



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년03월10일
(11) 등록번호 10-2225593
(24) 등록일자 2021년03월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/291 (2021.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/291 (2021.01)

(21) 출원번호 10-2018-0082414

(22) 출원일자 2018년07월16일

심사청구일자 2018년07월16일

(65) 공개번호 10-2020-0008365

(43) 공개일자 2020년01월28일

(56) 선행기술조사문헌

JP2011502647 A*

US20160007918 A1*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

조필립성수

인천광역시 연수구 송도과학로 85 연세대국제캠퍼스저에너지친환경실험주택 510동 202호

(74) 대리인

오위환, 나성곤, 정기택

전체 청구항 수 : 총 12 항

심사관 : 백양규

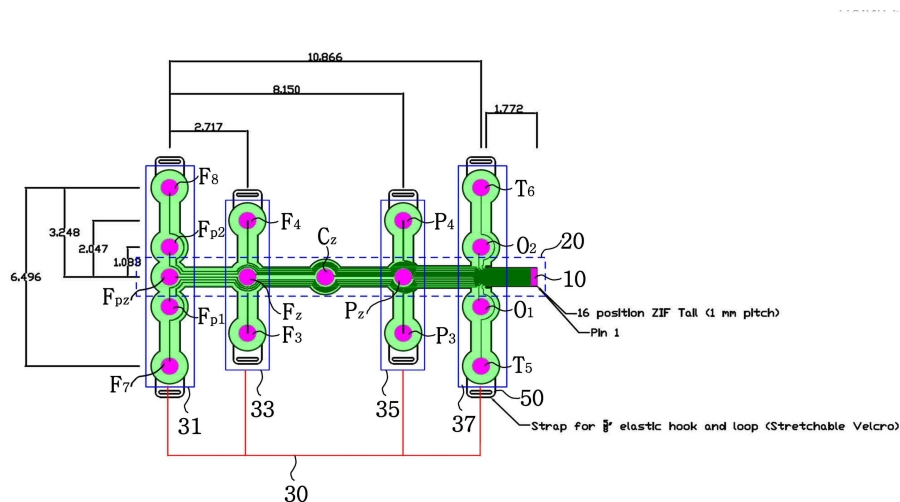
(54) 발명의 명칭 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템

(57) 요약

본 발명은 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템에 관한 것으로서, 사용자의 전두부에서 후두부까지 연결되는 베이스부, 베이스부 일면에 위치하며 전두부의 중심 위치에서 후두부의 중심 위치까지 소정의 간격을 두고 일렬로 배열 설치된 복수 개의 세로 측정전극을 포함하는 세로 측정전극부, 베이스부 일면에 위치하며 세로 측정전극을 중심으로 좌우 방향으로 복수 개의 가로 측정전극이 배열 설치되어 종방향을 따라 복수 개의 열을 이루며 열에 배열 설치된 가로 측정전극의 개수는 전두부에서 정수리부까지 감소하였다가 정수리부에서 후두부까지 증가하도록 배열 설치된 가로 측정전극부를 포함할 수 있다.

이를 통해 본 발명은 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치인 두상 전방 및 후방 위치에 센서(측정전극) 위치를 집중시켜 보다 경제적이고 높은 감도로 뇌 측정 장치를 구현할 수 있는 효과를 가진다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

사용자의 전두부에서 후두부까지 연결되는 베이스부;

상기 베이스부 일면에 위치하며, 상기 전두부의 중심 위치에서 상기 후두부의 중심 위치까지 소정의 간격을 두고 일렬로 배열 설치된 복수 개의 세로 측정전극을 포함하는 세로 측정전극부; 및

상기 베이스부 일면에 위치하며, 상기 세로 측정전극을 중심으로 좌우 방향에 복수 개의 가로 측정전극이 배열 설치되어 종방향을 따라 복수 개의 열을 이루며, 상기 열에 배열 설치된 가로 측정전극의 개수는 상기 전두부에서 정수리부까지 감소하였다가 상기 정수리부에서 상기 후두부까지 증가하도록 배열 설치된 가로 측정전극부;를 포함하며,

상기 베이스부는,

상기 세로 측정전극부 및 상기 가로 측정전극부는 일체형으로 이루어졌으며,

복수 개의 상기 세로 측정전극과 도전성 트레이스(Conductive traces)는,

전도성 잉크(Conductive silver ink)를 통해 상기 베이스부에 스크린 인쇄되어 형성할 수 있으며,

전기적 접촉(Electrical contacts)에 해당하는 부분은,

산화성 카본 잉크 층(Oxidation resistance carbon ink layer)으로 덮고, 나머지 상기 도전성 트레이스(Conductive traces)는 절연체로 밀봉하는 것을 특징으로 하는 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 베이스부, 상기 세로 측정전극부 및 상기 가로 측정전극부 각각은 띠 형상으로 분리되어 이루어진 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 3

삭제

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 세로 측정전극부는,

10-20 국제 전극 배치법(International 10-20 System of Electrode Placement)을 기준으로 Fz, Cz 및 Pz에 측정전극이 배열 설치된 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 가로 측정전극부는,

10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2, O1, O2, P3, P4, T5 및 T6에 측정전극이 배열 설치된 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 6

제 4 항 또는 제 5 항 어느 한 항에 있어서,

10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 Fpz에 측정전극이 더 추가되어 배열 설치된 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서, 상기 Cz에 배열 설치된 측정전극은,
기준전극(Reference electrode)인 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 8

제 6 항에 있어서, 상기 Fpz에 배열 설치된 측정전극은,
접지전극(Ground electrode)인 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 9

제 6 항에 있어서, 상기 가로 측정전극부는,
상기 열 양측에 탄력 있는 벨크로 스트랩(Velcro strap)을 더 포함하는 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 10

제 4 항에 있어서,
상기 Fz에 배열 설치된 측정전극은 23.6 Ohms,
상기 Cz에 배열 설치된 측정전극은 17.9 Ohms,
상기 Pz에 배열 설치된 측정전극은 14.4 Ohms의 저항값을 가지는 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 11

제 5 항에 있어서,
상기 F3 및 상기 F4에 배열 설치된 측정전극은 27.3 Ohms,
상기 F7 및 상기 F8에 배열 설치된 측정전극은 36.7 Ohms,
상기 Fp1 및 상기 Fp2에 배열 설치된 측정전극은 32.1 Ohms,
상기 O1 및 상기 O2에 배열 설치된 측정전극은 8.6 Ohms,
상기 P3 및 상기 P4에 배열 설치된 측정전극은 15.5 Ohms,
상기 T5 및 상기 T6에 배열 설치된 측정전극은 12.5 Ohms의 저항값을 가지는 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 12

제 6 항에 있어서,
상기 Fpz에 배열 설치된 측정전극은 30.4 Ohms의 저항값을 가지는 뇌파 측정용 어레이 장치.

청구항 13

제 1 항의 뇌파 측정용 어레이 장치에 전기신호를 송신하고, 상기 송신에 따라 측정된 뇌파 데이터 신호를 수신하는 신호 송수신부;
상기 수신된 뇌파 데이터 신호에 기초하여 사용자의 상태를 나타내는 값을 산출하는 뇌파 데이터 처리부;
상기 산출된 사용자의 상태 값에 따라 인터페이스 값을 출력하는 인터페이스 값 출력부; 및
상기 뇌파 데이터 수신부 내지 상기 인터페이스 값 출력부를 제어하는 제어부;를 포함하는 뇌파 측정용 시스템.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 뇌파 측정에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 두상 전후방에 뇌파 측정전극을 집중시킨 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템에 관한 것이다.

[0001]

배경 기술

- [0002] 뇌파 전위 기록(EEG : Electroencephalography, 이하 EEG) 기술은 게임 및 의학에서부터 군 및 운송에 이르기 까지 광범위한 응용 분야를 위한 뇌-컴퓨터 인터페이스로서, 폭넓은 적용 가능성으로 인해 수요가 증가하고 있다. 특히 EEG은 MRI, NIRS 또는 MEG와 비교하여 신뢰할 수 있고, 합리적으로 실현 가능한 기술로 주목을 받고 있다.
- [0003] Honeywell's Quasar는 초기에 군용 헬멧 내부에 센서 어레이를 배치하여 군 전용으로 응용하는 데에 중점을 두었다. Advanced Brain Monitoring B-Alert의 경우, 처음에 Honeywell과 같은 시장에 집중하였다. 다만 Honeywell's Quasar 및 Advanced Brain Monitoring B-Alert는 일반 소비자 가격보다 훨씬 높은 가격으로 책정되었다. 이에 폭넓은 응용 범위를 가진 EEG 기술을 보다 경제적인 가격으로 제공할 필요성이 있다.
- [0004] 한편 Emotiv의 제품은 뇌 신호를 분명하게 감지하지 못하는 낮은 품질로 시장에 진입하였다. 뿐만 아니라 Emotiv의 초기 제품은 사용자에게 미가공 데이터(Raw data)조차 제공하지도 않았다. 이는 이후 더 비싼 SDK 버전만을 통해 미가공 데이터(Raw data)에 접근할 수 있도록 하였다. Emotiv의 혁신은 Emotiv Insight와 같은 최신 제품 라인에서 알 수 있듯이 애호가들에게 초점을 맞추었다. 다만 Emotiv의 최신 제품은 실제로 거의 사용하지 않는 배치 또는 배열(Montage)에서만 5개의 채널을 가진다. 이에 실제 사용도가 높은 배치 또는 배열에서의 채널 위치를 집중시켜, 보다 높은 감도로 뇌 신호를 측정할 필요성이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0005] (특허문헌 0001) 한국공개특허공보 제2003-0002677호
(특허문헌 0002) 미국공개특허공보 제2017-0143228호
(특허문헌 0003) 미국등록특허공보 제9854988호

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 이에 본 발명은 상기와 같은 제반 사항을 고려하여 제안된 것으로, 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 두상 전방 및 후방 위치에 센서(측정전극) 위치를 집중시켜 보다 경제적이고 높은 감도로 뇌 측정 장치를 구현하는 것을 목적으로 한다.
- [0007] 또한 본 발명은 뇌파 측정용 어레이 장치의 구성을 분리형 또는 일체형으로 선택하여 머리 형상 및 크기에 따른 미세 조정(분리형)을 하거나, 착용이 용이(일체형)하게 할 수 있는 것을 목적으로 한다.
- [0008] 또한 본 발명은 10-20 국제 전극 배치법(International 10-20 System of Electrode Placement)의 기준에 따라 측정전극을 배열 설치함으로써, 보다 신뢰성 높은 뇌파 측정용 어레이 장치를 구현하는 것을 목적으로 한다.
- [0009] 또한 본 발명은 Cz를 기준전극으로 설정함으로써, 장치 설계의 단순화 및 추가 채널(Channel) 기록이 용이하도록 하는 것을 목적으로 한다.
- [0010] 또한 본 발명은 벨크로 스트랩(Velcro strap)을 더 포함하여 머리 크기에 따라, 뇌파 측정용 어레이 장치의 크기 조정이 용이하도록 하는 것을 목적으로 한다.
- [0011] 또한 본 발명은 각 측정전극마다 일반적인 뇌파 측정용 어레이 장치 대비 가장 우수한 특성을 가지는 저항값을 설정함으로써, 보다 신뢰성 높은 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템을 구현하는 것을 목적으로 한다.
- [0012] 또한 본 발명은 다수의 상이한 두뇌-컴퓨터 인터페이스에 통합될 수 있는 하이 엔드(High-end) EEG 센서 어레이를 제공하여 마케팅, 게임, 응급 의료 진단, 스포츠 등의 응용 분야로 확장하는 것을 목적으로 한다.
- [0013] 본 발명의 목적들은 이상에서 언급한 목적들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해할 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0014] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명의 기술적 사상에 의한 뇌파 측정용 어레이 장치는 사용자의 전두부에서 후두부까지 연결되는 베이스부, 베이스부 일면에 위치하며, 전두부의 중심 위치에서 후두부의 중심 위치까지 소정의 간격을 두고 일렬로 배열 설치된 복수 개의 세로 측정전극을 포함하는 세로 측정전극부, 베이스부 일면에 위치하며, 세로 측정전극을 중심으로 좌우 방향에 복수 개의 가로 측정전극이 배열 설치되어 종방향을 따라 복수 개의 열을 이루며 열에 배열 설치된 가로 측정전극의 개수는 전두부에서 정수리부까지 감소하였다가 정수리부에서 후두부까지 증가하도록 배열 설치된 가로 측정전극부를 포함할 수 있다.
- [0015] 이 때 베이스부, 세로 측정전극부 및 가로 측정전극부 각각은 띠 형상으로 분리되어 이루어질 수 있다.
- [0016] 베이스부, 세로 측정전극부 및 가로 측정전극부는 일체형으로 이루어질 수 있다.
- [0017] 세로 측정전극부는 10-20 국제 전극 배치법(International 10-20 System of Electrode Placement)을 기준으로 Fz, Cz 및 Pz에 측정전극이 배열 설치될 수 있다.
- [0018] 이 때 Cz에 배열 설치된 측정전극은 기준전극(Reference electrode)일 수 있다.
- [0019] Fz에 배열 설치된 측정전극은 23.6 Ohms, Cz에 배열 설치된 측정전극은 17.9 Ohms, Pz에 배열 설치된 측정전극은 14.4 Ohms의 저항값을 가질 수 있다.
- [0020] 가로 측정전극부는 10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2, O1, O2, P3, P4, T5 및 T6에 측정전극이 배열 설치될 수 있다.
- [0021] 세로 측정전극부 또는 가로 측정전극부는 10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 Fpz에 측정전극이 더 추가되어 배열 설치될 수 있다.
- [0022] F3 및 F4에 배열 설치된 측정전극은 27.3 Ohms, F7 및 F8에 배열 설치된 측정전극은 36.7 Ohms, Fp1 및 Fp2에 배열 설치된 측정전극은 32.1 Ohms, O1 및 O2에 배열 설치된 측정전극은 8.6 Ohms, P3 및 P4에 배열 설치된 측정전극은 15.5 Ohms, T5 및 T6에 배열 설치된 측정전극은 12.5 Ohms의 저항값을 가질 수 있다.
- [0023] 이 때 Fpz에 배열 설치된 측정전극은 접지전극(Ground electrode)일 수 있다.
- [0024] Fpz에 배열 설치된 측정전극은 30.4 Ohms의 저항값을 가질 수 있다.
- [0025] 가로 측정전극부는 열 양측에 탄력 있는 벨크로 스트랩(Velcro strap)을 더 포함할 수 있다.
- [0026] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여 본 발명의 기술적 사상에 의한 뇌파 측정용 시스템은 뇌파 측정용 어레이 장치에 전기신호를 송신하고 송신에 따라 측정된 뇌파 데이터 신호를 수신하는 신호 송수신부, 수신된 뇌파 데이터 신호에 기초하여 사용자의 상태를 나타내는 값을 산출하는 뇌파 데이터 처리부, 산출된 사용자의 상태 값에 따라 인터페이스 값을 출력하는 인터페이스 값 출력부, 뇌파 데이터 수신부 내지 인터페이스 값 출력부를 제어하는 제어부를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0027] 이상에서 설명한 바와 같은 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템에 따르면,
- [0028] 첫째, 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 두상 전방 및 후방 위치에 센서(측정전극) 위치를 집중시켜 보다 경제적이고 높은 감도로 뇌 측정 장치를 구현할 수 있는 효과를 가진다.
- [0029] 둘째, 뇌파 측정용 어레이 장치의 구성을 분리형 또는 일체형으로 선택하여 머리 형상 및 크기에 따른 미세 조정(분리형)을 하거나, 착용이 용이(일체형)하게 할 수 있는 효과를 가진다.
- [0030] 셋째, 10-20 국제 전극 배치법(International 10-20 System of Electrode Placement)의 기준에 따라 측정전극을 배열 설치함으로써, 보다 신뢰성 높은 뇌파 측정용 어레이 장치를 구현할 수 있는 효과를 가진다.
- [0031] 넷째, Cz를 기준전극으로 설정함으로써, 장치 설계의 단순화 및 추가 채널(Channel) 기록이 용이한 효과를 가진다.
- [0032] 다섯째, 벨크로 스트랩(Velcro strap)을 더 포함하여 머리 크기에 따라 뇌파 측정용 어레이 장치 크기 조정이 용이한 효과를 가진다.

- [0033] 여섯째, 각 측정전극마다 일반적인 뇌파 측정용 어레이 장치 대비 가장 우수한 특성을 가지는 저항값을 설정함으로써, 보다 신뢰성 높은 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템을 구현할 수 있는 효과를 가진다.
- [0034] 일곱째, 다수의 상이한 두뇌-컴퓨터 인터페이스에 통합될 수 있는 하이 엔드(High-end) EEG 센서 어레이를 제공하여 마케팅, 게임, 응급 의료 진단, 스포츠 등의 응용 분야로 확장할 수 있는 효과를 가진다.

도면의 간단한 설명

- [0035] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 뇌파 측정용 어레이 장치를 나타낸 평면도.
 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 뇌파 측정용 시스템을 나타낸 구성도.
 도 3은 도 1에 따라 설계된 뇌파 측정용 어레이 장치를 착용한 정면도.
 도 4는 도 1에 따라 설계된 뇌파 측정용 어레이 장치를 착용한 후면도.
 도 5a 및 도 5b는 도 1에 따라 설계된 뇌파 측정용 어레이 장치를 착용한 측면도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0036] 본 발명과 본 발명의 동작상의 이점 및 본 발명의 실시에 의하여 달성되는 목적을 충분히 이해하기 위해서는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하는 첨부 도면 및 첨부 도면에 기재된 내용을 참조하여야만 한다. 본 발명의 특징 및 이점들은 첨부 도면에 의거한 다음의 상세한 설명으로 더욱 명백해질 것이다. 이에 앞서, 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 발명자가 그 자신의 발명의 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합하는 의미와 개념으로 해석되어야 할 것이다. 또한 본 발명과 관련된 공지 기능 및 그 구성에 대한 구체적인 설명은 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그 구체적인 설명을 생략하였음에 유의해야 할 것이다.
- [0037] 도 1을 참조하면, 뇌파 측정용 어레이 장치는 베이스부(10), 세로 측정전극부(20) 및 가로 측정전극부(30)를 포함할 수 있다.
- [0038] 본 발명의 뇌파 측정용 어레이 장치는 베이스부(10), 세로 측정전극부(20) 및 가로 측정전극부(30)를 각각 띠형상으로 분리하여 형성할 수 있다. 그 이유는 머리 형상 및 크기에 따라 미세하게 조절할 수 있기 때문이다.
- [0039] 또한 본 발명의 뇌파 측정용 어레이 장치는 베이스부(10), 세로 측정전극부(20) 및 가로 측정전극부(30)를 일체형으로 형성할 수 있다. 그 이유는 착용을 용이하게 할 수 있기 때문이다.
- [0040] 베이스부(10)는 사용자의 전두부에서 후두부까지 연결될 수 있다. 그 이유는 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치인 두상 전두부에서 후두부까지의 위치를 중심으로 측정전극을 배치할 수 있기 때문이다.
- [0041] 이 때 베이스부(10)는 센서에 해당하는 측정전극과, 트레이스(Trace)를 스크린 인쇄하기 위해 5mm의 PET 기관으로 형성할 수 있다. 다만 베이스부(10)는 인쇄 방식 등에 따라 다양한 소재 또는 재질로 용이하게 변경할 수 있다.
- [0042] 세로 측정전극부(20)는 베이스부(10) 일면에 위치하며, 복수 개의 세로 측정전극을 포함할 수 있다. 그 이유는 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치인 두상 전두부에서 후두부까지의 위치에 측정전극을 배치함으로써, 뇌파를 보다 높은 감도로 측정할 수 있기 때문이다.
- [0043] 복수 개의 세로 측정전극은 전두부의 중심 위치에서 후두부의 중심 위치까지 소정의 간격을 두고 일렬로 배열 설치할 수 있다. 그 이유는 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치인 두상 전방 및 후방 위치에 센서(측정전극) 위치를 골고루 분산시킴으로써, 뇌 신호를 보다 명확하게 감지할 수 있기 때문이다.
- [0044] 복수 개의 세로 측정전극은 전도성 잉크(Conductive silver ink)를 통해 베이스부(10)에 스크린 인쇄되어 형성할 수 있다. 복수 개의 세로 측정전극과 함께 트레이스 또한 스크린 인쇄되어 형성할 수 있다. 그리고 전기적 접촉(Electrical contacts)에 해당하는 부분은 산화성 카본 잉크 층(Oxidation resistance carbon ink layer)으로 덮고, 나머지 도전성 트레이스(Conductive traces)는 절연체로 밀봉할 수 있다. 각각의 트레이스는 별도의 채널 앰프와 인터페이스하기 위해 1mm pitch 간격을 가질 수 있다. 다만 복수 개의 세로 측정전극은 인쇄 방식, 제작 방법 등에 따라 다양하게 변경하여 형성할 수 있다.

- [0045] 한편, 세로 측정전극부(20)는 10-20 국제 전극 배치법(International 10-20 system of Electrode Placement)을 기준으로 Fz, Cz 및 Pz에 측정전극이 배열(Montage) 설치된 전극을 포함할 수 있다. 그 이유는 10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 측정전극을 배치함으로써, 보다 신뢰성 높게 뇌파 측정을 할 수 있기 때문이다.
- [0046] 세로 측정전극부(20)에서 Cz에 배열 설치된 측정전극은 기준전극(Reference electrode)으로 할 수 있다. 그 이유는 Cz를 기준전극으로 설정함으로써 장치 설계의 단순화 및 추가 채널(Channel) 기록이 용이하기 때문이다. 이 때 일반적으로 Cz는 기준전극으로 사용되는데, 이는 대략적으로 타 측정전극 중심에 위치할 수 있다. 추가로 관심 활동의 뇌 타입은 보통 Cz 위치를 포함하지 않는다. 꼭지돌기(Mastoids: 양쪽 귀 사이의 평균)와 비교하여 Cz를 선택하면, 뇌파 측정 장치 설계가 단순해지고 기록 채널 1개가 더 자유로울 수 있다.
- [0047] 이 때 Fz에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 23.6 Ohms, Cz에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 17.9 Ohms, Pz에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 14.4 Ohms로 설정할 수 있다. 그 이유는 상기와 같은 저항값이 일반적인 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템 대비 가장 우수한 특성을 가지기 때문이다.
- [0048] 가로 측정전극부(30)는 베이스부(10) 일면에 위치하며, 복수 개의 가로 측정전극을 포함할 수 있다. 그 이유는 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치인 두상 전두부에서 후두부까지의 위치에 측정전극을 배치함으로써, 뇌파를 보다 높은 감도로 측정할 수 있기 때문이다.
- [0049] 복수 개의 가로 측정전극은 세로 측정전극을 중심으로 좌우 방향에 배열 설치하여 종방향을 따라 복수 개의 열(31, 33, 35, 37)을 이룰 수 있다. 그 이유는 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치인 두상 전방 및 후방 위치에 센서(측정전극) 위치를 골고루 분산시킨 세로 측정전극을 중심으로 측정전극을 배열 설치함으로써, 뇌 신호를 보다 명확하게 감지할 수 있기 때문이다.
- [0050] 복수 개의 열(31, 33, 35, 37)에서 열1(31)과 열2(33) 간격은 2.717[inches], 열 1(31)과 열 3(35) 간격은 8.150[inches], 열 1(31)과 열 4(37) 간격은 10.866[inches], 열 4(37)와 세로 측정부(20)의 후두부 끝단 간격은 1.772[inches]로 할 수 있다. 이는 일반적인 사용자의 머리 둘레가 56cm라 할 때의 간격이지만, 일반적인 사용자의 머리 둘레 기준, 제작 기준 등에 따라 다양하게 변경하여 형성할 수 있다.
- [0051] 복수 개의 열(31, 33, 35, 37)은 양측에 탄력 있는 벨크로 스트랩(Velcro strap)(50)을 더 포함할 수 있다. 그 이유는 머리 크기에 따라 뇌파 측정용 어레이 장치 크기 조정을 용이하게 할 수 있기 때문이다. 본 발명의 뇌파 측정용 어레이 장치는 일반적인 사용자의 두상 둘레를 56cm로 디자인하였지만, 제작 기준에 따라 용이하게 설계 변경할 수 있으며, 벨크로 스트랩(50)으로도 사이즈를 조절할 수 있다. 또는 제작 방법 등에 따라 벨크로 스트랩(50) 외에 사이즈 조절이 가능한 다양한 부품으로 용이하게 설계 변경할 수 있다.
- [0052] 복수 개의 열(31, 33, 35, 37)에 배열 설치한 가로 측정전극의 개수는 전두부에서 정수부까지는 감소하였다가 정수리부에서 후두부까지는 증가하도록 배열 설치할 수 있다. 그 이유는 전방 및 후방 위치가 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치이기 때문이다.
- [0053] 복수 개의 가로 측정전극은 세로 측정전극과 마찬가지로 전도성 잉크(Conductive silver ink)를 통해 베이스부(10)에 스크린 인쇄되어 형성할 수 있다. 복수 개의 가로 측정전극과 함께 트레이스 또한 스크린 인쇄되어 형성할 수 있다. 그리고 전기적 접촉(Electrical contacts)에 해당하는 부분은 산화성 카본 잉크 층(Oxidation resistance carbon ink layer)으로 덮고, 나머지 도전성 트레이스(Conductive traces)는 절연체로 밀봉할 수 있다. 각각의 트레이스는 별도의 채널 앰프와 인터페이스하기 위해 1mm pitch 간격을 가질 수 있다. 다만 복수 개의 가로 측정전극은 인쇄 방식, 제작 방법 등에 따라 다양하게 변경하여 형성할 수 있다.
- [0054] 한편, 가로 측정전극부(30)는 10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 F3, F4, F7, F8, Fp1, Fp2, O1, O2, P3, P4, T5 및 T6에 측정전극이 배열(Montage) 설치된 전극을 포함할 수 있다. 열 1(31)에 포함된 측정전극의 배열 위치는 F7, F8, Fp1, Fp2이며, 열 2(33)에 포함된 측정전극의 배열 위치는 F3, F4이고, 열 3(35)에 포함된 측정전극의 배열 위치는 P3, P4이고, 열 4(37)에 포함된 측정전극의 배열 위치는 O1, O2, T5, T6으로 할 수 있다. 그 이유는 10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 측정전극을 배치함으로써, 보다 신뢰성 높게 뇌파 측정을 할 수 있기 때문이다.
- [0055] 이 때 F3 및 F4에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 27.3 Ohms, F7 및 F8에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 36.7 Ohms, Fp1 및 Fp2에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 32.1 Ohms, O1 및 O2에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 8.6 Ohms, P3 및 P4에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 15.5 Ohms, T5 및 T6에 배열 설치된 저항값을 12.5 Ohms로 설정할 수 있다. 그 이유는 상기와 같은 저항값이 일반적인 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용

한 시스템 대비 가장 우수한 특성을 가지기 때문이다.

- [0056] 세로 측정전극부(20) 또는 가로 측정전극부(30)는 Fpz에 측정전극을 더 추가하여 배열(Montage) 설치된 전극을 포함할 수 있다. 이는 복수 개의 열(31, 33, 35, 37) 중 열 1(31)에 포함된 측정전극의 배열 위치로 할 수 있다. 그 이유는 10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 측정전극을 배치함으로써, 보다 신뢰성 높게 뇌파 측정을 할 수 있기 때문이다.
- [0057] Fpz와 Fp1, Fpz와 Fp2의 간격은 1.083[inches]로 할 수 있다. Fpz와 F3, Fpz와 F4, Fpz와 P3, Fpz와 P4의 간격은 2.047[inches]로 할 수 있다. Fpz와 F7, Fpz와 F8, Fpz와 T5, Fpz와 T6의 간격은 3.248[inches]로 할 수 있다. F7과 F8, T5와 T6의 간격은 6.496[inches]로 할 수 있다. 이는 일반적인 사용자의 머리 둘레가 56cm라 할 때의 간격이지만, 일반적인 사용자의 머리 둘레 기준, 제작 기준 등에 따라 다양하게 변경하여 형성할 수 있다.
- [0058] 세로 측정전극부(20) 또는 가로 측정전극부(30)에서 Fpz에 배열 설치된 측정전극은 접지전극(Ground electrode)으로 할 수 있다.
- [0059] 이 때 Fpz에 배열 설치된 측정전극의 저항값을 30.4 Ohms로 설정할 수 있다. 그 이유는 상기와 같은 저항값이 일반적인 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템 대비 가장 우수한 특성을 가지기 때문이다.
- [0060] 한편 도 1의 뇌파 측정용 어레이 장치는 모든 공차(Tolerances)가 ± 0.007 inch로 할 수 있다. 마젠타(Magenta)는 은(Silver) 위에 탄소(Carbon)가 인쇄된 것이며, 탄소 잉크(Carbon ink)는 산화 저항성(Oxidation resistant)을 가질 수 있다. 투명한 녹색(Transparent green)은 유전 절연체(Dielectric insulator)로 인쇄될 수 있다. 탄력 있는 후크 및 루프 스트랩(Elastic hook and loop strap)은 4x12 inch, 5/8 inch를 가질 수 있다. 다만 상기 공차, 마젠타, 소재 등은 제작 기준 등에 따라 용이하게 변경할 수 있다.
- [0061] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 뇌파 측정용 시스템 나타낸 구성도이다.
- [0062] 도 2를 참조하면, 본 발명의 뇌파 측정용 시스템은 신호 송수신부(600), 뇌파 데이터 처리부(700), 인터페이스 값 출력부(800) 및 제어부(900)를 포함할 수 있다.
- [0063] 신호 송수신부(600)는 뇌파 측정용 어레이 장치에 전기신호를 송신하고, 송신에 따라 측정된 뇌파 데이터 신호를 수신할 수 있다. 이는 뇌파 데이터 신호를 기초로 뇌파 신호를 분석 및 인터페이스 값 출력에 이용할 수 있다.
- [0064] 뇌파 데이터 처리부(700)는 신호 송수신부(600)로부터 수신된 뇌파 데이터 신호에 기초하여 사용자의 상태를 나타내는 값을 산출할 수 있다. 이는 뇌파 데이터 신호가 사용자의 상태를 객관적으로 산출하기 위한 데이터가 될 수 있다.
- [0065] 인터페이스 값 출력부(800)는 뇌파 데이터 처리부(700)로부터 산출된 사용자의 상태 값에 따라 인터페이스 값을 출력할 수 있다. 이는 사용자의 상태 값을 보다 명확하게 파악함으로써, 구현하고자 하는 인터페이스를 원활하게 제공할 수 있다.
- [0066] 제어부(900)는 신호 송수신부(600) 내지 인터페이스 값 출력부(800)를 제어할 수 있다. 이는 뇌파를 측정하고, 이를 이용하여 인터페이스를 제공하기까지의 전반적인 제어 기능을 제공할 수 있다.
- [0067] 도 3은 도 1에 따라 설계된 뇌파 측정용 어레이 장치를 착용한 정면도이고, 도 4는 도 1에 따라 설계된 뇌파 측정용 어레이 장치를 착용한 후면도이고, 도 5a 및 도 5b는 도 1에 따라 설계된 뇌파 측정용 어레이 장치를 착용한 측면도이다.
- [0068] 도 3 내지 도 5b를 참조하면, 10-20 국제 전극 배치법을 기준으로 한 본 발명의 뇌파 측정용 어레이 장치는 앞쪽 위치(Front) 및 뒤쪽 위치(Back)(비근부(Nasion)에서 후두극(Inion)), 왼쪽 위치 및 오른쪽 위치(왼쪽 귀(Left auricular)에서 오른쪽 귀(Right auricular)), 머리 둘레 위치에서 뇌파를 측정할 수 있다.
- [0069] 이 때 각 측정점은 코뿌리점과 뒤통수점까지의 실제 거리를 100으로 하였을 때, 10~20% 구간으로 측정전극을 배열 설치할 수 있다. 또는 국제적인 10-20 시스템은 표준형 뇌 전도 시스템(EEG)으로, 이 때 측정전극은 콧날과 머리 뒤쪽에 돌출된 뼈를 따라 앞뒤로 10~20% 거리에 배열 설치할 수 있다. 즉 측정전극 사이의 간격은 머리의 둘레를 기준으로 10~20%로 전극을 배열 설치할 수 있다.

1

[0070]

System	Estimated Price	Electrodes	Electrode Locations	Frame	Scalp to Electrode Connection	Reference Locations
본 발명의 뇌파 측정용 어레이 장치	\$300 (including amplifier)	16 passive	Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8 T5, P3, Pz, P4, T6, O1, O2, Cz	Flexible PET/adjustable elastic strips	Direct contact, optional gel or foam supplement	Cz
Honeywell Quasar	\$25,000	9 passive	F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4	Fixed plastic	Direct contact	P4, Fpz
Emotiv EPOC (SDK)	\$850	14 passive	AF3, AF4, F7, F3, F4, F8, FC5, FC6, T7, T8, P7, P8, O1, O2	Fixed plastic	Saline-infused felt	Mastoids and or P3/P4
B-Alert X10	\$15,000 (X10) \$30,000 (X24)	9 passive	F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, POz, P4	Semi-flexible plastic	Gel-infused foam	External

[0071]

표 1은 본 발명의 뇌파 측정용 어레이 장치와, 일반적인 뇌파 측정용 어레이 장치들을 비교한 표이다. 표 1을 참조하면, 대부분의 뇌파 측정용 어레이 장치에서 전극 위치, 배치 또는 배열(Montage)은 머리 전체에 분산되어 있다.

[0072]

본 발명의 뇌파 측정용 어레이 장치와 가장 유사한 제품인 B-Alert의 경우, 현재 1만 5천~3만 달러에 판매되고 있다. 가장 저렴한 Emotiv EPOC(SDK)의 경우, 머리의 윤곽에 잘 맞지 않는 감도가 약한 프레임이 대부분이다. 이는 주로 뇌 신호보다는 근육을 택한다.

[0073]

반면 본 발명의 뇌파 측정용 어레이 장치 및 이를 이용한 시스템은 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치인 두상 전방(전두부) 및 후방(후두부) 위치에 센서(측정전극)를 집중적으로 위치시켜 높은 감도로 뇌 신호를 측정할 수 있다. 이는 사회적 및 시각적 상호작용의 영향을 가장 많이 받는 위치인 두상 위치에만 센서를 집중적으로 위치시키기 때문에, 불필요한 센서 위치로 인한 가격 상승을 줄일 수 있다.

[0074]

이상에서 본 발명의 기술적 사상을 예시하기 위한 바람직한 실시예와 관련하여 설명하고 도시하였지만, 본 발명은 이와 같이 도시되고 설명된 그대로의 구성 및 작용에만 국한되는 것이 아니며, 기술적 사상의 범주를 일탈함이 없이 본 발명에 대해 다수의 변경 및 수정이 가능함을 당업자들은 잘 이해할 수 있을 것이다. 따라서 그러한 모든 적절한 변경 및 수정들도 본 발명의 범위에 속하는 것으로 간주되어야 할 것이다.

부호의 설명

[0075]

베이스부 : 10

세로 측정전극부 : 20

가로 측정전극부 : 30

일 1 : 31

열2 : 33

열3 : 35

열4 : 37

벨크로 스트랩(Velcro strap) : 50

신호 송수신부 : 600

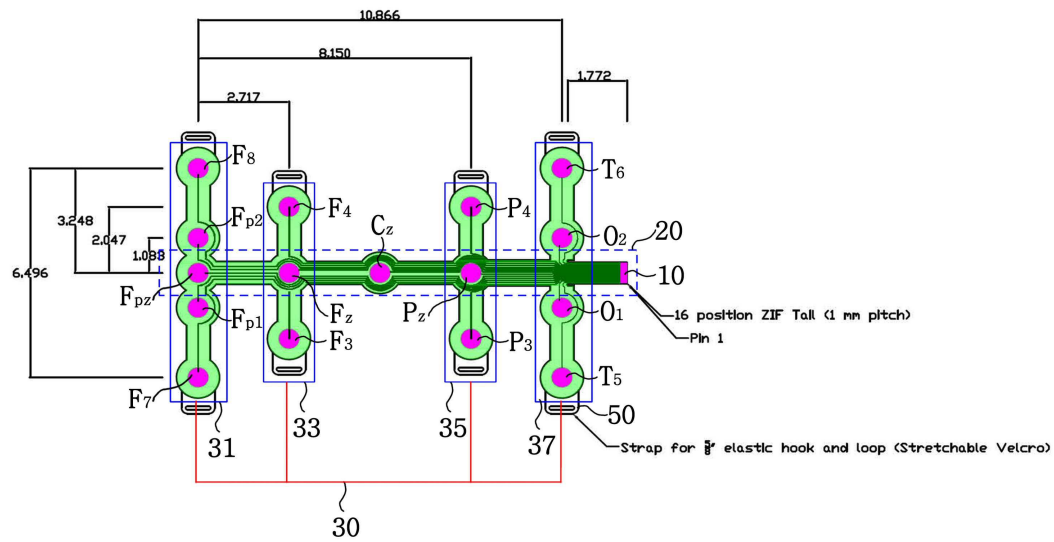
뇌파 데이터 처리부 : 700

인터페이스 값 출력부 : 800

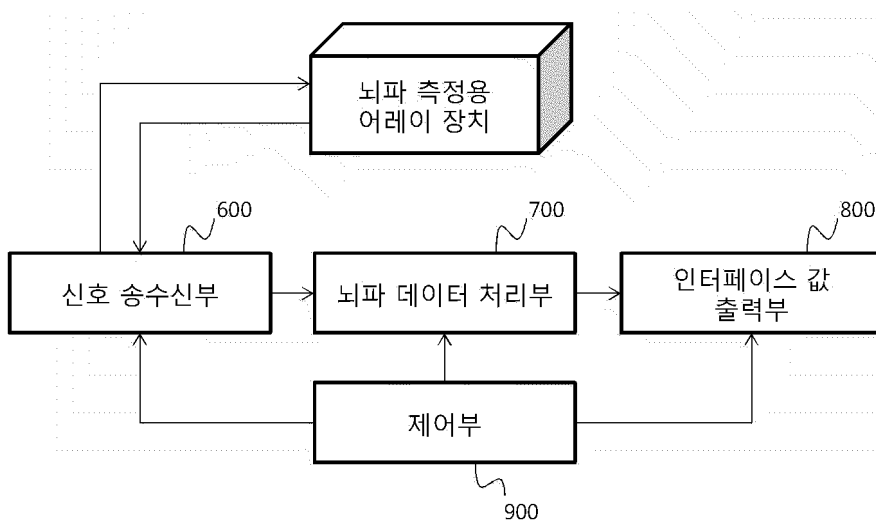
제어부 : 900

도면

도면1



도면2



도면3



도면4



도면5a



도면5b

