



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년02월18일

(11) 등록번호 10-2218065

(24) 등록일자 2021년02월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61N 2/00 (2006.01) A61N 2/02 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61N 2/006 (2013.01)

A61N 2/02 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-0066156

(22) 출원일자 2019년06월04일

심사청구일자 2019년06월04일

(65) 공개번호 10-2020-0139536

(43) 공개일자 2020년12월14일

(56) 선행기술조사문헌

KR101511444 B1*

KR101718129 B1*

KR1020090063618 A*

KR1020180089683 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

연세대학교 원주산학협력단

강원도 원주시 흥업면 연세대길 1

(72) 발명자

이용훈

강원도 원주시 관부면 시청로 264, 101동 103호(원주더샵아파트)

(74) 대리인

유민규

전체 청구항 수 : 총 10 항

심사관 : 김지언

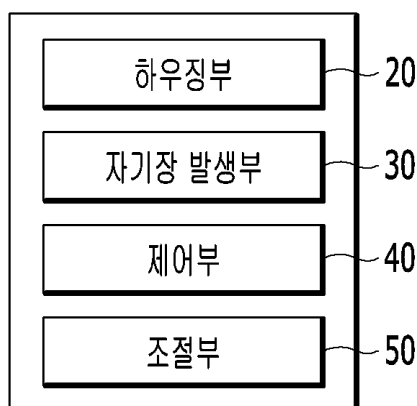
(54) 발명의 명칭 경두개 자기장 자극 장치 및 그의 제어 방법

(57) 요약

경두개 자기장 자극 장치에 관한 것이며, 경두개 자기장 자극 장치는 사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 하우징부; 상기 하우징부에 구비되고, 상기 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장을 조사하는 자기장 발생부; 및 상기 자기장 발생부의 동작을 제어하는 제어부를 포함할 수 있다.

대표도 - 도4

10



명세서

청구범위

청구항 1

경두개 자기장 자극 장치로서,

사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 하우징부;

상기 하우징부에 구비되고, 상기 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자기장 조사의 대상이 되는 뇌 부위인 대상 부위를 향하여 자기장을 조사하는 자기장 발생부;

상기 자기장 발생부의 동작을 제어하는 제어부; 및

상기 자기장이 조사되는 상기 대상 부위의 유형을 고려하여 상기 자기장 발생부의 위치를 조절하는 조절부를 포함하되,

상기 제어부는, 상기 대상 부위의 유형에 따라 상기 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어하고, 상기 대상 부위의 유형은 사용자 머리의 뇌 부위에 대한 3차원 영상을 기반으로 식별되는 정보로서, 사용자 머리의 표면으로부터 대상 부위의 중심 위치까지의 거리에 해당하는 위치 정보를 포함하며,

상기 자기장의 유형은, 상기 대상 부위의 위치가 제1 거리 임계값 이상인 경우 제1 유형으로 제어되되, 상기 대상 부위의 위치가 제1 거리 임계값 미만인 경우 제2 유형으로 제어되고, 상기 제1 유형은 상기 제2 유형 대비 상대적으로 자기장의 세기가 강한 경우의 유형이고,

상기 조절부는, 상기 대상 부위의 중심 위치로부터 상기 자기장 발생부의 중심 위치로 연장되는 가상의 선이 사용자 머리의 표면의 접선과 수직하도록 상기 자기장 발생부의 위치를 조절하는 것인, 경두개 자기장 자극 장치.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 대상 부위의 유형은 자기장 조사가 이루어지는 뇌의 부위명 및 크기 중 적어도 하나를 더 포함하는 것인, 경두개 자기장 자극 장치.

청구항 4

삭제

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형으로서 자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나를 제어하는 것인, 경두개 자기장 자극 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 자기장 발생부로부터 조사되는 자기장의 치료 유형에 따라 상기 자기장의 유형을 달리 제어하되,

상기 치료 유형에는, 상기 대상 부위에 대응하는 뇌신경의 활성화를 위한 제1 치료 유형 및 상기 대상 부위에

대응하는 뇌혈관의 혈류 개선을 위한 제2 치료 유형이 포함되는 것인, 경두개 자기장 자극 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 치료 유형이 제1 치료 유형인 경우, 상기 자기장의 유형을 제1 유형으로서 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어하고,

상기 치료 유형이 제2 치료 유형인 경우, 상기 자기장의 유형을 제2 유형으로서 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어하는 것인, 경두개 자기장 자극 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 자기장 발생부는 복수개 구비되고,

상기 제어부는,

복수개의 자기장 발생부 각각을 개별적 및/또는 통합적으로 제어하는 것인, 경두개 자기장 자극 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 자기장 발생부는,

펄스 전자기장(Pulsed Electro-Magnetic Field, PEMF)을 조사하는 것인, 경두개 자기장 자극 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 자기장 발생부는,

서로 마주보고 위치하는 2개의 코일 가이드;

상기 2개의 코일 가이드의 각각과 직교하도록 상기 2개의 코일 가이드 사이에 위치하는 자성체; 및

상기 자성체에 감긴 코일을 포함하고,

상기 자성체는, 상기 대상 부위에 대응하는 상기 사용자의 머리 부분에 대하여 지압이 가능하도록, 상기 2개의 코일 가이드 중 어느 하나의 코일 가이드의 외측면에 돌출되도록 형성되는 뾰족부를 포함하는 것인, 경두개 자기장 자극 장치.

청구항 11

제1항의 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법으로서,

사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 하우징부에 구비된 자기장 발생부의 동작을 제어하는 단계; 및

상기 제어에 따라 상기 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장을 조사하는 단계,

를 포함하는 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법.

청구항 12

제11항의 방법을 컴퓨터에서 실행하기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터에서 판독 가능한 기록매체.

발명의 설명

기술분야

[0001] 본원은 경두개 자기장 자극 장치 및 그의 제어 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 도 1은 경두개 자기장 자극법이 가능한 종래의 경두개 자기장 장치의 예를 나타낸 도면이다. 도 2 및 도 3은 경두개 자기장 자극법의 원리를 설명하기 위한 도면이다.

[0003] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 경두개 자기장 자극법(경두개 자기자극법, Transcranial Magnetic Stimulation, TMS)은 전도 전자기 코일로 발생시킨 자기장으로 뇌의 특정 부위를 자극하여 신경세포를 활성화시키는 비수술적 뇌자극의 한 방법을 의미한다.

[0004] 경두개 자기장 자극법(TMS)의 원리는 다음과 같다. 자기장이 발생될 수 있도록 코일에 강한 전류(1a)를 인가하면, 머리 상에 배치된 코일을 경유하도록 발생하는 강한 자기장(1b)의 변화가 대뇌피질 내에 생체전류(1c)를 유도할 수 있다. 이러한 경두개 자기장 자극법은 이러한 유도전류를 이용하여 뇌조직에 대하여 신경세포를 자극하게 된다.

[0005] 다시 말해, 경두개 자기장 자극법은 머리 가까이에 전도 전자기 코일로 강력한 자기장을 발생시키면 이 자기장이 두개골을 통과하면서 경두개 피질의 신경세포를 자극하게 된다. 이때, 자기장의 빠르기에 따라 대뇌피질의 활성도를 높이거나 낮게 할 수 있다. 예를 들어, 우울증과 같이 대뇌피질의 활성도가 낮은 경우는 고빈도 자극을 이용하고 불안증이나 조증과 같이 활성도가 너무 높은 경우는 저빈도 자극을 이용하여 활성도의 조절이 가능하다. 경두개 자기장 자극법은 주로 우울증 치료에 많이 이용되어 왔으며, 그 외에도 다양한 정신-신경계 질환을 가진 환자에게 치료용으로 쓰이고 있다.

[0006] 인체 내 모든 신경은 전기를 통해 필요한 신경물질을 전달하게 된다. 사람이 움직이는 것은 물론 생각하거나 감정을 갖는 것 모두, 뇌에 있는 신경전달물질의 상호작용과 조절에 의해 이루어지게 된다. 특히, 한 뉴런에서 다른 뉴런으로 신경전달물질이 이동하기 위해서는 필요한 강도의 전위가 있어야 한다.

[0007] 외부방해가 없을 때, 막은 전기적 분극화(Polarization)를 유지하게 된다. 이때 세포막 안쪽이 바깥쪽에 비해 음전위를 띄게 되는데, 이를 안정전위라 하며, 대부분 70mV의 수준으로 나타난다. 뉴런이 자극을 받으면 전위차를 통해 신경전달물질이 전달될 수 있으며, 이를 위해 일정 강도의 전위가 필요하다. 전위의 강도가 정상수준이면 신경전달물질이 한 뉴런에서 다른 뉴런으로 이동하는 반면, 전위의 강도가 낮으면 신경전달물질이 뉴런 간에 이동하지 못하게 된다.

[0008] 이러한 경두개 자기장 자극법(TMS)의 지속적인 자극에 의하면, 전위의 강도를 높여 다른 뉴런으로 신경전달물질의 전달이 가능하게 할 수 있다.

[0009] 예시적으로, 경두개 자극과 관련하여 보스턴 대학에서 제공하는 뇌질환 개선과 관련된 선행연구에 대해 설명하면 다음과 같다.

[0010] 미국 보스턴 대학의 로버트 라인하르트 신경과학 교수 연구팀은 노인 42명(60~76세)과 젊은이 42명(20~29세)을 대상으로 뇌질환 개선 관련 실험을 수행한 바 있다.

[0011] 해당 실험에서는 경두개 교류 자극(tACS: transcranial alternative current stimulation) 장치가 부착된 뇌전도(EEG) 모자(cap)를 대상자의 머리에 씌우고, 극히 약한 전류를 50분간 흘려보내면서 컴퓨터 화면으로 작업 기억 테스트를 진행하였다. 해당 실험에서는 특수 뇌전도로 작업 기억과 관련된 뇌 부위인 전두엽과 좌측두엽의 뇌파 흐름이 어떻게 변하는지를 관찰하였다.

[0012] 해당 실험 결과에 따르면, 뇌에 아주 약한 전류를 흘려 보내면(뇌에 약한 전류의 자극을 수행하면), 나이를 먹으면서 점차 떨어지는 작업 기억(working memory)이 20대의 젊은이의 수준으로 회복되는 것으로 나타났다.

[0013] 이에 따르면, 경두개 자극은 치매를 비롯한 인지기능 저하의 개선 목적에 용이하게 활용될 수 있다.

[0014] 그런데, 경두개 자기장 자극을 위한 종래에 공지된 경두개 자기장 장치는 대부분 고전력/고자장이고, 크고 무거우며, 발열이 심해 쿨링(cooling)을 필요로 하고, 국소부위의 자극과 낮은 주파수의 자극이 어려우며, 멀티채널이 없는(즉, 단일 채널임) 등의 문제가 존재한다.

[0015] 다시 말해, 종래의 경두개 자기장 장치는, 자기장 발생을 위해 대전력 전원부를 필요로 함에 따라, 크기가 크고

무게가 많이 나가며, 시스템 발열이 심해 쿨링 시스템(수단)을 필요로 하는 문제가 있다. 또한, 종래의 경두개 자기장 장치는 고전압/고전류를 인가함에 따라 코일이 발열되고, 고자기장(예를 들어, 2T: 20,000Gauss 이상)을 발생시키는 한편, 낮은 주파수 자극을 수행하지 못하는 문제가 있다. 또한, 종래의 경두개 자기장 장치는 대상자(사용자)의 뇌 부위 중 특정 부위에 대한 국소적인 자극이 어려운 문제가 있다.

[0016] 본원의 배경이 되는 기술은 한국공개특허공보 제10-2016-0095579호에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0017] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 종래의 경두개 자기장 장치가 자기장 발생을 위해 대전력 전원부를 필요로 함에 따라 크기가 크고 무게가 많이 나가며, 시스템 발열이 심해 쿨링 시스템(수단)을 필요로 하는 문제를 해소할 수 있는 경두개 자기장 자극 장치 및 그의 제어 방법을 제공하려는 것을 목적으로 한다.

[0018] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 종래의 경두개 자기장 장치가 고전압/고전류를 인가함에 따라 코일이 발열되고, 고자기장(예를 들어, 2T: 20,000Gauss 이상)을 발생시키는 한편, 낮은 주파수 자극을 수행하지 못하는 문제를 해소할 수 있는 경두개 자기장 자극 장치 및 그의 제어 방법을 제공하려는 것을 목적으로 한다.

[0019] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 종래의 경두개 자기장 장치가 대상자(사용자)의 뇌 부위 중 특정 부위에 대한 국소적인 자극이 어려운 문제를 해소할 수 있는 경두개 자기장 자극 장치 및 그의 제어 방법을 제공하려는 것을 목적으로 한다.

[0020] 다만, 본원의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0021] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본원의 제1 측면에 따른 경두개 자기장 자극 장치는 사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 하우징부; 상기 하우징부에 구비되고, 상기 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장을 조사하는 자기장 발생부; 및 상기 자기장 발생부의 동작을 제어하는 제어부를 포함할 수 있다.

[0022] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본원의 제2 측면에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법은, 사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 하우징부에 구비된 자기장 발생부의 동작을 제어하는 단계; 및 상기 제어에 따라 상기 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장을 조사하는 단계를 포함할 수 있다.

[0023] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본원의 제3 측면에 따른 컴퓨터 프로그램은, 본원의 제2 측면에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법을 실행시키기 위하여 기록매체에 저장되는 것일 수 있다.

[0024] 상술한 과제 해결 수단은 단지 예시적인 것으로서, 본원을 제한하려는 의도로 해석되지 않아야 한다. 상술한 예시적인 실시예 외에도, 도면 및 발명의 상세한 설명에 추가적인 실시예가 존재할 수 있다.

발명의 효과

[0025] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 대전력 전원부의 필요 없이, 크기가 작고 무게가 적게 나가며, 시스템 발열을 최소화할 수 있는 경두개 자기장 자극 장치 및 그의 제어 방법을 제공할 수 있다.

[0026] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 발열을 최소화하고, 미약 자기장을 발생시키며, 1 Hz 내지 1kHz 이하의 낮은 주파수 자극을 수행할 수 있는 경두개 자기장 자극 장치 및 그의 제어 방법을 제공할 수 있다.

[0027] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 사용자의 머리를 감싸도록 구비되는 적어도 하나의 자기장 발생부에 대한 선택적 제어를 통해, 대상자(사용자)의 뇌 부위 중 특정 부위에 대한 국소적인 자극뿐만 아니라 뇌 부위 전체에 대한 자극을 선택적으로 수행할 수 있다.

[0028] 다만, 본원에서 얻을 수 있는 효과는 상기된 바와 같은 효과들로 한정되지 않으며, 또 다른 효과들이 존재할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0029] 도 1은 경두개 자기장 자극법이 가능한 종래의 경두개 자기장 장치의 예를 나타낸 도면이다.
- 도 2 및 도 3은 경두개 자기장 자극법의 원리를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 개략적인 구성을 나타낸 블록도이다.
- 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치가 사용자의 머리에 착용된 경우의 예를 개략적으로 나타낸 도면이다.
- 도 6은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 구조를 개략적으로 나타낸 도면이다.
- 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 하우징부의 예를 나타낸 도면이다.
- 도 8은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 자기장 발생부의 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다.
- 도 9는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 자기장 발생부에 의한 자기장 조사가 가능한 뇌 부위를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 10 은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형 중 자기장 펄스 자극 모드를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 11은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 조절부를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 12 및 도 13은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치에 복수개의 자기장 발생부가 구비되는 경우의 예를 나타낸 도면이다.
- 도 14는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치에 의해 자기장 자극이 이루어지는 사용자의 뇌 부위의 자기장 자극 영역 크기를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 15는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치에서 자기장 발생부의 제어 회로의 구성 예를 나타낸 도면이다.
- 도 16은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치에 의한 자기장 자극에 의한 자극 효과를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 17은 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 개략적인 구성을 나타낸 블록도이다.
- 도 18은 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치에 의해 측정되는 뇌파의 유형을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 19는 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치에 의해 측정되는 뇌파의 유형별 뇌 상태를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 20은 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 뇌파 분석부에 의한 뇌파 분석을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 21은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법에 대한 동작 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0030] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본원이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본원의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본원은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본원을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0031] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결" 또는 "간접적으로 연결"되어 있는 경우

도 포함한다.

- [0032] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부재가 다른 부재 "상에", "상부에", "상단에", "하에", "하부에", "하단에" 위치하고 있다고 할 때, 이는 어떤 부재가 다른 부재에 접해 있는 경우뿐 아니라 두 부재 사이에 또 다른 부재가 존재하는 경우도 포함한다.
- [0033] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성 요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0034] 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)의 개략적인 구성을 나타낸 블록도이다. 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)가 사용자의 머리(1)에 착용된 경우의 예를 개략적으로 나타낸 도면이다. 도 6은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)의 구조를 개략적으로 나타낸 도면이다.
- [0035] 이하에서는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)를 설명의 편의상 본 장치(10)라 하기로 한다.
- [0036] 도 4 내지 도 6을 참조하면, 본 장치(10)는 하우징부(20), 자기장 발생부(30), 제어부(40) 및 조절부(50)를 포함할 수 있다.
- [0037] 하우징부(20)는 사용자의 머리(1)에 착용 가능하도록 구비될 수 있다. 하우징부(20)는 헤드 착용부 등으로 달리 표현될 수 있다.
- [0038] 하우징부(20)는 사용자의 머리(1) 둘레를 감싸도록 확장 또는 수축 가능한 재질을 갖는 밴드부, 소정의 탄력성을 가지며 사용자의 머리(1) 둘레의 적어도 일부를 감싸도록 고정되는 탄력부 및 사용자의 머리(1) 전체(혹은 적어도 일부)를 감싸도록 착용 가능한 헬멧부 중 어느 하나를 포함할 수 있다. 즉, 하우징부(20)는 밴드 형태, 머리띠 형태, 및 헬멧 형태 중 적어도 하나로 이루어질 수 있으며, 다만 이에만 한정되는 것은 아니고, 머리에 착용 가능한 다양한 형태(예를 들어, 홀더 형태 등)로 마련(제작, 설계)될 수 있다.
- [0039] 하우징부(20)는 일예로 플라스틱, 파이버 글라스 등의 재질로 이루어질 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 하우징부(20)는 종래에 머리띠, 밴드 등을 제조하는데 이용되는 재질로 이루어질 수 있으며, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0040] 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)의 하우징부(20)의 예를 나타낸 도면이다.
- [0041] 도 7을 참조하면, 본 장치(10)에서 하우징부(20)는 일예로 도 7에서의 (a), (b), (c) 등과 같이 사용자의 머리(1) 중 적어도 일부를 감싸는 띠(머리띠) 형태로 이루어질 수 있다. 다른 일예로, 하우징부(20)는 도 7에서의 (b)와 같이 헬멧 형태로 이루어질 수 있다.
- [0042] 본 장치(10)는 하우징부(20)가 일예로 띠 형태로 마련되는 경우 맨머리형 본 장치(10)라 달리 지칭될 수 있다. 또한, 본 장치(10)는 하우징부(20)가 다른 일예로 헬멧 형태로 마련되는 경우 헬멧형 본 장치(10)라 달리 지칭될 수 있다.
- [0043] 자기장 발생부(30)는 하우징부(20)에 구비될 수 있다. 자기장 발생부(30)는 적어도 일부가 하우징부(20)에 내장(내재)되도록 구비(마련)될 수 있다. 달리 표현해, 자기장 발생부(30)는 적어도 일부가 하우징부(20)의 내면에 노출되도록, 하우징부(20)에 내장되어 구비될 수 있다. 이때, 하우징부(20)의 내면에 노출되는 자기장 발생부(30)의 일부는 자기장 발생부(30)에 포함된 후술하는 설명의 뱃족부(33a)를 의미할 수 있다. 자기장 발생부(30)의 구성에 대한 설명은 도 8을 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0044] 도 8은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)의 자기장 발생부(30)의 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다. 특히, 도 8에서 (a)는 자기장 발생부(30)의 전체 결합도를 나타내고, 도 8에서 (b)는 자기장 발생부(30)의 분해도를 나타낸다.
- [0045] 도 8을 참조하면, 자기장 발생부(30)는 2개의 코일 가이드(31, 32), 자성체(33) 및 코일(34)를 포함할 수 있다.
- [0046] 2개의 코일 가이드(31, 32)는 서로 마주보고 위치할 수 있다. 2개의 코일 가이드(31, 32)는 일예로 플라스틱 재질일 수 있다. 즉, 2개의 코일 가이드(31, 32)는 플라스틱 코일 가이드일 수 있다.
- [0047] 자성체(33)는 2개의 코일 가이드(31, 32)의 각각과 직교하도록 2개의 코일 가이드 사이에 위치할 수 있다. 자성체(33)는 2개의 코일 가이드(31, 32)의 중앙 홀에 삽입될 수 있다. 자성체(33)는 자화력이 강한 강자성체일

수 있으며, 일예로 페라이트(ferrite) 등일 수 있다. 자성체(33)는 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위에 대응하는 사용자의 머리(1) 부분에 대하여 지압이 가능하도록, 일단에 뿔족부(33a)를 포함할 수 있다.

- [0048] 뿔족부(33a)는 2개의 코일 가이드(31, 32) 중 어느 하나의 코일 가이드의 외측면에 돌출되도록 형성될 수 있다. 뿔족부(33a)는 일예로 삼각 형상일 수 있으며, 이에 한정되는 것은 아니고, 구 형상 등 지압이 가능하고 자기장 집속이 가능한 다양한 형상(코어 구조)으로 이루어질 수 있다. 뿔족부(33a)는 자성체(33)와 동일한 강자성체일 수 있다. 이러한 뿔족부(33a)를 포함하는 자성체(33)는 압정 타입형 자성체 등으로 달리 표현될 수 있다.
- [0049] 뿔족부(33a)의 적어도 일부는 하우징부(20)의 내면에 노출되도록 하우징부(20)에 구비될 수 있다. 사용자가 본 장치(10)를 머리에 착용했을 때, 뿔족부(33a)는 사용자의 머리(1)의 전체 부분(전체 영역) 중 자기장 자극을 수행하고자 하는 뇌 부위에 대응하는 사용자의 머리(1)의 일부 부분(일부 영역)에 위치할 수 있다. 여기서, 자기장 자극이라 함은 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장에 의한 자극을 의미할 수 있다.
- [0050] 코일(34)은 자성체(33)에 감긴 형태로 구비될 수 있다. 코일(34)이 자성체(33)에 감긴 횟수 등은 다양하게 설정될 수 있다.
- [0051] 자기장 발생부(30) 중 뿔족부(33a)를 제외한 나머지 구성(예를 들어, 2개의 코일 가이드, 뿔족부를 제외한 자성체 부분, 및 코일)은 하우징부(20) 내에 내장(내재)되도록 구비될 수 있다.
- [0052] 자기장 발생부(30)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위 중 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장을 조사할 수 있다. 자기장 발생부(30)는 사용자의 머리(1)의 경두개에 대응하는 뇌 부위 중 대상 부위를 향해 자기장을 조사할 수 있다.
- [0053] 이에 따르면, 대상 부위는 사용자의 머리(1)의 뇌 부위(전체 뇌 부위) 중 적어도 일부의 부위를 의미할 수 있다. 즉, 대상 부위는 전체 뇌 부위 중 적어도 일부의 뇌 부위를 의미할 수 있다. 뇌 부위에 대한 설명은 도 9를 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0054] 도 9는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)의 자기장 발생부(30)에 의한 자기장 조사(자기장 자극)가 가능한 뇌 부위(2)를 설명하기 위한 도면이다.
- [0055] 도 9를 참조하면, 자기장 발생부(30)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(2)(즉, 사용자 머리의 뇌 부위) 중 적어도 일부의 뇌 부위를 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위로 하여, 대상 부위를 향해 자기장을 조사할 수 있다.
- [0056] 뇌 부위(2)에는 전두엽 부위, 후두엽 부위, 측두엽 부위, 뇌간 부위 및 소뇌 부위가 포함될 수 있다. 여기서, 뇌간 부위에는 중뇌 부위, 뇌교 부위 및 연수 부위가 포함될 수 있다. 달리 표현하여, 대상 부위는 전두엽 부위, 후두엽 부위, 측두엽 부위, 뇌간 부위 및 소뇌 부위 중 적어도 하나의 부위(즉, 어느 하나의 부위이거나 둘 이상의 부위)일 수 있다. 이러한 뇌 부위(2)의 예는 본원의 이해를 돕기 위한 하나의 예시일 뿐, 이에만 한정되는 것은 아니고, 뇌를 구성하는 다양한 부위가 포함될 수 있다.
- [0057] 또한, 자기장 발생부(30)는 제어부(40)의 제어에 의하여 자기장을 조사(방출)할 수 있다. 자기장 발생부(30)는 자기장으로서 펄스 전자기장(Pulsed Electro-Magnetic Field, PEMF)을 조사할 수 있다(발생시킬 수 있다). 달리 표현해, 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장은 PEMF(Pulsed Electromagnetic Field)일 수 있다.
- [0058] 또한, 자기장 발생부(30)는 미약 자기장으로서 일예로 1000 가우스(Gauss) 이하(즉, 100 mT 이하)의 자기장 세기(크기)를 가지는 자기장을 조사할 수 있다. 제어부(40)는 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 세기를 100 mT 이하의 범위에서 다양하게 조절할 수 있다. 제어부(40)는 자기장의 세기를 100 mT 이하의 범위 내에서 조절함으로써, 이를 통해 대상 부위에 대한 자기장 자극의 강도(세기)를 조절할 수 있다.
- [0059] 또한, 자기장 발생부(30)는 다양한 유형의 자기장 자극을 제공할 수 있다. 자기장 발생부(30)는 자기장 자극으로서 펄스형 자기장 자극(즉, 자기장 펄스 자극)을 수행할 수 있다. 이때, 자기장 발생부(30)는 PWM 방식을 적용한 자기장 자극을 제공할 수 있으며, 이를 통해 생체 와전류의 발생을 유리하게 하고, 발열을 최소화시킬 수 있다.
- [0060] 또한, 자기장 발생부(30)는 1 Hz 내지 1kHz 이하의 주파수 범위 내에 해당하는 주파수를 발생시킬 수 있다. 즉, 자기장 발생부(30)는 1 Hz 내지 1kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수를 갖는 자기장을 조사할 수 있다. 특히, 자기장 발생부(30)는 뇌신경 활성화(뇌파 활성화)를 위해 30Hz 미만의 주파수를 갖는 자기장을 조사할 수 있다. 또한, 자기장 발생부(30)는 뇌혈관 및 뇌혈류 개선을 위해 30 Hz 이상 1kHz 이하의 주파수를 갖는 자기장

을 조사할 수 있다.

- [0061] 자기장 발생부(30)는 제어부(40)의 제어에 의해 동작이 제어될 수 있다. 자기장 발생부(30)로부터 뇌 부위(2) 중 대상 부위를 향하여 조사되는 자기장에 의하여, 대상 부위에 대해 자기장 자극이 이루어질 수 있다.
- [0062] 제어부(40)는 자기장 발생부(30)의 동작을 제어할 수 있다. 제어부(40)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위 중 자기장이 조사되는 대상 부위(자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위)의 유형에 따라 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0063] 여기서, 대상 부위의 유형에는 대상 부위의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나가 포함될 수 있다. 즉, 대상 부위의 유형에는 자기장 발생부(30)로부터의 자기장 조사가 이루어지는 뇌(즉, 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위인 뇌)의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나가 포함될 수 있다.
- [0064] 달리 표현하여, 제어부(40)는 자기장 조사가 이루어지는 뇌(대상 부위)의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나를 고려하여, 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 여기서, 부위명이라 함은 전두엽, 후두엽, 측두엽, 뇌간, 소뇌 등의 뇌 부위의 명을 의미할 수 있다.
- [0065] 또한, 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형에는 자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나가 포함될 수 있다. 달리 말해, 제어부(40)는 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형으로서 자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나를 제어할 수 있다. 또한, 자기장의 유형에는 예를 들어, 사인파(Sinewave) 또는 구형파(Squarwave)(단상(Monophasic) 유형 또는 이상(biphasic) 유형) 또는 펄스파 중 적어도 어느 하나가 포함될 수 있다.
- [0066] 자기장 펄스 자극 모드에 대한 설명은 도 10을 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0067] 도 10 은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)의 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형 중 자기장 펄스 자극 모드를 설명하기 위한 도면이다.
- [0068] 도 10을 참조하면, 제어부(40)는 자기장 펄스 자극 모드(자기장 자극 모드)의 유형에 따라 그에 대응하는 자기장 펄스 자극이 발생되도록, 자기장 발생부(30)의 동작을 제어할 수 있다. 즉, 제어부(40)는 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형으로서 일예로 자기장 펄스 자극 모드를 제어할 수 있다. 이러한 자기장 펄스 자극 모드의 제어를 통해, 자기장 발생부(30)는 자기장 펄스 자극을 발생시킬 수 있다(제공할 수 있다).
- [0069] 자기장 펄스 자극 모드(자기장 펄스 자극 모드 정보)에는 N 펄스 자극 모드(N pulse 자극 모드), S 펄스 자극 모드(S pulse 자극 모드), N 펄스와 S펄스의 교번 자극(N/S 자극 모드) 모드, N 펄스 연속 자극 모드 및 S 펄스 연속 자극 모드가 포함될 수 있다. 이에 따르면, 자기장 발생부(30)는 제어부(40)에 의한 자기장 펄스 자극 모드의 제어에 의해, N 펄스 자극, S 펄스 자극, N펄스와 S 펄스의 교번 자극, N 펄스 연속 자극 및 S 펄스 연속 자극 중 어느 하나의 자기장 펄스 자극을 발생시킬 수 있다.
- [0070] 제어부(40)는 대상 부위의 유형(예를 들어, 대상 부위의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나)에 따라, 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형(자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나)을 달리 제어할 수 있다.
- [0071] 여기서, 자기장의 유형을 달리 제어할 때 고려되는 대상 부위의 유형 중 부위명에 관한 정보는 일예로 사용자 입력에 의하여 입력된 것일 수 있다.
- [0072] 일예로, 본 장치(10)는 입력부(미도시)를 포함할 수 있다. 입력부(미도시)는 하우징부(20)의 외면 일영역에 구비될 수 있다. 사용자는 입력부(미도시)를 통해 자기장 자극을 수행하고자 하는 부위명을 입력할 수 있다. 즉, 본 장치(10)는 입력부(미도시)를 통해 사용자로부터 자기장을 조사하고자 하는 뇌(대상 부위)의 부위명에 관한 정보를 입력받을 수 있다. 입력부(미도시)는 일예로 디스플레이부를 통한 터치 입력, 물리적인 버튼에 의한 버튼 입력 등으로 구현될 수 있다.
- [0073] 다른 일예로, 본 장치(10)는 사용자 단말(미도시)와 네트워크 통신을 통해 연결될 수 있다. 사용자는 사용자 단말(미도시)를 통해 대상 부위에 해당하는 부위명을 입력할 수 있다. 본 장치(10)는 사용자가 사용자 단말(미도시)에 입력한 부위명에 관한 정보를 네트워크 통신을 통해 사용자 단말(미도시)로부터 전달받음으로써 획득(수신)할 수 있다.
- [0074] 즉, 본 장치(10)는 사용자에게 의하여 입력된 부위명에 관한 정보를 본 장치(10)의 하우징부(20)에 자체 구비된 입력부(미도시)를 통해 입력받거나, 또는 본 장치(10)와 네트워크 통신을 통해 연결된 사용자 단말(미도시)로부터

터 원격으로 입력받을 수 있다.

- [0075] 네트워크 통신의 일례로는, 3GPP(3rd Generation Partnership Project) 네트워크, LTE(Long Term Evolution) 네트워크, WIMAX(World Interoperability for Microwave Access) 네트워크, 인터넷(Internet), LAN(Local Area Network), Wireless LAN(Wireless Local Area Network), WAN(Wide Area Network), PAN(Personal Area Network), 블루투스(Bluetooth) 네트워크, NFC(Near Field Communication) 네트워크, 위성 방송 네트워크, 아날로그 방송 네트워크, DMB(Digital Multimedia Broadcasting) 네트워크 등 모든 종류의 유/무선 통신이 포함될 수 있으며, 이에 한정된 것은 아니다.
- [0076] 또한, 사용자 단말(미도시)은 PCS(Personal Communication System), GSM(Global System for Mobile communication), PDC(Personal Digital Cellular), PHS(Personal Handyphone System), PDA(Personal Digital Assistant), IMT(International Mobile Telecommunication)-2000, CDMA(Code Division Multiple Access)-2000, W-CDMA(WCode Division Multiple Access), Wibro(Wireless Broadband Internet) 단말, 스마트폰(Smartphone), 스마트패드(SmartPad), 태블릿 PC, 노트북, 웨어러블 디바이스, 데스크탑 PC 등과 같은 모든 종류의 유무선 통신 장치를 포함할 수 있다.
- [0077] 이처럼, 제어부(40)는 대상 부위의 유형으로서 사용자로부터 입력받은 부위명에 관한 정보(대상 부위에 해당하는 부위명 정보)에 따라 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0078] 예시적으로, 부위명에 관한 정보로서 '전두엽 부위'의 정보가 입력된 경우, 제어부(40)는 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어할 수 있다. 만약, 부위명에 관한 정보로서 '측두엽 부위'의 정보가 입력된 경우, 제어부(40)는 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.
- [0079] 여기서, 제1 유형은 일례로 자기장의 세기(강도)가 제2 유형의 자기장의 세기(강도) 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다. 다른 일례로, 제1 유형은 일례로 자기장의 주파수가 제2 유형의 자기장의 주파수 대비 상대적으로 높은 경우를 의미할 수 있다. 구체적인 예로, 제어부(40)는 자기장의 유형이 제1 유형인 경우 자기장의 주파수를 일례로 10 Hz로 제어하고, 자기장의 유형이 제2 유형인 경우 자기장의 주파수를 일례로 20 Hz로 제어할 수 있다.
- [0080] 이처럼, 제어부(40)는 사용자 입력을 기반으로 대상 부위의 부위명을 인식하고, 인식된 대상 부위의 부위명에 따라 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리할 수 있다.
- [0081] 또한, 자기장의 유형을 달리 제어할 때 고려되는 대상 부위의 유형 중 대상 부위의 크기 및/또는 위치에 관한 정보는 일례로 사용자의 머리(1)에 대한 3차원 영상을 기반으로 식별(파악)된 것일 수 있다.
- [0082] 이를 위해, 본 장치(10)는 입력받은 사용자의 머리(1)에 대한 3차원 영상(즉, 사용자의 머리의 뇌 부위에 대한 3차원 영상)을 기반으로 대상 부위의 크기 및/또는 위치를 식별하는 분석부(미도시)를 포함할 수 있다.
- [0083] 3차원 영상은 사용자의 머리(1) 중 적어도 일부를 촬영한 영상을 기반으로 생성된 것일 수 있다. 3차원 영상은 일례로 MRI 장치, CT 장치 등에 의하여 촬영된 사용자의 머리(1)에 대한 영상을 3차원으로 모델링함으로써 생성된 영상일 수 있다.
- [0084] 사용자로부터 대상 부위의 부위명에 관한 정보가 입력되면, 분석부(미도시)는 사용자의 머리(1)에 대한 3차원 영상을 기반으로 대상 부위의 크기 및/또는 위치를 식별할 수 있다.
- [0085] 이때, 분석부(미도시)는 대상 부위의 크기 식별과 관련하여, 대상 부위의 면적(넓이)을 산출할 수 있다. 또한, 분석부(미도시)는 대상 부위의 위치 식별과 관련하여, 사용자의 머리(1)의 표면(두피, 체표)으로부터 대상 부위의 중심 위치까지의 거리(달리 표현하여, 깊이 정보)를 산출할 수 있다.
- [0086] 제어부(40)는 분석부(미도시)에 의해 식별(산출)된 대상 부위의 크기(즉, 면적, 넓이)에 따라 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0087] 예시적으로, 대상 부위가 '전두엽 부위'이고, 식별된 대상 부위의 크기가 제1 크기 임계값 이상인 경우, 제어부(40)는 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어할 수 있다. 만약, 식별된 대상 부위의 크기가 제1 크기 임계값 미만인 경우, 제어부(40)는 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다. 여기서, 제1 유형과 제2 유형의 예시는 앞서 설명했으므로, 이하 생략하기로 한다.
- [0088] 대상 부위가 '측두엽 부위'인 경우, 제어부(40)는 식별된 대상 부위의 크기가 제2 크기 임계값 이상인지 여부에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 일례로, 제어부(40)는 대상 부위인 '측두엽 부위'의 크기가 제2 크

기 임계값 이상이면 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어하고, 제2 임계값 미만이면 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.

- [0089] 여기서, 제1 유형은 일예로 자기장의 세기(강도)가 제2 유형의 자기장의 세기(강도) 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다. 구체적인 예로, 제어부(40)는 자기장의 유형이 제1 유형인 경우 자기장의 세기(강도)를 일예로 800 Gauss로 제어하고, 자기장의 유형이 제2 유형인 경우 자기장의 세기를 일예로 400 Gauss로 제어할 수 있다.
- [0090] 이때, 자기장의 유형을 달리 제어하기 위한 대상 부위의 크기의 기준값(즉, 크기 임계값)(예를 들어, 상술한 제1 크기 임계값, 제2 크기 임계값 등)은 대상 부위의 부위명별로 각기 다르게 설정될 수 있다.
- [0091] 제어부(40)는 분석부(미도시)에 의해 식별(산출)된 대상 부위의 위치(즉, 사용자 머리의 표면(체표)으로부터 대상 부위의 중심 위치까지의 거리, 깊이 정보)에 따라 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0092] 예시적으로, 대상 부위가 '전두엽 부위'이고, 식별된 대상 부위의 위치(체표로부터 대상 부위의 중심 위치까지의 거리)가 제1 위치 임계값(제1 거리 임계값) 이상인 경우, 제어부(40)는 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어할 수 있다. 달리 표현하여, 제어부(40)는 사용자의 머리(1)의 표면으로부터 대상 부위의 중심 위치까지의 거리가 제1 위치 임계값(제1 거리 임계값) 이상인 경우, 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어할 수 있다. 만약, 식별된 대상 부위의 위치가 제1 위치 임계값 미만인 경우, 제어부(40)는 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다. 여기서, 제1 유형과 제2 유형의 예시는 앞서 설명했으므로, 이하 생략하기로 한다.
- [0093] 이때, 자기장의 유형을 달리 제어하기 위한 대상 부위의 위치의 기준값, 즉 위치 임계값(달리 표현해 거리 임계값)(예를 들어, 상술한 제1 위치 임계값, 제2 위치 임계값 등)은 대상 부위의 부위명별로 각기 다르게 설정될 수 있다.
- [0094] 또한, 대상 부위의 크기의 기준값은 일예로 복수의 사용자들의 머리에 대한 3차원 영상을 기반으로 한 대상 부위의 부위명별 각각에 대하여, 부위명에 해당하는 뇌 부위의 크기값의 평균값을 기반으로 설정될 수 있다. 일예로, '전두엽 부위'에 대하여 설정된 제1 크기 임계값은, 복수의 사용자 각각에 대한 전두엽 부위의 크기값의 평균값을 기반으로 설정될 수 있다.
- [0095] 마찬가지로, 대상 부위의 위치의 기준값은 일예로 복수의 사용자들의 머리에 대한 3차원 영상을 기반으로 한 대상 부위의 부위명별 각각에 대하여, 부위명에 해당하는 뇌 부위의 위치값(거리값)의 평균값을 기반으로 설정될 수 있다.
- [0096] 이처럼, 분석부(미도시)는 인식된 대상 부위의 부위명을 고려하여, 사용자의 머리(1)에 대한 3차원 영상을 기반으로 해당 대상 부위의 크기를 인식(식별)하고, 제어부(40)는 인식된 대상 부위의 크기에 따라 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리할 수 있다.
- [0097] 또한, 분석부(미도시)는 인식된 대상 부위의 부위명을 고려하여, 사용자의 머리(1)에 대한 3차원 영상을 기반으로 해당 대상 부위의 위치를 인식(식별)하고, 제어부(40)는 인식된 대상 부위의 위치에 따라 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리할 수 있다.
- [0098] 제어부(40)는 대상 부위의 유형(즉, 대상 부위의 부위명, 크기, 및 위치 중 적어도 하나)에 따라 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0099] 또한, 제어부(40)는 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장에 대한 치료 유형에 따라 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0100] 여기서, 치료 유형에는 대상 부위에 대응하는 뇌신경의 활성화를 위한 제1 치료 유형 및 대상 부위에 대응하는 뇌혈관의 혈류 개선을 위한 제2 치료 유형이 포함될 수 있다. 여기서, 제2 치료 유형은 뇌혈관의 혈류 개선뿐만 아니라 뇌혈관의 확장을 위한 치료 유형을 의미할 수 있다. 즉, 제1 치료 유형은 뇌신경의 활성화를 목적으로 하는 치료 유형을 의미하고, 제2 치료 유형은 뇌혈관의 혈류 개선 및/또는 뇌혈관의 확장을 목적으로 하는 치료 유형을 의미할 수 있다.
- [0101] 이러한 치료 유형에 관한 정보는 앞서 부위명에 관한 정보의 입력과 마찬가지로, 일예로 사용자 입력에 의하여 입력될 수 있다.
- [0102] 제어부(40)는 치료 유형이 제1 치료 유형인 경우 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 제1 유형

으로 제어할 수 있다. 만약, 제어부(40)는 치료 유형이 제2 치료 유형인 경우 자기장 발생부(30)로부터 발생되는 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.

- [0103] 제1 치료 유형시의 자기장 유형인 제1 유형은 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장의 주파수가 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어되는 유형을 의미할 수 있다. 또한, 제2 치료 유형시의 자기장 유형인 제2 유형은 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장의 주파수가 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어되는 유형을 의미할 수 있다.
- [0104] 달리 말해, 사용자 입력을 통해 입력된 치료 유형에 관한 정보(즉, 본 장치에 의한 자기장의 치료 유형에 관한 정보)에 기초하여, 제어부(40)는 치료 유형이 제1 치료 유형인 경우, 자기장의 유형을 제1 유형으로서 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 특히, 제어부(40)는 제1 유형으로서 1Hz 이상 30Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 또한, 제어부(40)는 치료 유형이 제2 치료 유형인 경우, 자기장의 유형을 제2 유형으로서 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다.
- [0105] 조절부(50)는 자기장이 조사되는 대상 부위의 유형을 고려하여 자기장 발생부(30)의 위치를 조절할 수 있다. 조절부(50)에 대한 설명은 도 11을 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0106] 도 11은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)의 조절부(50)를 설명하기 위한 도면이다.
- [0107] 도 11을 참조하면, 조절부(50)는 대상 부위의 유형을 고려하여 하우징부(30) 내에서의 자기장 발생부(30)의 위치를 조절할 수 있다.
- [0108] 이때, 조절부(50)는 대상 부위(3)의 중심 위치(P1)로부터 자기장 발생부(30)의 중심 위치(P2)로 연장되는 가상의 선이 사용자의 머리(1)의 표면(체표)의 접선과 수직하도록 자기장 발생부(30)의 위치를 조절할 수 있다(이동시킬 수 있다).
- [0109] 즉, 조절부(50)는 자기장 발생부(30)의 중심 위치(P1)가 대상 부위(3)의 중심 위치(P1)를 향하여 사용자 머리(1)의 표면의 접선과 수직하는 방향에 위치하도록 자기장 발생부(30)의 위치를 조절(조정)할 수 있다. 이를 통해, 본 장치(10)는 자기장 발생부(30)를 대상 부위(3)에 보다 가까이 위치시킴으로써, 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장을 대상 부위(3)에 집중시켜 보다 효과적인 자기장 자극이 이루어지도록 할 수 있다.
- [0110] 다른 일례로, 조절부(50)는 대상 부위의 유형을 고려하여 자기장 발생부(30)의 각도를 조절할 수 있다. 조절부(50)는 자기장 발생부(30)로부터 대상 부위(3)의 중심 위치(P1)를 향하여 조사되는 자기장의 조사 방향이 사용자의 머리(1)의 표면(체표)의 접선과 수직하도록, 하우징부(20) 내에서의 자기장 발생부(30)의 각도를 조절할 수 있다.
- [0111] 이처럼, 조절부(50)는 대상 부위의 유형을 고려한 자기장 발생부(30)의 위치 조절(조정)시, 자기장 발생부(30) 자체를 움직여 위치를 조절하거나 또는 자기장 발생부(30)의 위치를 유지한 상태로 자기장 발생부(30)의 각도(즉, 자기장 발생부로부터 조사되는 자기장의 조사 각도)를 조절할 수 있다.
- [0112] 본 장치(10)에서 자기장 발생부(30)는 복수개 구비될 수 있다. 이때, 제어부(40)는 복수개의 자기장 발생부 각각을 개별적 및/또는 통합적으로 제어할 수 있다. 또한, 제어부(40)는 복수개의 자기장 발생부 각각으로부터 조사되는 자기장의 유형을 각기 다르게 제어할 수 있다. 복수개의 자기장 발생부가 구비된 경우에 대한 설명은 도 12 및 도 13을 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0113] 도 12 및 도 13은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)에 복수개의 자기장 발생부가 구비되는 경우의 예를 나타낸 도면이다. 특히, 도 12는 본 장치(10)에 자기장 발생부가 3개 구비되는 경우의 예를 나타내고, 도 13은 본 장치(10)에 자기장 발생부가 20개 이상 구비되는 경우의 예를 나타낸다.
- [0114] 도 12 및 도 13을 참조하면, 본 장치(10)에는 자기장 발생부가 복수개 구비될 수 있다. 즉, 본 장치(10)는 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...)를 포함할 수 있다.
- [0115] 이때, 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 각각은 상술한 자기장 발생부(30)와 동일한 구성 및 기능을 갖는 자기장 발생부일 수 있다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 상술한 자기장 발생부(30)에 대하여 설명된 내용은 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 각각에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0116] 제어부(40)는 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 각각을 개별적으로 제어하거나 혹은 통합적으로 제어할 수 있다. 제어부(40)는 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 각각이 서로 다른 자기장의 유형을 갖는 자기장을 조사하도록 제어할 수 있다.

- [0117] 제어부(40)는 일예로, 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 중 제1 자기장 발생부(31)의 자기장 유형을 제1 유형으로 제어하고, 제2 자기장 발생부(32)의 자기장 유형을 제2 유형으로 제어하고, 제3 자기장 발생부(33)의 자기장 유형을 제3 유형으로 제어할 수 있다.
- [0118] 여기서, 제1 유형은 일예로 자기장의 세기(강도)가 제2 유형의 자기장의 세기(강도) 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다. 또한, 제2 유형은 일예로 자기장의 세기(강도)가 제3 유형의 자기장의 세기 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다.
- [0119] 또한, 조절부(50)는 대상 부위의 유형을 고려하여 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 각각의 위치를 조절할 수 있다.
- [0120] 일예로, 도 12를 참조하면 조절부(50)는 서로 다른 위치에 배치된 복수의 자기장 발생부 중 일부의 자기장 발생부(31, 32, 33) 각각이 대상 부위(3)의 중심 위치(P1)를 향하여 자기장을 조사하도록, 일부의 자기장 발생부(31, 32, 33) 각각의 위치를 조절(혹은 각도를 조절)할 수 있다.
- [0121] 조절부(50)는 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 각각을 개별적으로 제어할 수 있으며, 각각의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...)에 대해 선택적으로 위치를 제어(선정)할 수 있다.
- [0122] 제어부(40)가 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 중 어느 하나의 자기장 발생부로부터 자기장이 조사되도록 제어한다고 가정하자. 이러한 경우, 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(2)에 대한 자기장 자극은, 뇌 부위(2)의 전체 영역 중 상기 어느 하나의 자기장 발생부로부터 조사되는 자기장에 대응하는 뇌 부위(2)의 일부 영역에 대해서만 자기장 자극이 이루어질 수 있다.
- [0123] 즉, 본 장치(10)는 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 중 어느 하나의 자기장 발생부를 선택하고 선택된 자기장 발생부로부터 자기장이 조사되도록 제어함으로써, 사용자의 뇌 부위(2)의 전체 영역 중 일부 영역으로서 국소 부위에 대해서만 선택적으로 자기장 자극을 수행할 수 있다.
- [0124] 다른 일예로, 제어부(40)가 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 전체로부터 자기장이 조사되도록 제어한다고 가정하자. 이러한 경우, 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(2)에 대한 자기장 자극은, 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 각각으로부터 조사되는 자기장에 의하여 뇌 부위(2)의 전체 영역에 대해 자기장 자극이 이루어질 수 있다.
- [0125] 즉, 본 장치(10)는 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...)가 통합적으로 자기장이 조사되도록 제어함으로써, 사용자의 뇌 부위(2)의 전체 영역에 대하여 자기장 자극을 수행할 수 있다.
- [0126] 사용자의 뇌 부위(2)의 영역 중 본 장치(10)에 의하여 자기장 자극이 이루어지는 자기장 자극 부위의 영역 크기(범위)는 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 중 제어부(40)의 제어에 의하여 제어되는 자기장 발생부의 수에 따라 결정될 수 있다. 즉, 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 중 제어부(40)에 의해 제어되는 자기장 발생부의 수가 많을수록, 뇌 부위(2)의 영역 중 자기장 자극 부위의 영역 크기(즉, 자기장 자극이 이루어지는 뇌 부위의 자극 영역 크기)가 클 수 있다(즉, 넓은 뇌 부위의 영역에 대하여 자기장 자극이 이루어질 수 있다).
- [0127] 또한, 자기장 자극 부위의 영역 크기는 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 중 적어도 일부의 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형이나, 적어도 일부의 자기장 발생부의 하우징부(20) 내에서의 위치 및/또는 각도 등에 따라 결정될 수 있다.
- [0128] 도 14는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)에 의해 자기장 자극이 이루어지는 사용자의 뇌 부위의 자기장 자극 영역 크기(즉, 자기장 자극 부위의 영역 크기)를 설명하기 위한 도면이다.
- [0129] 도 14를 참조하면, 예를 들어 제어부(40)가 도 12의 예와 같이 복수개의 자기장 발생부 중 일부의 자기장 발생부로서 3개의 자기장 발생부(31, 32, 33)로부터 대상 부위(3)를 향해 자기장이 조사되도록 제어했다고 가정하자. 이러한 경우, 본 장치(10)는 사용자의 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(2)의 전체 영역 중 일부 영역(A, 국소 부위의 영역)에 대해서만 자기장 자극을 제공할 수 있다.
- [0130] 다른 예로, 제어부(40)가 도 13의 예와 같이 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 전체가 대상 부위(3)를 향해 자기장이 조사되도록 제어했다고 가정하자. 이러한 경우, 본 장치(10)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(2)의 전체 영역(B)에 대하여 자기장 자극을 제공할 수 있다.
- [0131] 도 15는 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)에서 자기장 발생부의 제어 회로의 구성 예를 나

타낸 도면이다. 특히, 도 15는 일례로 본 장치(10)에 2개의 자기장 발생부가 구비되었을 때의 자기장 발생부의 제어 회로의 예를 나타낸 도면이다.

- [0132] 도 15를 참조하면, 본 장치(10)에서 제어부(40)는 자기장 발생부(30)의 동작 제어를 위한 제어 회로를 포함할 수 있다. 여기서, 자기장 발생부의 제어 회로는 단/양방향 펄스 자기장 발생 제어 회로라 달리 표현될 수 있다.
- [0133] 제어부(40)는 이러한 자기장 발생부의 제어 회로를 이용해, 본 장치(10)에 포함된 복수개의 자기장 발생부(31, 32, 33, ...) 각각으로부터 발생하는 자기장의 유형을 제어할 수 있다. 특히, 자기장의 유형으로서 자기장 펄스 자극의 유형을 제어할 수 있다.
- [0134] 자기장 펄스 자극의 유형에는 앞서 말한 바와 같이 N 펄스 자극, S 펄스 자극, N펄스와 S 펄스의 교번 자극, N 펄스 연속 자극 및 S 펄스 연속 자극이 포함될 수 있다.
- [0135] 일례로, 본 장치(10)에 2개의 자기장 발생부(31, 32)가 포함되어 있다고 하자. 이때, 제어부(40)는 2개의 자기장 발생부 중 제1 자기장 발생부(31)가 N 펄스 자극을 발생시키는 경우, 제2자기장 발생부(32)가 S펄스 자극을 발생시키도록 제어할 수 있다.
- [0136] 또한, 제어부(40)는 미리 설정된 주기(예를 들어, 5초)에 따라 제1자기장 발생부(31) 및 제2자기장 발생부(32)가 S펄스 자극 및 N 펄스 자극을 교대로 발생시키도록 제1자기장 발생부(31) 및 제2자기장 발생부(32)를 제어할 수 있다.
- [0137] 도면에 도시하지는 않았으나, 본 장치(10)는 전원부(미도시)를 포함할 수 있다. 전원부(미도시)는 본 장치(10)에 전원을 공급할 수 있다. 전원부(미도시)는 일례로 DC 48V 미만의 전원을 공급할 수 있으며, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0138] 도 16은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)에 의한 자기장 자극에 의한 자극 효과를 설명하기 위한 도면이다.
- [0139] 도 16을 참조하면, 제어부(40)는 치료 유형이 제1 치료 유형인 경우, 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장의 유형을 제1 유형으로서 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 이에 따라, 본 장치(10)는 대상 부위에 대하여 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수에 대응하는 자기장을 조사함으로써, 대상 부위에 대응하는 뇌신경을 자극하여 뇌신경을 활성화시킬 수 있다.
- [0140] 제어부(40)는 치료 유형이 제2 치료 유형인 경우, 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장의 유형을 제2 유형으로서 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 이에 따라, 본 장치(10)는 대상 부위에 대하여 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수에 대응하는 자기장을 조사함으로써, 대상 부위에 대응하는 뇌혈관의 혈류를 개선뿐만 아니라 대상 부위에 대응하는 뇌혈관을 확장시킬 수 있다.
- [0141] 즉, 본 장치(10)는 자기장 발생부(30)를 이용하여 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위 중 적어도 일부의 부위에 대해 자기장(일례로, 미약 시변 자기장, PEMF)을 조사함으로써, 경두개 자기장 자극을 수행할 수 있다. 본 장치(10)는 이러한 경두개 자기장 자극을 통해, 뇌신경을 자극하고, 뇌혈관을 확장시키며, 뇌혈류를 개선시킬 수 있다. 이로부터 본 장치(10)는 사용자의 뇌질환을 개선시킬 수 있다.
- [0142] 본 장치(10)는 미약 시변 자기장(PEMF) 자극을 이용한 경두개 자기장 자극을 통해 뇌혈류를 개선함으로써, 뇌경색, 뇌출혈, 치매, 간질, 만성 두통, 우울증, 이명, 불면증, ADHD, 수면장애, 어지럼증에 동반되는 불안 증상 등의 다양한 뇌질환을 개선할 수 있는 효과를 제공할 수 있다. 즉, 본 장치(10)는 상술한 다양한 뇌질환의 개선 및 치료에 적용 가능하다. 달리 표현해, 본 장치(10)는 상술한 다양한 뇌질환을 갖는 사용자를 치료 적용 대상으로 할 수 있다.
- [0143] 본 장치(10)에 의하면, 본원은 소형화, 경량화, 및 개인용(휴대용)이 가능한 PEMF를 이용한 경두개 자기장 자극 장치(자극기)를 제공할 수 있다.
- [0144] 본 장치(10)는 일례로 미약 자기장으로서 100 mT 이하 (1000Gauss 이하)의 자기장을 조사할 수(발생시킬 수) 있다. 또한, 본 장치(10)는 자기장의 자극 방식(자기장 펄스 자극 모드)으로서 펄스형 자극(PWM 방식의 적용)에 의해 생체 와전류 발생 유리, 발열 최소화)을 제공할 수 있다. 또한, 본 장치(10)는 자기장의 자극 주파수로서 뇌파 범위(1 Hz 내지 30 Hz 미만의 주파수 범위)부터 1kHz 이하의 주파수를 갖는 자기장을 조사할 수 있다.
- [0145] 도 17은 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10')의 개략적인 구성을 나타낸 블록도이다.

- [0146] 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10')는 상술한 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10, 본 장치)와 대비하여 뇌파 측정부(60), 뇌파 분석부(70) 및 뇌혈류 상태 판단부(80)의 구성이 추가된 것에서만 차이가 있을 뿐, 다른 구성들은 동일할 수 있다. 따라서, 이하 생략된 내용이라고 하더라도 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10, 본 장치)에 대하여 설명된 내용은 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10')에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0147] 이하에서는 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10')를 설명의 편의상 본 장치(10')라 하기로 한다.
- [0148] 도 17을 참조하면, 본 장치(10')는 하우징부(20), 자기장 발생부(30), 제어부(40), 조절부(50), 뇌파 측정부(60), 뇌파 분석부(70) 및 뇌혈류 상태 판단부(80)를 포함할 수 있다. 여기서, 하우징부(20), 자기장 발생부(30), 제어부(40) 및 조절부(50)에 대한 설명은 앞서 자세히 설명했으므로, 이하 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0149] 뇌파 측정부(60)는 하우징부(20)에 배치된 2개의 전극을 이용하여 사용자의 뇌파(brainwave)를 측정할 수 있다. 뇌파는 뇌전도(electroencephalography, EEG)라 달리 표현될 수 있다.
- [0150] 특히, 뇌파 측정부(60)는 자기장 발생부(30)에 의하여 사용자의 머리(1)의 대상 부위에 자기장 자극이 이루어짐에 따른 뇌파의 변화를 측정할 수 있다. 즉, 자기장 발생부(30)는 대상 부위에 대하여 자기장을 조사할 수 있으며, 뇌파 측정부(60)는 자기장 조사에 응답하여 자기장 조사에 의한 사용자의 뇌파의 변화를 측정할 수 있다.
- [0151] 뇌파는 뇌의 활동에 따라 일어나는 전류 또는 그것을 도출 및/또는 증폭하여 기록한 것을 의미한다. 즉, 뇌의 전기적 활동에 의해서 일어나는 두피상의 두 점 사이의 전위 변동을 연속적으로 기록한 것을 뇌파(두피 뇌파)라고 한다. 이것에 대해서 뇌의 피질(皮質)에서 유도하는 것을 각각 피질 뇌파라고 부른다. 임상적으로는 두피 뇌파를 보통 간단하게 뇌파라고 한다. 이 전위 변동은 심근 및 골격근과 마찬가지로 물리적 또는 화학적 변동에 의해서 전위차를 일으키는 신경 세포의 기본적 특성에 기인하고 있다.
- [0152] 뇌파의 용도를 살펴보면, 뇌파는 현재 임상상의 진단 보조로 널리 이용되고 있다. 특히, 뇌파는 뇌종양, 두부 외상, 뇌염, 뇌출혈, 대사 장애 등의 진단에 용이하게 이용되고 있으며, 특히 간질의 진단에는 매우 유용하게 이용되고 있다. 연구 측면에 있어서도, 뇌파는 뇌세포의 활동을 여러 가지 조건하에서 관찰하여 그 병태 생리를 해명하기 위해 용이하게 이용되고 있다. 그밖에 뇌내 병소(腦內病巢)의 국제 결정에는 위상의 역전, 좌우 비대칭성, 뇌파 결제(缺除), 국한된 비정상파 등이 유력한 참고 자료로 활용되고 있다.
- [0153] 이에 따르면, 뇌파 측정부(60)는 2개의전극을 이용하여 2개의 전극 사이의 전위 변동을 뇌파로서 측정할 수 있다.
- [0154] 본 장치(10')에서 뇌파 측정시 이용되는 2개의 전극은 하우징부(20)의 내면에 소정의 간격(미리 설정된 간격)을 두고 이격되어 배치될 수 있다.
- [0155] 이때, 본 장치(10')에서 자기장 발생부(30)의 뿔족부(33a)가 하우징부(20)의 내면에 노출되도록 하우징부(20)에 구비됨에 따라, 사용자의 머리(특히, 두피)와 하우징부(20)의 내면 사이에는 하우징부(20)의 내면으로부터 뿔족부(33a)가 노출된 높이만큼의 간격에 대응하는 공간이 형성될 수 있다. 이러한 하우징부(20)의 내면의 일영역에 2개의 전극이 구비되는 경우, 2개의 전극이 상기 공간으로 인해 사용자의 머리(특히, 두피)에 접촉되도록 배치되지 않음에 따라 뇌파의 측정이 정확히 이루어지지 않을 수 있다.
- [0156] 따라서, 본 장치(10')의 하우징부(20)의 내면의 일영역에는 돌출부(미도시)가 구비될 수 있다. 이때, 돌출부(미도시)의 돌출 높이는 하우징부(20)의 내면으로부터 돌출부가 돌출된 높이로서, 뿔족부(30a)가 하우징부(20)의 내면으로부터 노출된(돌출된) 높이에 대응되는 높이로 설정될 수 있다.
- [0157] 돌출부(미도시)는 본 장치(10')에 구비된 전극의 수에 대응하는 수로 구비될 수 있다. 즉, 돌출부(미도시)는 하우징부(20)의 내면에 2개 구비될 수 있다. 이때, 2개의 전극은 2개의 돌출부(미도시)의 일면에 각각 구비될 수 있다. 이에 따르면, 본 장치(10')를 사용자가 머리에 착용했을 때, 2개의 돌출부(미도시)의 일면 각각에 구비된 2개의 전극은 사용자의 머리(1)의 두피에 접촉되도록 착용될 수 있다.
- [0158] 뇌파 분석부(70)는 뇌파 측정부(60)에서 측정된 뇌파(자기장 자극에 응답하는 뇌파, 변화된 뇌파)의 분석을 통해 사용자의 뇌 상태를 판단할 수 있다. 뇌파 분석부(70)는 뇌파 측정부(60)에서 측정된 뇌파의 분석을 통해 뇌파의 유형을 식별하고, 식별된 뇌파의 유형에 대응하는 사용자의 뇌 상태(뇌의 상태)를 판단할 수 있다.

- [0159] 뇌파의 분석시, 뇌파의 유형은 측정된 뇌파의 주파수와 진폭에 따라 분류될 수 있다. 일반적으로 알파(ALPHA, α)파는 사람의 뇌파의 대표적인 성분이라 할 수 있으며, 알파파의 그래프는 일반적으로 10Hz 전후의 규칙적인 파동으로 연속적으로 나타난다. 뇌파의 진폭은 평균 50 μV 정도로 나타나며, 사용자의 머리(1)에서 두정부(頭頂部)와 후두부에서 가장 크게 나타나며, 전두부에서는 작게 나타나는 특징이 있다.
- [0160] 도 18은 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)에 의해 측정되는 뇌파의 유형을 설명하기 위한 도면이다. 도 19는 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)에 의해 측정되는 뇌파의 유형별 뇌 상태를 설명하기 위한 도면이다.
- [0161] 도 18 및 도 19를 참조하면, 뇌파 측정부(60)에 의해 측정된 뇌파의 유형에는 델타(DELTА, δ)파, 세타(THETA, θ)파, 알파(ALPHA, α)파, 베타(BETA, β)파, 및 감마(GAMMA, γ)파 유형이 포함될 수 있다. 이에만 한정되는 것은 아니고, 뇌파의 유형에는 SMR파, 하이베타(HIGH BETA)파 등이 포함될 수 있다.
- [0162] 뇌파 분석부(70)는 뇌파 측정부(60)에서 측정된 뇌파의 주파수가 1 Hz 이상 4 Hz 미만인 경우 뇌파의 유형을 델타파인 것으로 식별하고, 식별된 뇌파의 유형에 대응하는 뇌 상태로는 숙면 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- [0163] 마찬가지로, 측정된 뇌파의 주파수가 4 Hz 이상 8 Hz 미만인 경우에는 뇌파의 유형이 세타파로 식별되고, 뇌 상태로는 졸린 상태, 망상, 산만함, 맥일몽의 상태로 판단될 수 있다. 측정된 뇌파의 주파수가 8 Hz 이상 12 Hz 미만인 경우에는 뇌파의 유형이 알파파로 식별되고, 뇌 상태로는 집중이 느슨하고 정신이 멍한 상태로 판단될 수 있다. 측정된 뇌파의 주파수가 12 Hz 이상 15 Hz 미만인 경우에는 뇌파의 유형이 SMR파로 식별되고, 뇌 상태로는 움직이지 않는 상태에서 집중력을 유지하는 상태로 판단될 수 있다.
- [0164] 측정된 뇌파의 주파수가 15 Hz 이상 18 Hz 미만인 경우에는 뇌파의 유형이 베타파로 식별되고, 뇌 상태로는 활동적인 상태에서 집중력을 유지하는 상태로 판단될 수 있다. 측정된 뇌파의 주파수가 18 Hz 이상 30 Hz 미만인 경우에는 뇌파의 유형이 하이베타파로 식별되고, 뇌 상태로는 경직된 상태, 불안한 상태, 긴장한 상태로 판단될 수 있다. 측정된 뇌파의 주파수가 30 Hz 이상인 경우에는 뇌파의 유형이 감마파로 식별되고, 뇌 상태로는 흥분한 상태, 불안한 상태, 순간 인지하는 상태로 판단할 수 있다.
- [0165] 또한, 뇌파의 유형에는 비정상 파(비정상 뇌파, 이상 파, 이상 뇌파)가 포함될 수 있다. 비정상 파는 진폭, 파형, 주파수가 비정상적으로 나타나는 뇌파를 의미한다. 비정상 파는 진폭이 150 μV 이상 또는 극단적으로 작게 나타난다. 파형의 비정상으로는 스파이크(자극파)가 대표적이라 할 수 있다. 주파수의 비정상으로는 서파군(徐波群)(δ 파, θ 파를 주로 하는 것)과 속파군(速波群)이 존재한다. 실제상 가장 중요한 것은 스파이크로 간질에 거의 공통으로 보이는 것이라 할 수 있다.
- [0166] 다시 말해, 뇌파에는 정상인에서 볼 수 있는 정상 뇌파와 병적 상태에서 나타나는 비정상 파(이상 뇌파)가 포함될 수 있다. 정상 뇌파 이외의 것을 어떤 의미에서 볼 때 비정상 파라고 할 수 있다. 그런데, 정상 뇌파도 개인차가 있고 지문(指紋)과 비교할 수 있을 만큼 다종다양하므로, 비정상 파 역시 다종다양할 수 있으나, 비정상 파는 일반적으로 다음과 같이 정의될 수 있다.
- [0167] 파형의 이상으로는 전형적으로 빠른 주기를 가진 선단이 뾰족한 극파, θ 파 또는 δ 파가 반복하여 나타나는 고진폭의 자파-서파 결합, 파동의 선단은 뾰족하지만 주기가 α 파 이하에 속하는 예파(銳波), 이 외에 서파가 나타나는 예파-서파 결합이 존재하며, 이들 모두 각종 전간에 특유한 뇌파를 의미한다.
- [0168] 주파수 및 진폭의 이상으로는 서파를 예로 들 수 있다. 정상인에서는 α 파보다 늦은 파동이 나타나는 일은 적다. 만일, 안정 각성시에 δ 파가 나타나거나 반복하여 θ 파가 나타나는 경우는 이상 파라고 할 수 있다. δ 파는 뇌종양이나 뇌혈관 장애 등에서 볼 수 있다. 또한 β 파의 주파수가 8Hz 부근의 파동을 주체로 하는 경우도 이상 파라고 할 수 있으며, 이러한 경우 뇌기능에 저하가 나타난다. β 파가 전체의 3% 이상을 차지하는 경우도 이상 파라고 할 수 있다. 또한, 비정상적으로 높은 진폭 또는 낮은 진폭의 뇌파도 이상 파로 판단될 수 있다.
- [0169] 뇌파 분석부(70)는 뇌파 측정부(60)에서 측정된 뇌파의 분석을 통해, 측정된 뇌파가 비정상 파(이상 뇌파, 이상 파)인지 판단할 수 있다. 판단 결과, 측정된 뇌파가 비정상 파인 것으로 판단되면, 제어부(40)는 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 현재의 제1 유형에서 제2 유형으로 변경하는 제어를 수행할 수 있다.
- [0170] 또한, 제어부(40)는 측정된 뇌파가 비정상 파인 것으로 판단되면, 하우징부(20)의 외면의 일영역에 구비된 디스플레이부(미도시)를 통해 비정상 파가 검출(측정)되었음을 알리는 알람을 표시할 수 있다. 또는, 제어부(40)는 측정된 뇌파가 비정상 파인 것으로 판단되면, 하우징부(20)의 외면의 일영역에 구비된 스피커부(미도시)를 통해 비정상 파가 검출(측정)되었음을 알리는 알람(소리 알람)을 발생시킬 수 있다.

- [0171] 도 20은 본원의 다른 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치(10)의 뇌파 분석부(70)에 의한 뇌파 분석을 설명하기 위한 도면이다.
- [0172] 도 20을 참조하면, 뇌파 분석부(70)는 뇌파 측정부(60)에서 측정된 뇌파(자기장 자극에 응답하는 뇌파, 변화된 뇌파)의 그래프 분석을 통해 사용자의 뇌 상태를 판단할 수 있다. 뇌파 측정부(60)에서 측정된 뇌파의 그래프에는 시간에 따른 저항도와 뇌 상태의 정도에 대한 정보가 포함될 수 있다. 여기서, 뇌 상태의 정도(수준)라 함은 일례로 각성 상태의 정도, 흥분 상태의 정도, 긴장 상태의 정도 등을 의미할 수 있다. 뇌파의 그래프에서는 뇌파의 유형별로 색상이 각기 다르게 표현될 수 있다.
- [0173] 이에 따르면, 뇌파 분석부(70)는 측정된 뇌파의 그래프 분석을 통해 뇌 상태의 정도(수준)을 판단(판별)할 수 있다.
- [0174] 제어부(40)는 측정된 뇌파의 분석을 통해 식별된 뇌파의 유형에 따라 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 달리 표현하여, 제어부(40)는 측정된 뇌파의 주파수에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0175] 예시적으로, 제어부(40)는 식별된 뇌파의 유형이 델타파인 경우(뇌파의 주파수가 1 Hz 이상 4 Hz 미만인 경우) 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어하고, 식별된 뇌파의 유형이 세타파인 경우(뇌파의 주파수가 4 Hz 이상 8 Hz 미만인 경우) 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다. 여기서, 제1 유형과 제2 유형의 예시는 앞서 설명했으므로, 이하 생략하기로 한다.
- [0176] 뇌혈류 상태 판단부(80)는 사용자의 뇌혈류 상태로서, 뇌혈류 속도, 뇌혈류량 및 뇌혈관 경화지수 중 적어도 하나를 판단할 수 있다. 이때, 뇌혈류 상태 판단부(80)는 일례로 경두개 도플러(Transcranial Doppler, TCD) 측정을 이용하여 뇌혈류 상태를 판단할 수 있다. 이를 위해, 본 장치(10)는 경두개 도플러 측정을 위한 도플러 초음파 센서부(미도시)를 포함할 수 있다.
- [0177] 뇌혈류 상태 판단부(80)는 도플러 초음파 센서부(미도시)를 이용해 획득된 뇌혈류 상태 정보의 분석을 통해 뇌혈류 상태를 판단할 수 있다. 이를 위해, 도플러 초음파 센서부(미도시)는 하우징부(20)의 내면의 일영역에 배치될 수 있다.
- [0178] 다른 일례로 뇌혈류 상태 판단부(80)는 경두개 도플러 측정이 가능한 별도의 장비(예를 들어, 뇌혈류 초음파 측정 장치)로부터 네트워크를 통해 사용자에게 대한 뇌혈류 상태 정보를 획득할 수 있으며, 획득된 뇌혈류 상태 정보의 분석을 통해 사용자의 뇌혈류 상태를 판단할 수 있다. 여기서, 네트워크에 대한 예시는 앞서 자세히 설명했으므로, 이하 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0179] 제어부(40)는 뇌혈류 상태 판단부(80)에서 판단된 뇌혈류 상태(뇌혈류 속도, 뇌혈류량 및 뇌혈관 경화지수)에 따라 자기장 발생부(30)로부터 조사되는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0180] 구체적으로, 제어부(40)는 뇌혈류 상태로서 판단된 뇌혈류 속도가 제1 임계 속도 이상인지 여부에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 이때, 제어부(40)는 뇌혈류 속도가 제1 임계 속도 이상인 경우 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어하고, 뇌혈류 속도가 제1 임계 속도 미만인 경우 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다. 여기서, 제1 유형은 일례로 자기장의 세기(강도)가 제2 유형의 자기장의 세기(강도) 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다.
- [0181] 또한, 제어부(40)는 뇌혈류 상태로서 판단된 뇌혈류량이 제1 임계 혈류량 이상인지 여부에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 예시적으로, 제어부(40)는 판단된 뇌혈류량이 제1 임계 혈류량 이상인 경우 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어하고, 뇌혈류량이 제1 임계 혈류량 미만인 경우 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.
- [0182] 마찬가지로, 제어부(40)는 뇌혈류 상태로서 판단된 뇌혈관 경화지수 값이 제1 임계 경화지수 값 이상인지 여부에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 예시적으로, 제어부(40)는 판단된 뇌혈관 경화지수 값이 제1 임계 경화지수 값 이상인 경우 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어하고, 뇌혈관 경화지수 값이 제1 임계 경화지수 값 미만인 경우 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.
- [0183] 이처럼, 제어부(40)는 뇌파 분석부(70)에 의한 분석 결과(즉, 식별된 뇌파의 유형이나 판단된 뇌 상태 정보), 뇌혈류 상태 판단부(80)에 의한 판단 결과(즉, 뇌혈류 상태 판단 결과) 등을 고려하여, 자기장 발생부(30)로부터 발생하는 자기장의 유형을 변경하거나 조정하는 등의 제어를 수행할 수 있다.

- [0184] 본 장치(10, 10')는 사용자의 머리에 착용 가능한 형태로 마련되고, 적어도 하나의 자기장 발생부를 가질 수 있다. 본 장치(10, 10')는 적어도 하나의 자기장 발생부의 위치 및/또는 동작을 선택적으로 제어할 수 있다.
- [0185] 종래의 경두개 자극 장치들은 주로 고출력 자기장을 이용한 경두개 자기장 자극기로서 자극범위가 넓고, 특정 범위를 국소적으로 자극하기 어려우며, 선택적 위치를 선정하고, 다양한 방식의 자극이 어려운 문제가 있다. 이에 반해, 본 장치(10, 10')는 국소적 자극이 가능하고 각 자기장 발생부의 위치를 선택적으로 제어(조정)할 수 있으며, 다양한 방식의 자극을 제공할 수 있다.
- [0186] 본 장치(10, 10')는 미약한 펄스형 자기장을 이용한 방식으로써, 개인용으로 활용시 뇌혈류 개선, 뇌혈관 자극, 뇌세포 활성화 등에 다양하게 적용 가능하다. 또한 본 장치(10, 10')는 치매, 우울증, 뇌질환을 포함한 학습, 뇌파 자극 등에 용이하게 적용될 수 있다.
- [0187] 이하에서는 상기에 자세히 설명된 내용을 기반으로, 본원의 동작 흐름을 간단히 살펴보기로 한다.
- [0188] 도 21은 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법에 대한 동작 흐름도이다.
- [0189] 도 21에 도시된 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법은 앞서 설명된 본 장치(10, 10')에 의하여 수행될 수 있다. 따라서, 이하 생략된 내용이라고 하더라도 본 장치(10, 10')에 대하여 설명된 내용은 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0190] 도 21을 참조하면, 단계S11에서는 제어부가, 사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 하우징부에 구비된 자기장 발생부의 동작을 제어할 수 있다.
- [0191] 이때, 단계S11에서 제어부는, 뇌 부위 중 자기장이 조사되는 대상 부위의 유형에 따라 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0192] 여기서, 대상 부위의 유형에는 자기장 조사가 이루어지는 뇌의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나가 포함될 수 있다.
- [0193] 또한, 단계S11에서 제어부는, 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형으로서 자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나를 제어할 수 있다.
- [0194] 또한, 단계S11에서 제어부는, 자기장 발생부로부터 조사되는 자기장의 치료 유형에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 여기서, 치료 유형에는, 대상 부위에 대응하는 뇌신경의 활성화를 위한 제1 치료 유형 및 대상 부위에 대응하는 뇌혈관의 혈류 개선을 위한 제2 치료 유형이 포함될 수 있다.
- [0195] 또한, 단계S11에서 제어부는, 치료 유형이 제1 치료 유형인 경우, 자기장의 유형을 제1 유형으로서 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 또한, 제어부는 치료 유형이 제2 치료 유형인 경우, 자기장의 유형을 제2 유형으로서 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다.
- [0196] 또한, 단계S11에서 제어부는, 본 장치(10, 10')가 복수개의 자기장 발생부를 포함하는 경우, 복수개의 자기장 발생부 각각을 개별적 및/또는 통합적으로 제어할 수 있다.
- [0197] 다음으로, 단계S12에서는 자기장 발생부가, 단계S11에서의 제어에 따라 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장을 조사할 수 있다.
- [0198] 이때, 단계S12에서 자기장 발생부는 펄스 전자기장(Pulsed Electro-Magnetic Field, PEMF)을 조사할 수 있다.
- [0199] 또한, 단계S12에서 자기장 발생부는, 서로 마주보고 위치하는 2개의 코일 가이드, 2개의 코일 가이드의 각각과 직교하도록 2개의 코일 가이드 사이에 위치하는 자성체; 및 자성체에 감긴 코일을 포함할 수 있다. 여기서, 자성체는 대상 부위에 대응하는 사용자의 머리 부분에 대하여 지압이 가능하도록, 2개의 코일 가이드 중 어느 하나의 코일 가이드의 외측면에 돌출되도록 형성되는 뾰족부를 포함할 수 있다.
- [0200] 이에 따르면, 단계S12에서 자기장 발생부는 자기장 조사를 통해 사용자의 머리에 대하여 자기장 자극을 제공할 수 있으며, 뿐만 아니라 뾰족부를 통해 사용자의 머리에 대하여 지압 자극을 제공할 수 있다. 즉, 단계S12에서 본 장치(10, 10')는 자기장 자극과 지압 자극을 함께(동시에) 제공할 수 있다.
- [0201] 또한, 도면에 도시하지는 않았으나, 본원의 일 실시예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법은 단계S12 이전에, 조절부에서 자기장이 조사되는 대상 부위의 유형을 고려하여 자기장 발생부의 위치를 조절하는 단계(이하 설명의 편의상, 단계S13 이라 함)를 포함할 수 있다.

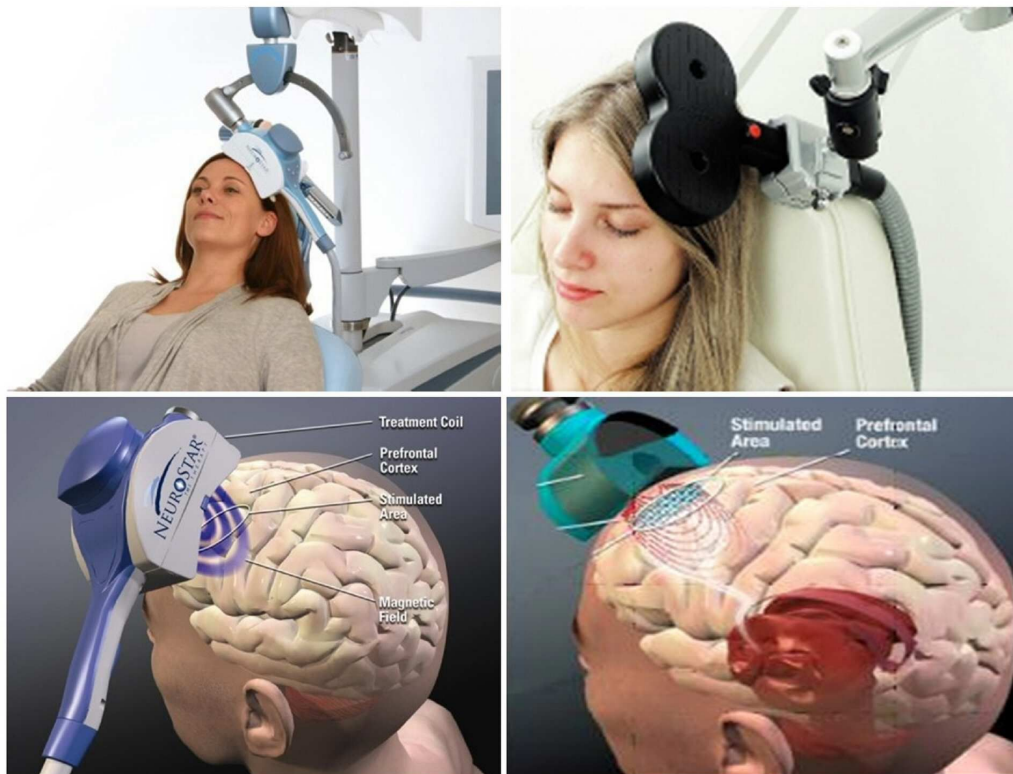
- [0202] 이때, 단계S13에서 조절부는, 대상 부위의 중심 위치로부터 자기장 발생부의 중심 위치로 연장되는 가상의 선이 사용자의 머리의 표면의 접선과 수직하도록 자기장 발생부의 위치를 조절할 수 있다.
- [0203] 이후, 단계S12에서는 자기장 발생부가 조절된 위치에 기반하여 자기장을 조사할 수 있다.
- [0204] 상술한 설명에서, 단계 S11 내지 S12는 본원의 구현예에 따라서, 추가적인 단계들로 더 분할되거나, 더 적은 단계들로 조합될 수 있다. 또한, 일부 단계는 필요에 따라 생략될 수도 있고, 단계 간의 순서가 변경될 수도 있다.
- [0205] 본원의 일 실시 예에 따른 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.
- [0206] 또한, 전술한 경두개 자기장 자극 장치의 제어 방법은 기록 매체에 저장되는 컴퓨터에 의해 실행되는 컴퓨터 프로그램 또는 애플리케이션의 형태로도 구현될 수 있다.
- [0207] 전술한 본원의 설명은 예시를 위한 것이며, 본원이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본원의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.
- [0208] 본원의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본원의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

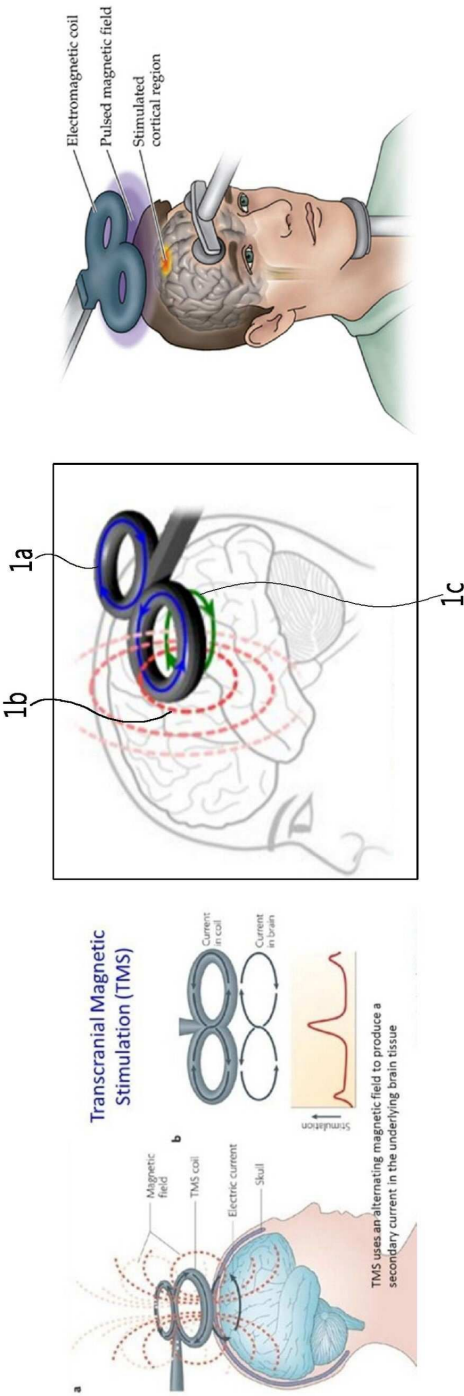
- [0209] 10: 경두개 자기장 자극 장치
- 20: 하우징부
- 30: 자기장 발생부
- 40: 제어부
- 50: 조절부

도면

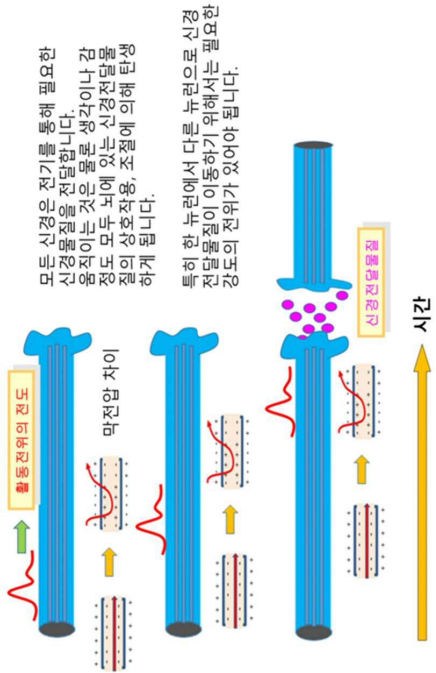
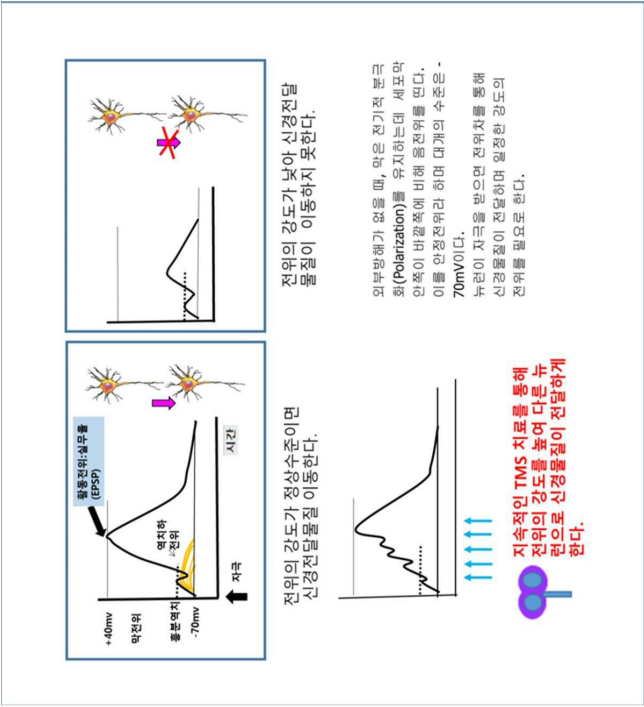
도면1



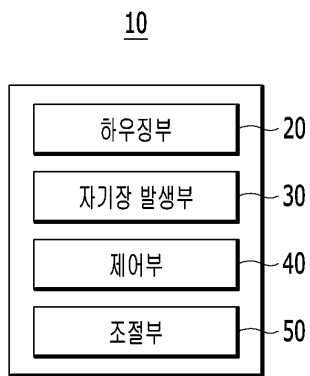
도면2



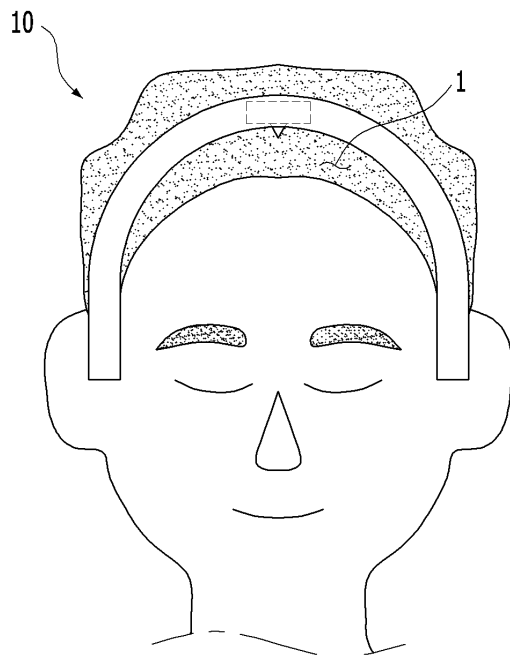
도면3



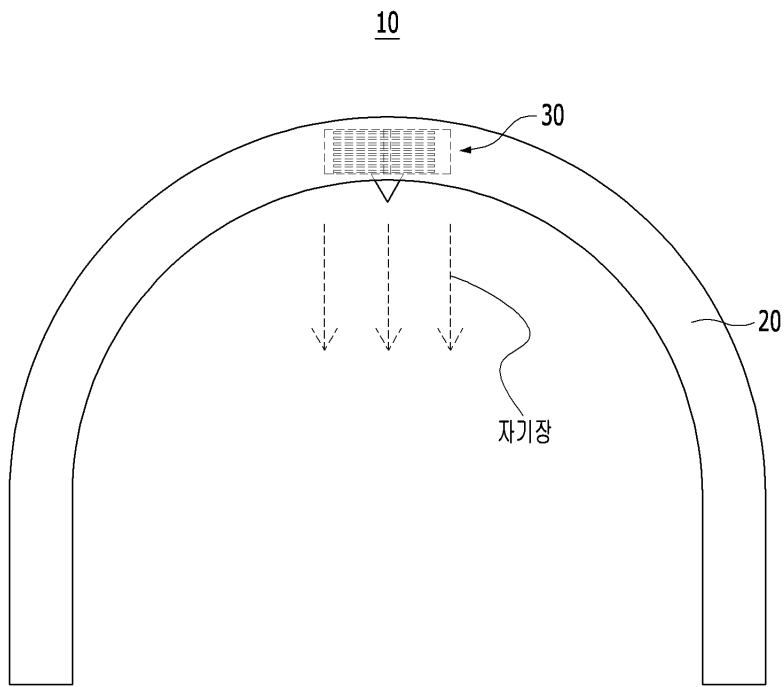
도면4



도면5



도면6



도면7



(a)



(b)

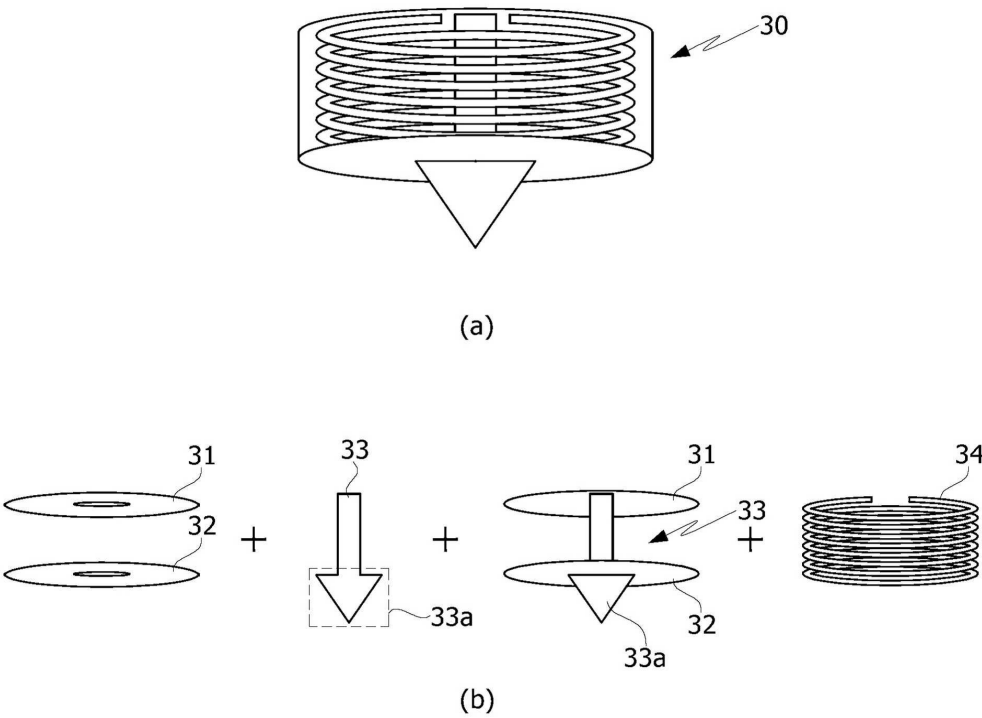


(c)

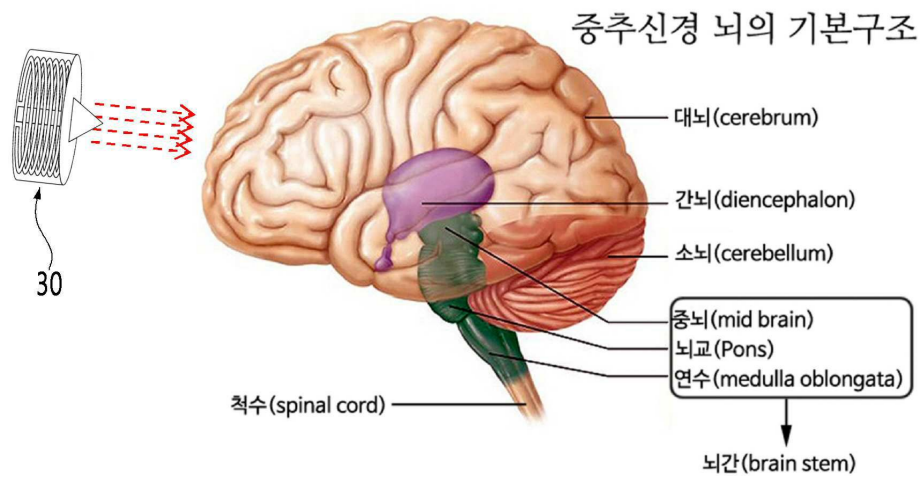
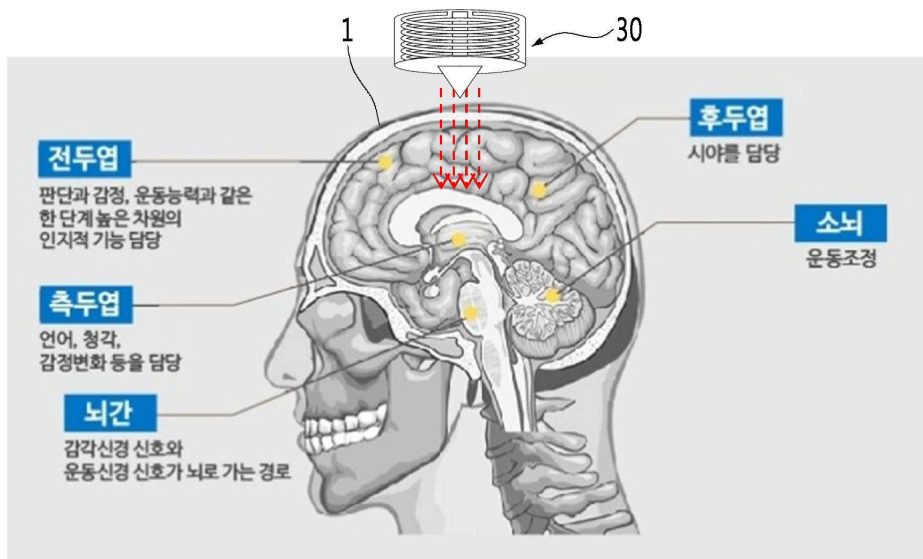


(d)

도면8

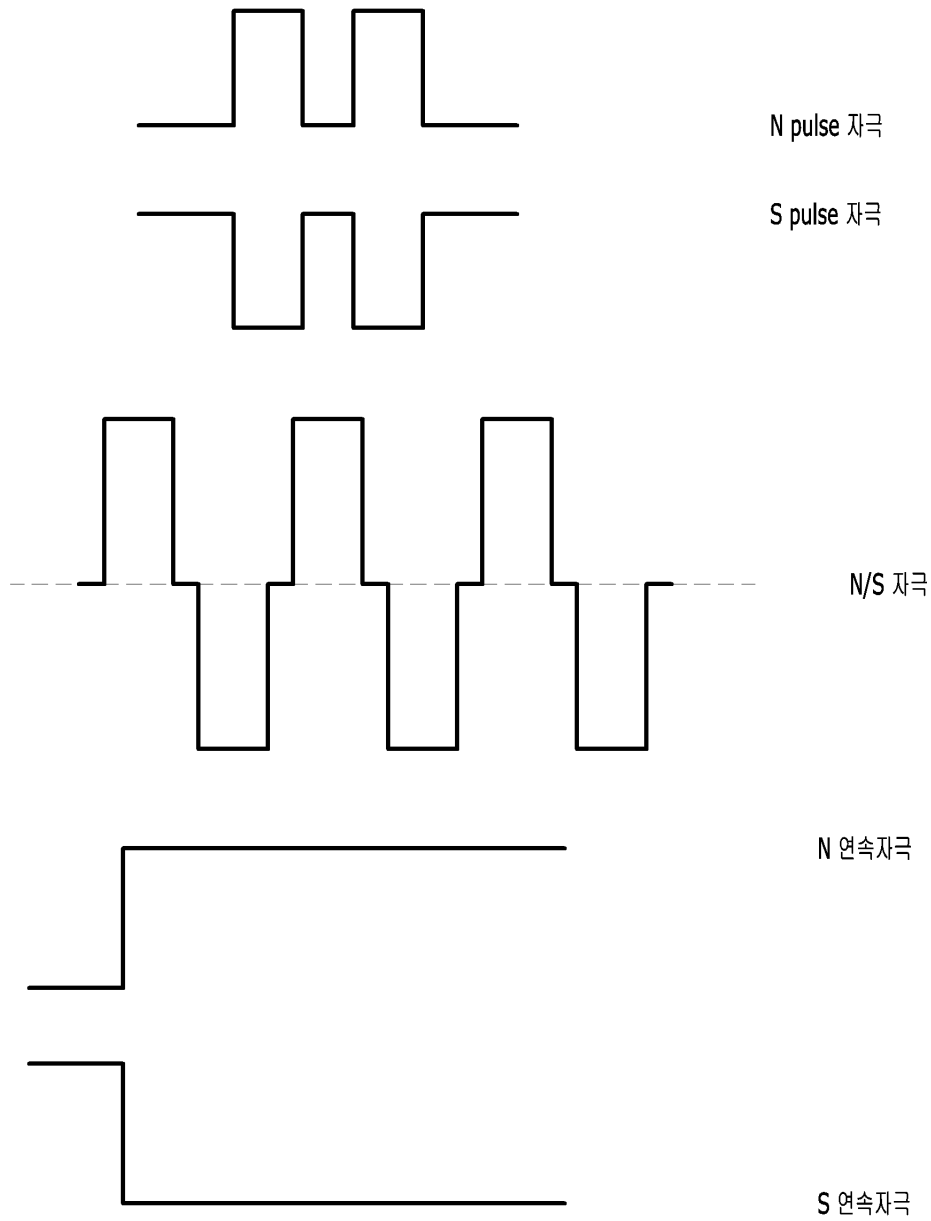


도면9

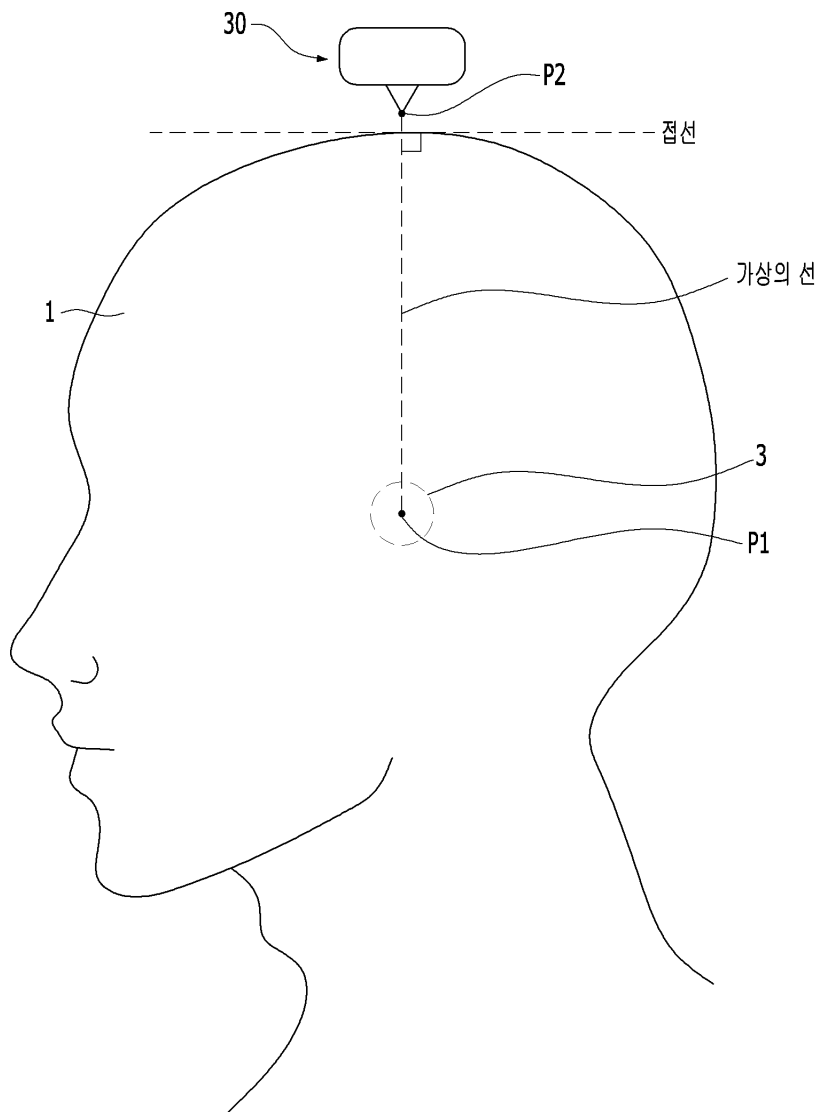


도면10

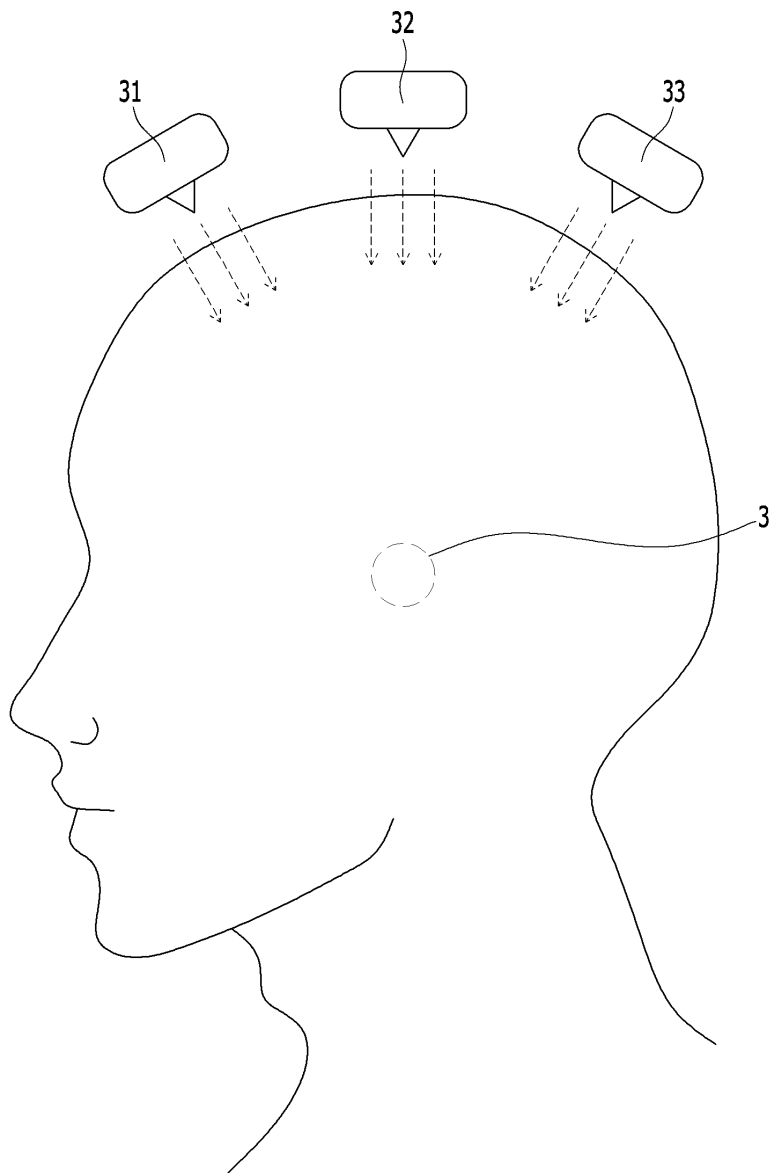
자기장 자극 모드 방식



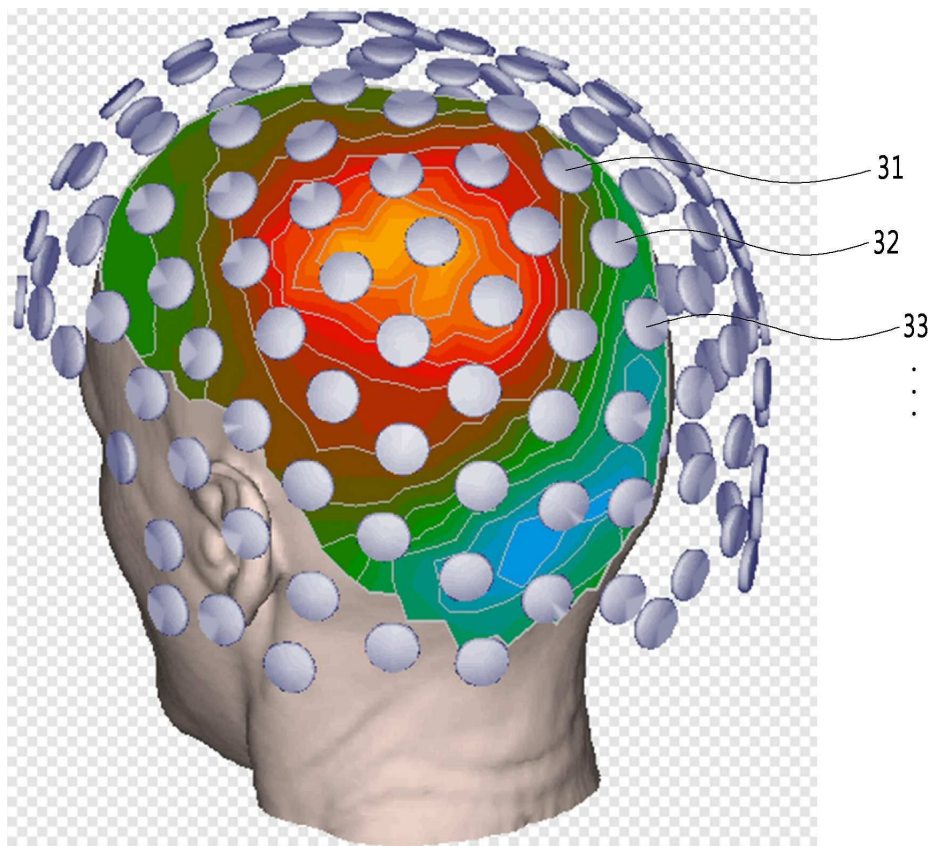
도면11



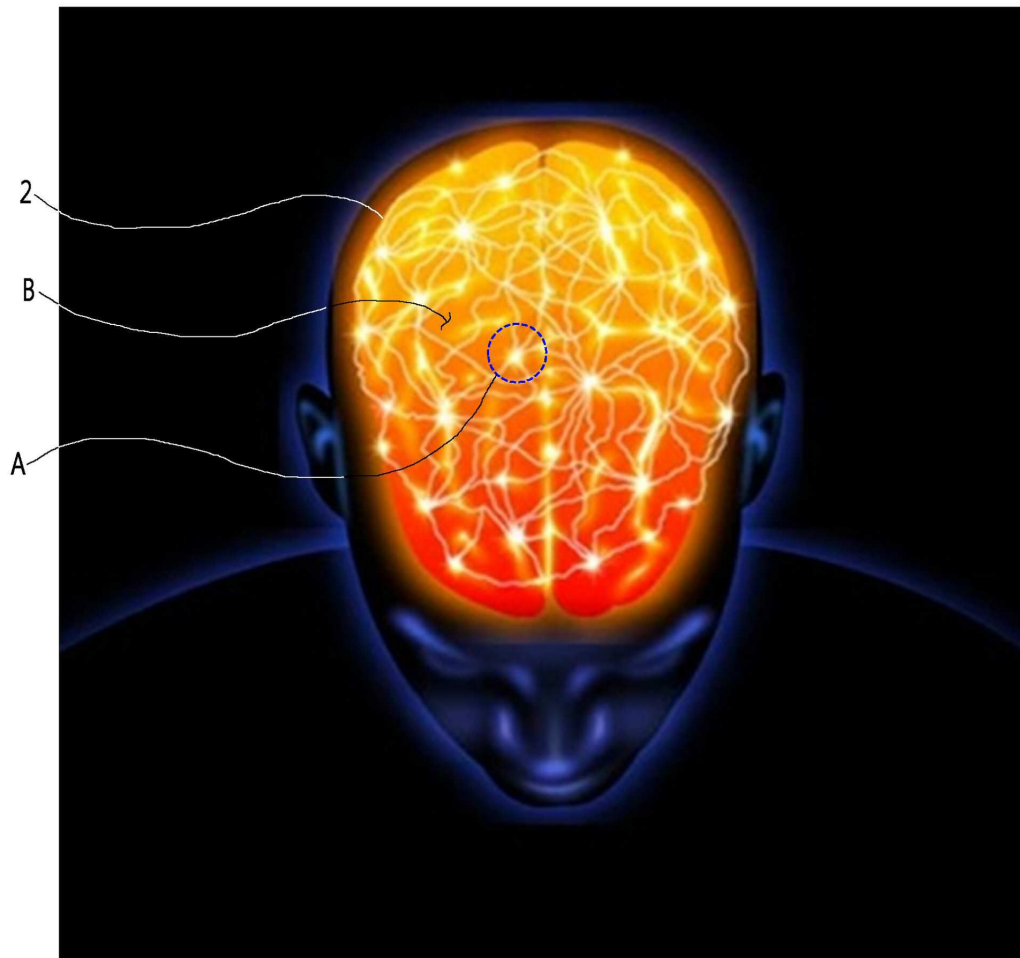
도면12



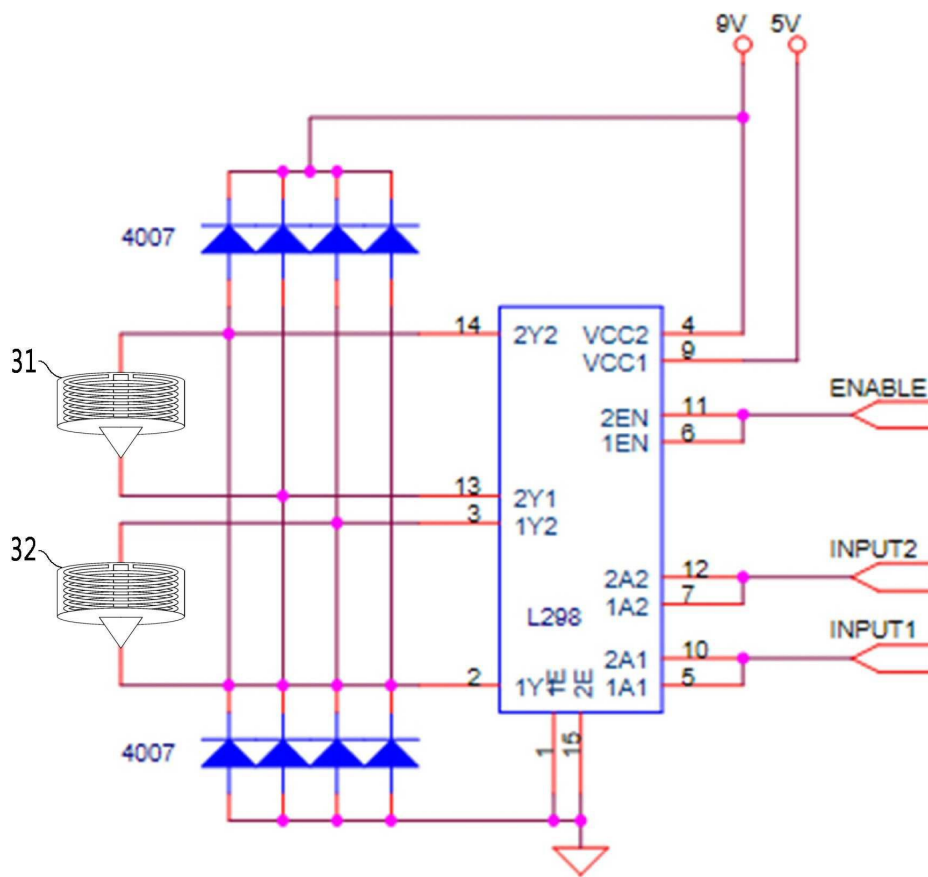
도면13



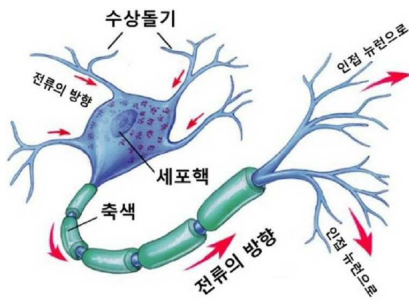
도면14



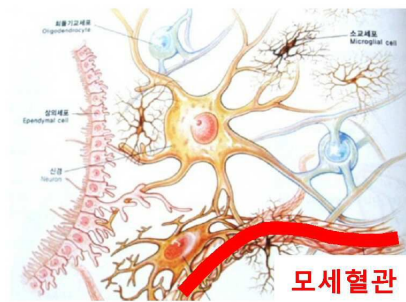
도면15



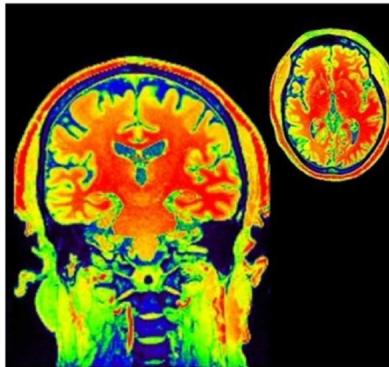
도면16



< 뇌신경 자극 및 뇌신경 활성화 >

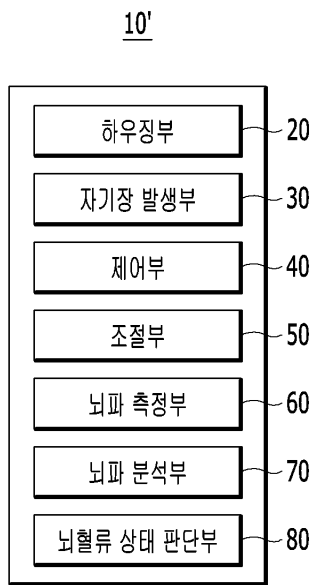


< 뇌혈관 확장 >

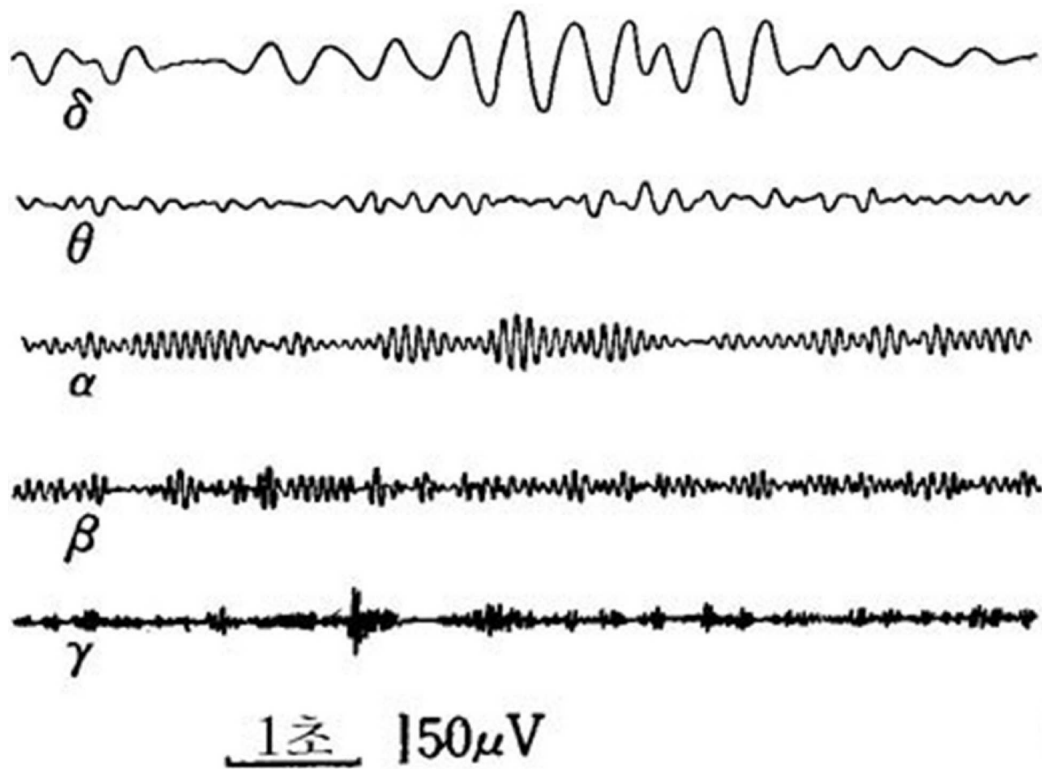


< 뇌혈류 개선 >








도면17



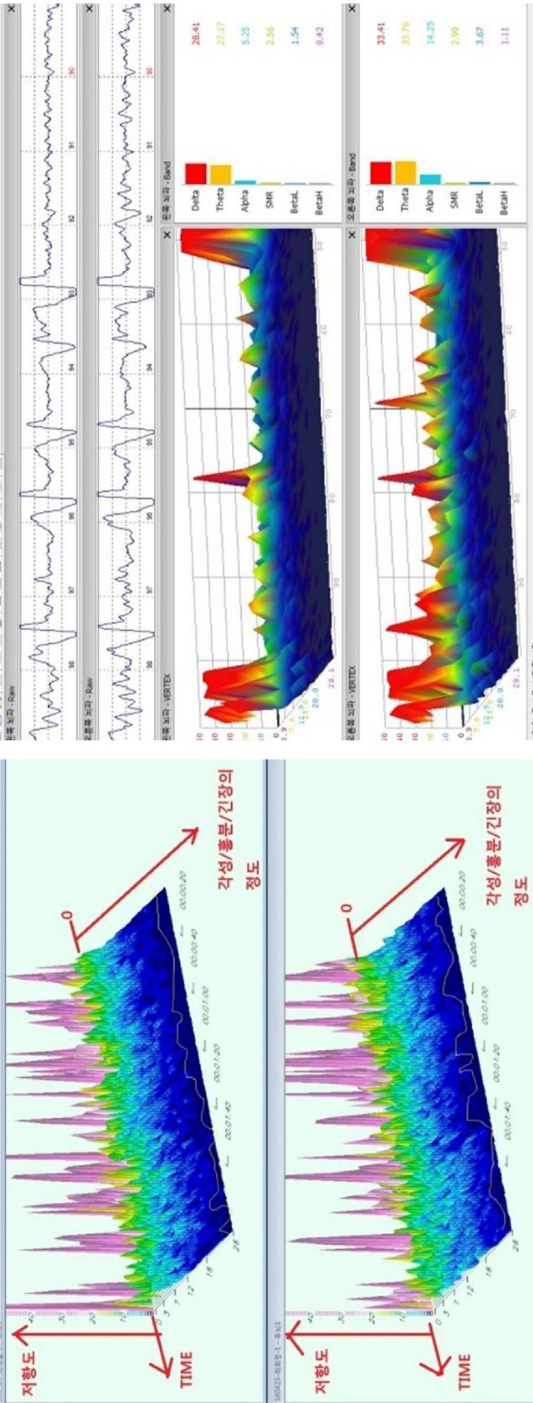
도면18



도면19

주파수	뇌파 형태	뇌의 상태
DELTA (1-4Hz)		숙면 상태
THETA (4-8Hz)		졸리는 상태, 망상, 산만함, 백일몽
ALPHA (8-12Hz)		집중이 느슨하고, 정신이 멍한 상태
SMR (12-15Hz)		움직이지 않는 상태에서 집중력을 유지하는 상태
BETA (15-18Hz)		활동적인 상태에서 집중력을 유지하는 상태
HIGH BETA (18-30Hz)		경직된 상태, 불안, 긴장
GAMMA (30Hz 이상)		흥분, 불안, 순간 인지

도면20



도면21

