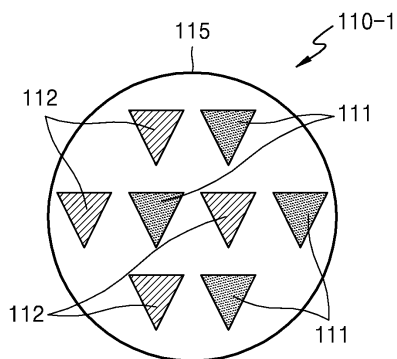
도면6a



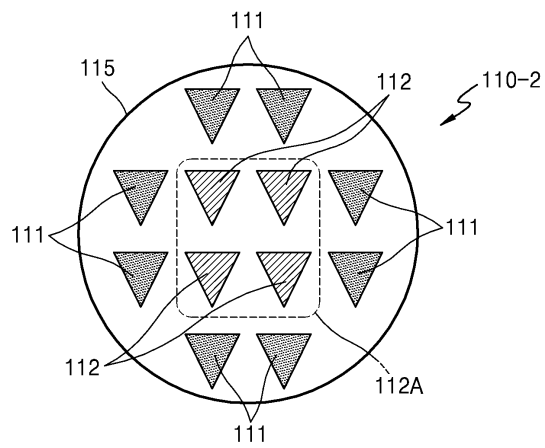
도면6b



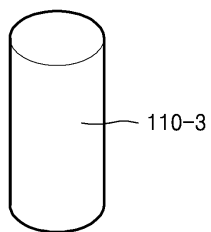
도면7a



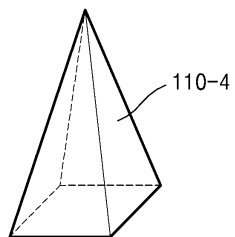
도면7b



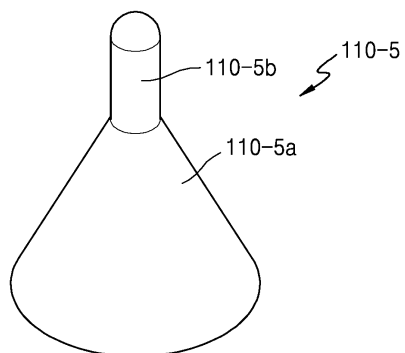
도면8a



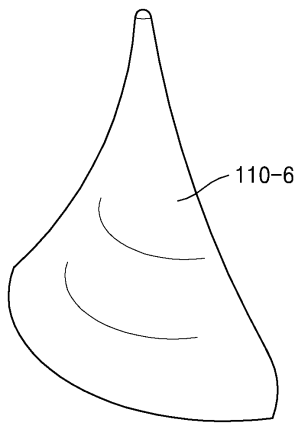
도면8b



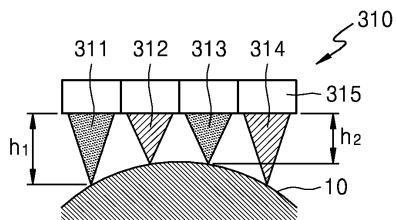
도면8c



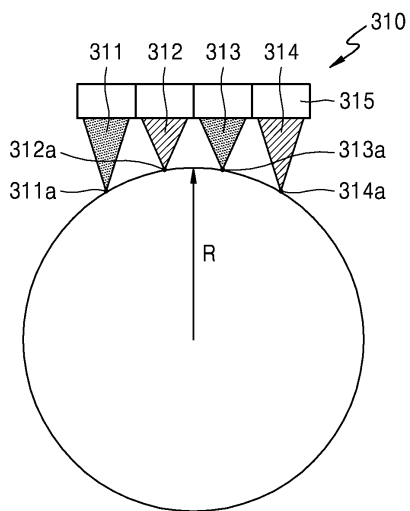
도면8d



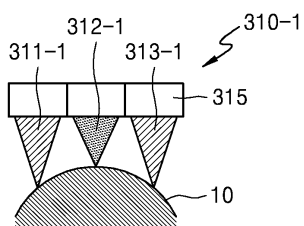
도면9



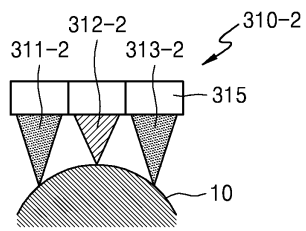
도면10



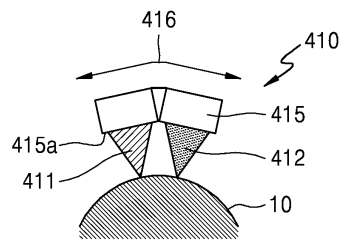
도면11a



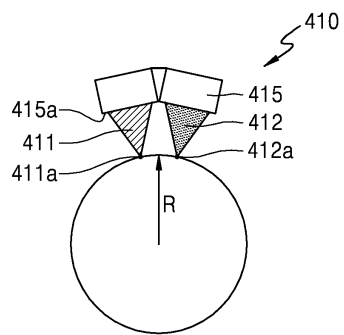
도면11b



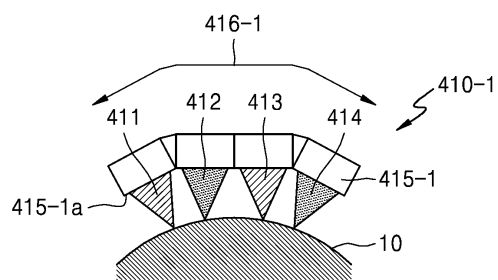
도면12



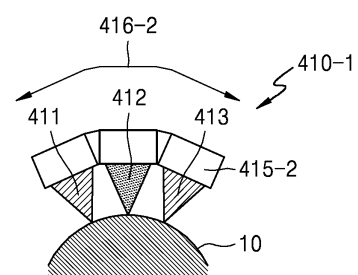
도면13



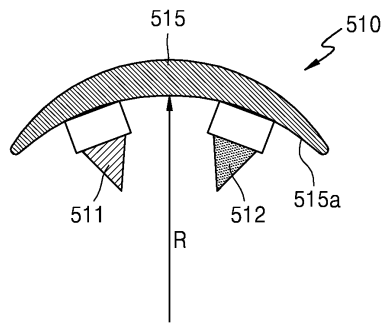
도면14a



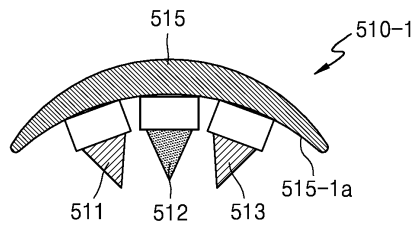
도면14b



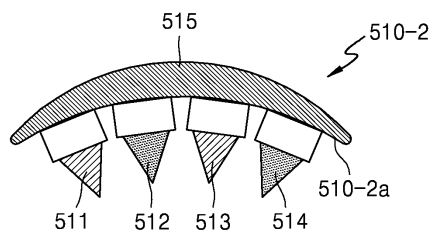
도면15a



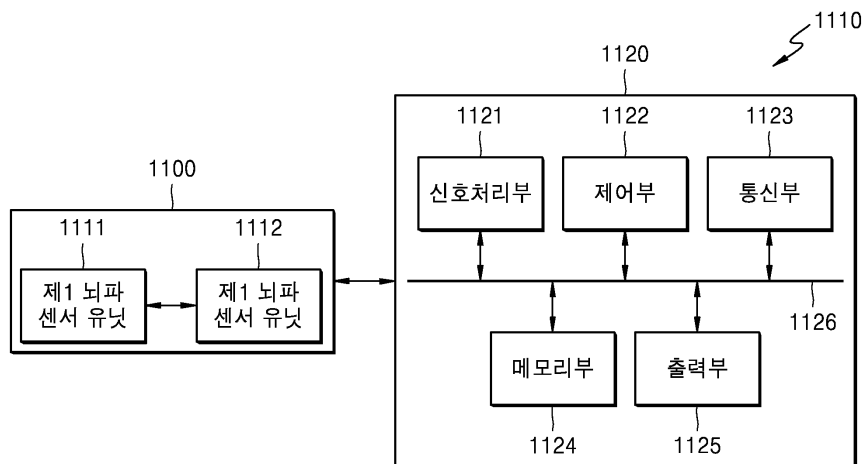
도면15b



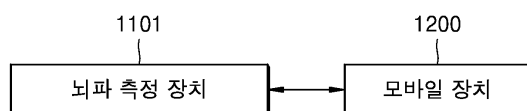
도면15c



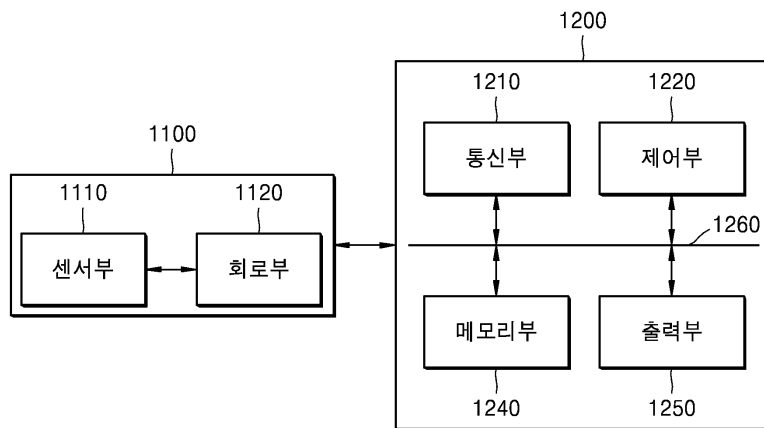
도면16



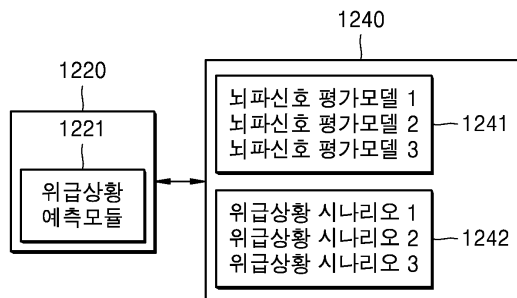
도면17



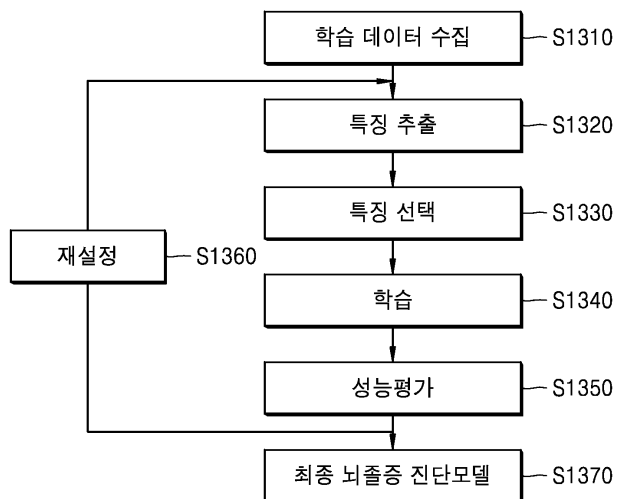
도면18



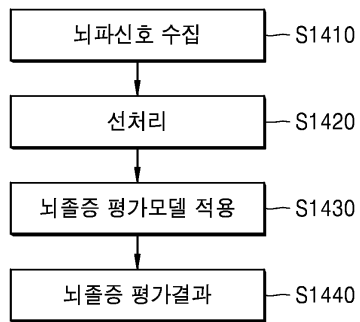
도면19



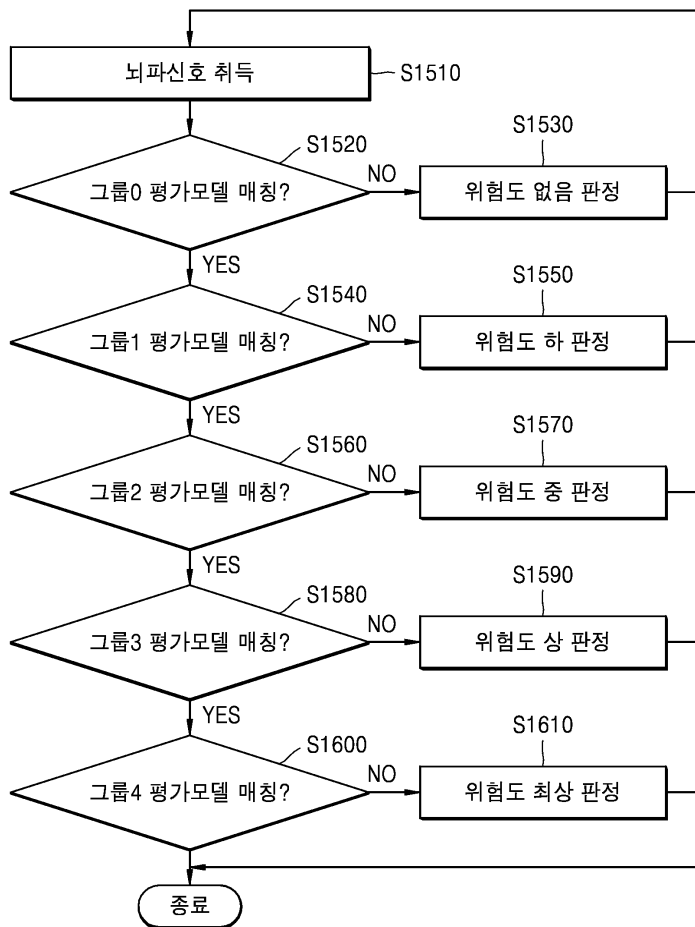
도면20



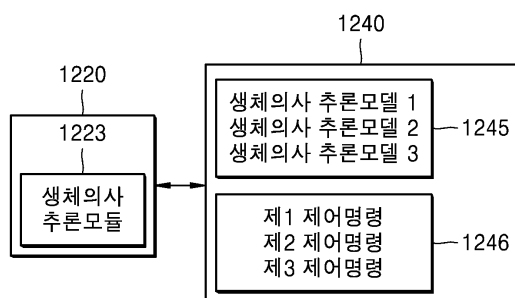
도면21



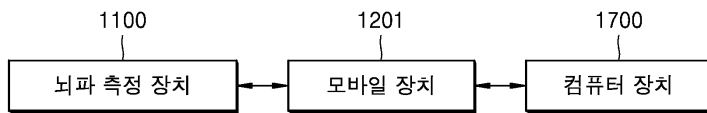
도면22



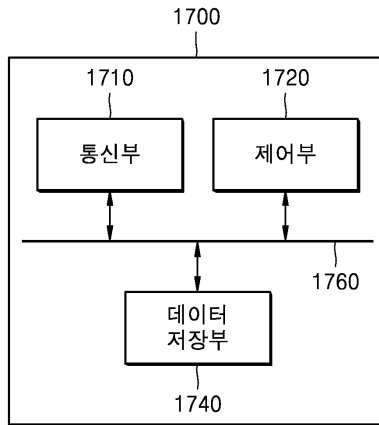
도면23



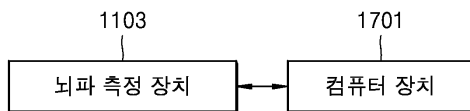
도면24



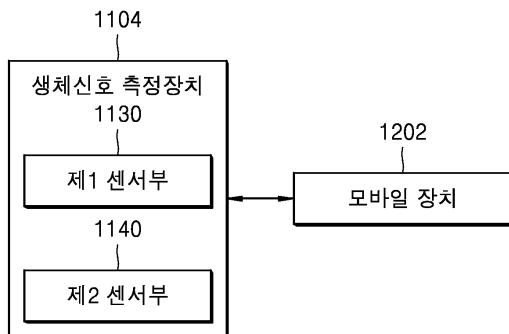
도면25



도면26



도면27



专利名称(译)	标题：脑电图传感器单元和使用它的脑电图		
公开(公告)号	KR1020160139612A	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	KR1020150074805	申请日	2015-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	LIM SE HOON 임세훈 JO HEE JAE 조희재 PARK JUN HYUNG 박준형 YANG JANG BEOM 양장범 JUNG JAE MIN 정재민 KOH JUN HO 고준호 LEE CHANG HYUN 이창현 LIM YONG HYUN 임용현		
发明人	임세훈 조희재 박준형 양장범 정재민 고준호 이창현 임용현		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 A61B5/0478		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0478 A61B5/746 A61B5/0002 A61B5/6814 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/048 A61B5/7207 A61B5/7282 A61B2562/046 G06F3/015		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了脑波传感器单元和使用该脑波传感器单元测量脑电图的装置。其中包括所公开的脑波传感器单元位于支撑件的表面上的第一和第二接触端子，并且第一接触端子从生物体获得脑电图，并且第二接触端子与第一接触端子一起定位并且电绝缘并且它是接地的。

