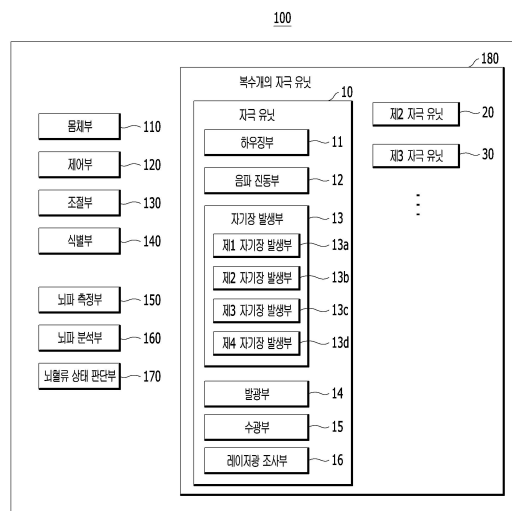


- 전체 청구항 수 : 총 16 항

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/4064 (2021.01)

A61B 6/501 (2013.01)

A61H 23/0245 (2013.01)

A61M 21/00 (2013.01)

A61N 2/006 (2013.01)

A61N 2/02 (2013.01)

A61N 5/0617 (2013.01)

A61N 5/067 (2021.08)

A61H 2201/5038 (2013.01)

(72) 발명자

김준영

경기도 하남시 미사강변대로 95, 109동 2602호(풍산동, 미사강변센트럴자이)

이중훈

서울특별시 서대문구 충정로7길 9, 811호(충정로3가, 미동아파트)

명세서

청구범위

청구항 1

뇌질환 개선 장치로서,

사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 몸체부;

상기 몸체부에 구비되고, 상기 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자극 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장 자극 및 음파 진동 자극 중 적어도 하나의 자극을 제공하는 자극 유닛; 및

상기 자극 유닛의 동작을 제어하는 제어부를 포함하는 뇌질환 개선 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 자극 유닛은,

하우징부;

상기 하우징부의 중심에 배치되고, 전원을 공급받아 음파 신호를 진동으로 출력함으로써 상기 대상 부위를 향하여 음파 진동 자극을 제공하는 음파 진동부; 및

상기 하우징부 내에 상기 음파 진동부와 이웃하여 배치되고, 자기장을 발생시킴으로써 상기 대상 부위를 향하여 자기장 자극을 제공하는 자기장 발생부를 포함하고,

상기 제어부는, 상기 자극 유닛의 동작 제어로서, 상기 자기장 발생부의 동작 제어 및/또는 상기 음파 진동부의 동작 제어를 수행하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 뇌 부위 중 자극 대상이 되는 상기 대상 부위의 유형에 따라 상기 자극 유닛의 동작 제어의 유형을 달리하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 대상 부위의 유형에는 자극이 이루어지는 뇌의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나가 포함되는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

자극이 제공되는 상기 대상 부위의 유형을 고려하여 상기 몸체부 내에서의 상기 자극 유닛의 위치를 조절하는 조절부를 더 포함하고,

상기 조절부는,

상기 대상 부위의 중심 위치로부터 상기 자극 유닛의 중심 위치로 연장되는 가상의 선이 상기 사용자의 머리의 표면의 접선과 수직하도록 상기 자극 유닛의 위치를 조절하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 6

제2항에 있어서,

상기 자기장 발생부의 동작 제어는, 상기 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형으로서 자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나를 제어하는 것이고,

상기 음파 진동부의 동작 제어는, 음파 신호의 파동 유형, 주파수, 진동 수 및 진동 강도 중 적어도 하나를 제어하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 7

제3항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 대상 부위에 관한 치료 유형에 따라 상기 자극 유닛의 동작 제어의 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, 뇌질환 개선 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 제어부는,

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

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

청구항 9

제3항에 있어서,

상기 자극 유닛은 상기 몸체부에 간격을 두고 복수개 구비되고,

상기 제어부는, 복수개의 자극 유닛의 동작을 각각 개별적으로 제어하거나 통합적으로 제어하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 사용자의 머리와 관련하여 기 입력받은 사용자의 3차원 영상이 존재하는 경우, 상기 3차원 영상과 기 생성된 3차원 표준 영상 간의 비교를 통해 사용자의 뇌 부위 중 이상이 있는 것으로 나타나는 이상 뇌 부위를 식별하는 식별부를 더 포함하고,

상기 제어부는,

상기 식별부를 통해 상기 이상 뇌 부위가 식별되면, 상기 복수개의 자극 유닛 중 상기 이상 뇌 부위로부터 가장 가까이 위치하는 최근접 자극 유닛을 선택하고, 선택된 상기 최근접 자극 유닛의 동작 제어의 유형을 제1 동작 제어 유형에서 제2 동작 제어 유형으로 변경되도록 제어하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 식별부는,

상기 3차원 표준 영상 내 뇌 부위를 기준으로 한 상기 3차원 영상 내의 뇌 부위 간의 상태 차이를 산출하고, 상기 3차원 영상 내 뇌 부위 중에서 상기 3차원 표준 영상 내 뇌 부위 대비 미리 설정된 차이값 이상으로 상태 차이가 나타나는 뇌 부위를 상기 이상 뇌 부위로 식별하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 제2 동작 제어 유형은, 음파 진동 자극 및 자기장 자극 중 적어도 하나의 자극 강도가 상기 제1 동작 제어 유형 대비 상대적으로 강한 경우인 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 식별부는, 상기 최근접 자극 유닛의 중심 위치로부터 상기 이상 뇌 부위의 중심 위치까지의 거리 값을 더 식별하고,

상기 제어부는, 상기 식별된 거리 값이 기 정의된 복수개의 거리 범위 중 어느 거리 범위에 속하는지에 따라, 상기 최근접 자극 유닛의 동작 제어의 유형을 달리하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 14

제2항에 있어서,

상기 자극 유닛은,

상기 하우징부에 배치되고, 상기 대상 부위를 향하여 LED 광을 조사하는 발광부;

상기 발광부와 미리 설정된 간격을 두고 이격하여 배치되고, 상기 발광부로부터 조사된 광이 상기 사용자의 머리의 피부에서 반사됨에 따른 반사광을 수신하는 수광부; 및

상기 하우징부에 배치되고, 상기 대상 부위를 향하여 치료용 레이저광을 조사하는 레이저광 조사부를 더 포함하고,

상기 제어부는, 상기 수광부가 수신하는 반사광의 반사광량에 따라 상기 레이저광 조사부로부터 조사되는 레이저광의 레이저광 조사 유형을 달리 제어하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 레이저광 조사 유형으로서 광의 세기, 광의 파장, 시간 및 패턴 중 적어도 하나를 제어하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 반사광량이 기설정된 기준 범위에 속하는 경우, 상기 LED 광이 반사된 상기 사용자의 머리의 피부 부위에 탈모가 이루어지지 않은 것으로 판단하여 상기 레이저광 조사 유형을 제1 조사 유형으로 제어하고,

상기 반사광량이 기설정된 기준 범위의 상한값을 초과하는 경우, 상기 사용자의 머리의 피부 부위에 탈모가 발생한 것으로 판단하여 상기 레이저광 조사 유형을 제1 조사 유형에서 제2 조사 유형으로 변경되도록 제어하는 것인, 뇌질환 개선 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본원은 뇌질환 개선 장치 및 그의 제어 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 근래 들어, 뇌 신경자극을 위한 다양한 기술들에 대한 연구개발이 활발하게 이루어지고 있다. 뇌를 자극시켜서 소정의 목적을 달성하는 두뇌 자극술(brain stimulation)은 크게 침습식(invasive)과 비침습식(noninvasive)으로 구분된다.
- [0003] 침습식 두뇌자극술은 수술을 통하여 전극을 뇌에 침투시키고, 전극에 전기 신호를 인가하는 방법이며, 비침습식 두뇌자극술은 두개골 외부의 전극에 전기 신호를 인가하여 뇌 신경을 자극하는 방법이다.
- [0004] 대표적인 침습식 두뇌 자극술은 심부뇌자극(deep brain stimulation)이며, 비침습식 자두뇌 자극술은 경두개 자기 자극(TMS: transcranial magnetic stimulation), 경두개 직류자극(tDCS: transcranial direct current stimulation) 및 경두개 랜덤 노이즈 자극(tRNS: transcranial random noise stimulation)이다.
- [0005] 여기서, 경두개 자기 자극법(경두개 자기장 자극법)은, 유도전류를 이용하여 뇌조직에 대하여 신경세포를 자극하게 되며, 주로 우울증 치료에 많이 이용되어 왔으며, 그 외에도 다양한 정신-신경계 질환을 가진 환자에게 치료용으로 쓰이고 있다.
- [0006] 예시적으로, 경두개 자극과 관련하여 보스턴 대학에서 제공하는 뇌질환 개선과 관련된 선행연구에 대해 설명하면 다음과 같다.
- [0007] 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.
- [0008] 해당 실험에서는 경두개 교류 자극(tACS: transcranial alternative current stimulation) 장치가 부착된 뇌전도(EEG) 모자를 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.
- [0009] 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.
- [0010] 이에 따르면, 경두개 자극은 치매를 비롯한 인지기능 저하의 개선 목적에 용이하게 활용될 수 있다.
- [0011] 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.
- [0012] 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.
- [0013] 본원의 배경이 되는 기술은 한국공개특허공보 제10-2016-0095579호에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0014] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 종래에 뇌질환 개선을 위한 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 뇌질환 개선 장치 및 그의 제어 방법을 제공하려는 것을 목적으로 한다.
- [0015] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 종래에 뇌질환 개선을 위한 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 뇌질환 개선 장치 및 그의 제어 방법을 제공하려는 것을 목적으로 한다.
- [0016] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 종래에 뇌질환 개선을 위한 경두개 자기장 장치가 대상자(사용자)의 뇌 부위 중 특정 부위에 대한 국소적인 자극이 어려운 문제를 해소할 수 있는 뇌질환 개선

장치 및 그의 제어 방법을 제공하려는 것을 목적으로 한다.

[0017] 다만, 본원의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0018] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치는, 사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 몸체부; 상기 몸체부에 구비되고, 상기 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자극 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장 자극 및 음파 진동 자극 중 적어도 하나의 자극을 제공하는 자극 유닛; 및 상기 자극 유닛의 동작을 제어하는 제어부를 포함할 수 있다.

[0019] 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

[0020] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 대전력 전원부의 필요 없이, 크기가 작고 무게가 적게 나가며, 시스템 발열을 최소화할 수 있는 뇌질환 개선 장치를 제공할 수 있다.

[0021] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 발열을 최소화하고, 미약 자기장을 발생시키며, 1 Hz 내지 1kHz 이하의 낮은 주파수 자극이 가능한 자기장 자극을 수행할 뿐만 아니라, 음파 진동 자극을 함께 수행할 수 있는 뇌질환 개선 장치를 제공할 수 있다.

[0022] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 뇌질환 개선 장치를 제공함으로써, 비침습적으로 인체 내부(심부)까지 자극(자기장 자극, 음파 진동 자극)을 전달하여, 보다 효과적으로 뇌질환, 혈류 장애, 통증 등의 다양한 질환의 치료(개선, 완화)가 이루어지도록 제공할 수 있다.

[0023] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 사용자의 머리를 감싸도록 구비되는 적어도 하나의 자극 유닛에 대한 선택적 제어를 통해, 통합 자극(자기장 자극과 음파 진동 자극을 포함한 통합 자극)으로서, 대상자(사용자)의 뇌 부위 중 특정 부위에 대한 국소적인 통합 자극뿐만 아니라 뇌 부위 전체에 대한 통합 자극을 선택적으로 수행할 수 있다.

[0024] 다만, 본원에서 얻을 수 있는 효과는 상기된 바와 같은 효과들로 한정되지 않으며, 또 다른 효과들이 존재할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0025] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 개략적인 구성을 나타낸 도면이다.

도 2는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치가 사용자의 머리에 착용된 경우의 예를 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 3은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 구조를 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 4a 내지 도 4c는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치에 포함된 자극 유닛을 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 5는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 자극 유닛에 의해 자극 제공이 가능한 사용자의 뇌 부위의 예를 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 몸체부의 예를 나타낸 도면이다.

도 7a 내지 도 7d는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치에 포함된 음파 진동부의 구동방식, 발생 원리 및 치과기술(치료 원리)을 설명하기 위한 도면이다.

도 8a는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 자극 유닛에 포함된 자기장 발생부의 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 8b는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 자극 유닛 내 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형 중 자기장 펄스 자극 모드를 설명하기 위한 도면이다.

도 8c는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 자극 유닛 내 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형 중 자기장의 패턴의 예를 나타낸 도면이다.

도 9는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 조절부를 설명하기 위한 도면이다.

도 10 및 도 11은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치에 복수개의 자극 유닛이 구비되는 경우의 예를 나타낸 도면이다.

도 12는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 식별부에 의해 이상 뇌 부위를 식별하는 경우의 예를 설명하기 위한 도면이다.

도 13은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치에 의해 일례로 자기장 자극이 이루어지는 사용자의 뇌 부위의 자기장 자극 영역 크기를 설명하기 위한 도면이다.

도 14는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치에 의한 자기장 자극에 의한 자극 효과를 설명하기 위한 도면이다.

도 15는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치에 의해 측정되는 뇌파의 유형을 설명하기 위한 도면이다.

도 16은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치에 의해 측정되는 뇌파의 유형별 뇌 상태를 설명하기 위한 도면이다.

도 17은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 뇌파 분석부에 의한 뇌파 분석을 설명하기 위한 도면이다.

도 18은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 제어 방법에 대한 동작 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0026] 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.
- [0027] 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 경우도 포함한다.
- [0028] 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.
- [0029] 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.
- [0030] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 개략적인 구성을 나타낸 도면이다. 도 2는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)가 사용자의 머리(1)에 착용된 경우의 예를 개략적으로 나타낸 도면이다. 도 3은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 구조를 개략적으로 나타낸 도면이다.
- [0031] 도 4a 내지 도 4c는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)에 포함된 자극 유닛(10)을 개략적으로 나타낸 도면이다. 특히, 도 4a는 자극 유닛(10)의 상면(us)을 바라보았을 때의 평면도를 나타낸다. 도 4b는 자극 유닛(10)에서 A-A' 부분을 상하방향으로 절개하여 도시한 도면이고, 도 4c는 자극 유닛(10)에서 B-B' 부분을 상하방향으로 절개하여 도시한 도면이다. 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 자극 유닛(10)에 의해 자극 제공이 가능한 사용자의 뇌 부위의 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [0032] 이하에서는 설명의 편의상, 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)를 본 장치(100)라 하기로 한다.
- [0033] 또한, 이하 본 장치(100)를 설명함에 있어서, 도 4a의 도면을 기준으로 9시-3시 방향을 좌우방향, 12시-6시 방향을 전후방향이라 하기로 하고, 도 4b의 도면을 기준으로 9시-3시 방향을 좌우방향, 6시-12시 방향을 상하방향이라 하기로 한다. 이러한 방향 설정은 본원의 이해를 돕기 위한 하나의 예시일 뿐, 이에만 한정되는 것은 아니

다.

- [0034] 도 1 내지 도 5를 참조하면, 본 장치(100)는 뇌질환 개선 장치로서, 몸체부(110), 자극 유닛(10) 및 제어부(120)를 포함할 수 있다. 여기서, 자극 유닛(10)은 후술하는 설명에서 제1 자극 유닛(10)이라 달리 지칭될 수 있다.
- [0035] 본 장치(100)의 몸체부(110)에는 자극 유닛(10)이 복수개 구비될 수 있다. 달리 표현해, 본 장치(100)의 몸체부(110)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...)을 포함할 수 있다. 복수개의 자극 유닛(180)에는 제1 자극 유닛(10), 제2 자극 유닛(20), 제3 자극 유닛(30) 등이 포함될 수 있으며, 그 개수는 다양하게 설정될 수 있다.
- [0036] 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 각각은 동일한 형상과 기능을 갖는 동일 구성일 수 있다. 따라서, 이하 자극 유닛(10, 제1 자극 유닛)에 대하여 설명하는 내용은, 이하 생략된 내용이라 하더라도 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 각각에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0037] 이하에서는, 먼저 본 장치(100)에 자극 유닛으로서 1개의 자극 유닛이 포함된 경우를 기준으로 설명하기로 한다. 즉, 본 장치(100)에 자극 유닛(10, 제1 자극 유닛)이 포함된 경우에 대하여 설명하기로 한다.
- [0038] 몸체부(110)는 사용자의 머리(1)에 착용 가능하도록 구비될 수 있다. 몸체부(110)는 헤드 착용부 등으로 달리 표현될 수 있다.
- [0039] 몸체부(110)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, 몸체부(110)는 밴드 형태, 머리 띠 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.
- [0040] 몸체부(110)는 일예로 플라스틱, 파이버 글라스 등의 재질로 이루어질 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 몸체부(110)는 종래에 머리띠, 밴드 등을 제조하는데 이용되는 재질로 이루어질 수 있으며, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0041] 도 6은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 몸체부(110)의 예를 나타낸 도면이다.
- [0042] 도 6을 참조하면, 본 장치(100)에서 몸체부(110)는 일예로 도 6에서의 (a), (b), (c) 등과 같이 사용자의 머리(1) 중 적어도 일부를 감싸는 띠(머리띠) 형태로 이루어질 수 있다. 다른 일예로, 몸체부(110)는 도 6에서의 (d)와 같이 헬멧 형태로 이루어질 수 있다.
- [0043] 본 장치(100)는 몸체부(110)가 일예로 띠 형태로 마련되는 경우 맨머리형 본 장치(100)라 달리 지칭될 수 있다. 또한, 본 장치(100)는 몸체부(110)가 다른 일예로 헬멧 형태로 마련되는 경우 헬멧형 본 장치(100)라 달리 지칭될 수 있다.
- [0044] 자극 유닛(10)은 몸체부(110)에 구비될 수 있다. 자극 유닛(10)은 사용자의 머리(1) 부위에 대하여 자기장 자극 및 음파 진동 자극 중 적어도 하나의 자극을 제공할 수 있다. 특히나, 자극 유닛(10)은 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4) 중 자극 대상이 되는 대상 부위(3)를 향하여 자기장 자극 및 음파 진동 자극 중 적어도 하나의 자극을 제공할 수 있다.
- [0045] 여기서, 자기장 자극과 음파 진동 자극을 포함한 자극은 후술하는 설명에서 통합 자극이라 달리 지칭될 수 있다. 자극 유닛(10)은 사용자의 머리(1) 부위나 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4)나 대상 부위(3)에 대하여 통합 자극을 제공할 수 있다.
- [0046] 자극 유닛(10)에 의해 자극(자기장 자극 및/또는 음파 진동 자극)이 이루어지는 대상 부위(3)는 사용자의 머리(1)의 뇌 부위(4)(전체 뇌 부위) 중 적어도 일부의 부위를 의미할 수 있다. 즉, 대상 부위(3)는 전체 뇌 부위 중 적어도 일부의 뇌 부위를 의미할 수 있다. 뇌 부위에 대한 설명은 도 5를 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0047] 도 5는 본 장치(100)의 자극 유닛(10)에 의하여 자극(통합 자극)이 가능한 뇌 부위(4)를 설명하기 위한 도면이다.
- [0048] 도 5를 참조하면, 자기장 발생부(13)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4)(즉, 사용자 머리의 뇌 부위) 중 적어도 일부의 뇌 부위를 자기장 조사의 대상이 되는 대상 부위(3)로 하여, 대상 부위를 향해 자기장을 조사

할 수 있다.

- [0049] 뇌 부위(4)에는 전두엽 부위, 후두엽 부위, 측두엽 부위, 뇌간 부위, 간뇌 부위 및 소뇌 부위가 포함될 수 있다. 여기서, 뇌간 부위에는 중뇌 부위, 뇌교 부위 및 연수 부위가 포함될 수 있다. 달리 표현하여, 대상 부위(3)는 전두엽 부위, 후두엽 부위, 측두엽 부위, 뇌간 부위, 간뇌 부위 및 소뇌 부위 중 적어도 하나의 부위(즉, 어느 하나의 부위이거나 둘 이상의 부위)일 수 있다. 이러한 뇌 부위(4)의 예는 본원의 이해를 돕기 위한 하나의 예시일 뿐, 이에만 한정되는 것은 아니고, 뇌를 구성하는 다양한 부위가 포함될 수 있다. 뿐만 아니라, 대상 부위(3)는 뇌 부위(4)뿐만 아니라, 머리(1)를 구성하는 다양한 부위(뼈, 혈관, 신경 등)이 포함될 수 있다.
- [0050] 자극 유닛(10)은 자극 유닛(10)의 상면(us)이 몸체부(110)의 내면(내측면)에 노출되도록 몸체부(110)에 구비될 수 있다. 자극 유닛(10)은 적어도 일부가 몸체부(110)에 내장(내재)되도록 구비(마련)될 수 있다. 여기서, 자극 유닛(10)의 상면(us)은 사용자가 본 장치(100)를 머리(1)에 착용하였을 때 머리(1)의 피부에 대응하는 면(달리 말해, 머리의 피부를 향하는 면)을 의미할 수 있다.
- [0051] 자극 유닛(10, 제1 자극 유닛)은, 하우징부(11), 음파 진동부(12), 자기장 발생부(13), 발광부(14), 수광부(15) 및 레이저광 조사부(16)를 포함할 수 있다.
- [0052] 자극 유닛(10)은 음파 진동 자극과 자기장 자극을 포함한 통합 자극(복합 자극)이 가능한 유닛으로서, 통합 자극 유닛, 통합 자극 모듈, 복합 자극 유닛 등으로 달리 표현될 수 있다.
- [0053] 하우징부(11)는 일예로 원기둥 형상으로 이루어지고 플라스틱 등의 재질로 이루어질 수 있다. 다만, 이에만 한정되는 것은 아니고, 하우징부(11)의 형상, 재질 등은 다양하게 적용될 수 있다.
- [0054] 음파 진동부(12)는 하우징부(11)의 중심에 배치될 수 있다. 음파 진동부(12)는 전원을 공급받아 음파 신호를 진동으로 출력함으로써 본 장치(100)를 착용한 사용자의 뇌 부위(4) 중 자극 대상이 되는 대상 부위(3)를 향하여 음파 진동 자극을 제공할 수 있다. 음파 진동부(12)는 도 7a 내지 도 7d를 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0055] 도 7a 내지 도 7d는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)에 포함된 음파 진동부(12)의 구동방식, 발생 원리 및 치과기술(치료 원리)을 설명하기 위한 도면이다.
- [0056] 도 7a 내지 도 7d를 참조하면, 음파 진동부(12)는 진동 음향 촉각 요법(Vibro-Acoustic Tactile Therapy, VATT)을 가능하게 하는 구성일 수 있다. 음파 진동부(12)는 음파 진동 모듈, 음파 진동기, VATT 모듈 등으로 달리 표현될 수 있다.
- [0057] 음파 진동부(12)에는 음파(Sound wave) 신호가 입력될 수 있다. 여기서, 음파 신호는 음원 파동, 음파 파동, 치료 파동 등으로 달리 표현될 수 있다. 음파 진동부(12)는 일예로 본 장치(100)와 네트워크 통신을 통해 연결된 사용자 단말(미도시)로부터 네트워크 통신을 통해 음파 신호(음원 파동)를 전달받아 입력받을 수 있다. 음파 진동부(12)는 음파 신호로서 단일 음파 파동, 복합 음파 파동 등을 입력받을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0058] 여기서, 네트워크 통신의 일예로는, 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.
- [0059] 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 있으며, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0060] 음압 진동부(12)의 속성(일예로, 강도, 주파수 영역, 해상도, 크기, 입력 와트, 임피던스)은 일예로 도 7a에 도시된 바와 같을 수 있다.
- [0061] 음파 진동부(12)는 입력받은 음파 신호에 응답하여, 입력받은 음파 신호(음원 파동)와 동일한 파동을 발생시킬

수 있다. 특히, 음파 진동부(12)는 다양한 음원 파동을 발생시킬 수 있으며, 다양한 치료 목적의 음파 진동 자극을 사용자의 신체에 제공할 수 있다. 음파 진동부(12)로부터 발생하는 파동(즉, 음파 진동 자극의 파동)은 음파 신호(입력 음파 파동)의 진동수와 동일한 진동수를 가질 수 있다.

[0062] 음파 진동부(12)에 의하여 사용자의 머리(1)(특히나, 대상 부위)에 제공되는 음파 진동 자극은 음압(Sound pressure) 자극 등으로 달리 표현될 수 있다.

[0063] 음파 진동부(12)는 사용자의 머리(1)에 음파 진동 자극을 제공할 수 있다. 특히, 음파 진동부(12)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4) 중 자극 대상이 되는 대상 부위(3)를 향하여 음파 진동 자극을 제공할 수 있다.

[0064] 음파 진동부(12)가 사용자의 머리(1)의 피부(skin)를 향해 음파 진동 자극을 제공하면, 해당 음파 진동 자극은 사용자의 신체의 피하(subcutaneous)에 전달(도달)될 수 있으며, 이에 따라 대상 부위(3)에 대하여 음파 진동 자극이 이루어질 수 있다.

[0065] 음파 진동부(12)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 해부학적 구조물에 대하여 음파 진동 자극을 제공할 수 있으며, 여기서, 해부학적 구조물은 일례로 혈관, 신경, 및 골격 중 적어도 하나를 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 음파 진동부(12)는 사용자의 머리(1) 부분 중 머리 내 세포(Cell), 신경(Nerve), 조직(Tissue), 혈관(Blood vessel), 뼈(Bone) 등에 음파 진동 자극을 제공할 수 있다.

[0066] 달리 표현하여, 음파 진동 자극의 적용 대상은 일례로 세포, 신경, 혈관, 뼈(근골격계, 신경계) 등일 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 음파 진동부(12)는 음파 진동 자극을 통해, 뇌혈류 등을 개선하고, 통증(일례로 두통 등)을 완화시키며, 조직을 재생시키고, 생체리듬을 회복시킬 수 있다.

[0067] 즉, 본 장치(100)에서 음파 진동 자극은 혈류개선, 통증완화, 조직재생 및 생체리듬 회복 등을 위한 목적으로 적용(이용)될 수 있다. 음파 진동부(12)는 뇌 부위(4)에 대한 음파 진동 자극을 통해, 손상된 뇌세포, 뇌혈류, 뇌혈관 등에 긍정적 영향을 주는 효과를 제공할 수 있다.

[0068] 음파 진동부(12)는 입력받은 음파(Sound Wave) 신호로부터 다양한 뇌질환 관련 치료/개선/완화 목적에 맞는 최적의 음파를 추출하고, 추출된 음파를 진동으로 변환시켜 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4)에 제공할 수 있다.

[0069] 음파 진동부(12)는 음파 진동 부재는 자력을 발생하는 자성체, 자성체의 외부에 설치된 보이스 코일, 보이스 코일을 가이드하는 보빈, 진동판(헤드부)을 포함할 수 있다. 음파 진동부(12)는 자성체와 보이스 코일들 간의 상호 작용을 통해 직선 방향성 진동을 발생시킬 수 있으며, 이러한 진동에 의해 진동판(헤드부)이 진동됨에 따라 뇌 부위(4)(특히, 자극 대상이 되는 대상 부위)에 진동이 제공될 수 있다. 음파 진동부(12)는 음원으로부터 출력되는 음향 신호로 진동할 수 있다. 즉, 음파 진동부(12)는 음파 신호를 진동으로 출력할 수 있다.

[0070] 본 장치(100)에 적용되는 음파 진동부(12)는 일례로 도 7b에 도시된 바와 같은 구조로 이루어질 수 있다. 다만, 이에만 한정되는 것은 아니고, 본 장치(100)에 적용되는 음파 진동부(12)는 종래에 공지되었거나 향후 개발되는 음파 진동의 발생을 가능하게 하는 다양한 구조로 이루어질 수 있다.

[0071] 다른 일례로, 음파 진동부(12)는 다음과 같은 구성으로 이루어질 수 있다. 음파 진동부(12)는 베이스 바디, 자석, 전류 코일, 진동 드럼 및 탄성 부재를 포함할 수 있다. 구체적으로, 음파 진동부(12)는 하우징부(11)에 고정 장착되는 베이스 바디, 베이스 바디의 중심부 하면에 결합 고정되는 자석, 자석의 하부 및 측면 외부 공간을 감싸도록 상면 개방된 중공 원통 형상으로 형성되며 외주면에는 음파 전원이 공급되는 전류 코일이 권취되는 진동 드럼, 진동 드럼을 상향 탄성 지지하는 탄성 부재를 포함할 수 있다.

[0072] 이러한 구성에 따라, 전류 코일에 음파 전원이 공급되면, 진동 드럼은 전류 코일의 전자기력에 의해 상하 진동하게 될 수 있다. 즉, 전류 코일에 음파 전원(음파 신호)이 공급되면, 전류 코일에 전자기력이 발생하고, 교류 음파 전원의 특성에 따라 전자기력의 방향이 바뀌므로, 자석의 자기력과 상호 작용하여 인력 및 척력이 교대로 발생함으로써, 진동 드럼이 상하 방향으로 진동하게 될 수 있다. 이를 통해, 음파 진동부(12)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4)에 대하여 음파 진동 자극이 이루어지도록 할 수 있다.

[0073] 음파 진동부(12)는 일례로 하우징부(11)의 내부에 장착되며 별도의 음파 전원 발생기(음파 신호 발생기라 달리 지칭될 수 있음)로부터 음파 전원(음파 신호)을 공급받아 진동하도록 구성될 수 있다. 음파 전원 발생기로부터 공급되는 음파 전원은 일례로 가청 주파수 전원으로, 예를 들면, 초당 1,000Hz 주파수 전원으로 설정될 수 있다. 또한, 이외에도 일반적인 디지털 음악 신호를 음파 전원으로 사용할 수도 있으며, 음파 진동부(12)는 음

과 전원을 공급받아 진동하므로, 진동에 의해 소리가 발생하여 실제로 음악 등의 소리를 들을 수도 있다.

- [0074] 음파 진동부(12)는 음파 진동 자극의 제공을 통해, 사용자의 머리(1) 부위에 대하여 안마, 마사지 등의 효과를 제공할 수 있다. 또한, 음파 진동부(12)는 음파 신호(특히, 음향 신호의 파형)에 따라 진동할 수 있는바, 사용자의 취향에 따른 선택에 기반하여 여러 유형의 출력 진동 자극을 머리(1) 부위에 전달(제공)할 수 있다.
- [0075] 자기장 발생부(13)는 자기장 발생 모듈, 자기장 발생기 등으로 달리 표현될 수 있다.
- [0076] 자기장 발생부(13)는 하우징부(11) 내에 음파 진동부(12)와 이웃하여 배치될 수 있다. 자기장 발생부(13)는 사용자의 머리(1) 부위에 대하여 자기장을 발생시킬 수 있다. 특히, 자기장 발생부(13)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4) 중 자극 대상이 되는 대상 부위(3)를 향하여 자기장을 발생시킴(조사함)으로써 대상 부위(3)를 향하여 자기장 자극을 제공할 수 있다.
- [0077] 자기장 발생부(13)는 음파 진동부(12)의 둘레방향을 따라 간격을 두고 이격하여 복수개 배치될 수 있다. 달리 표현해, 자극 유닛(10, 제1 자극 유닛)은 하우징부(11)에 마련되되, 음파 진동부(12)의 둘레방향을 따라 간격을 두고 이격 배치되는 복수개의 자기장 발생부(13a, 13b, 13c, 13d)를 포함할 수 있다.
- [0078] 여기서, 복수개의 자기장 발생부(13a, 13b, 13c, 13d)는 제1 자기장 발생부(13a), 제2 자기장 발생부(13b), 제3 자기장 발생부(13c) 및 제4 자기장 발생부(13d)를 포함할 수 있다. 본원에서는 복수개의 자기장 발생부로서 4개의 자기장 발생부(13a, 13b, 13c, 13d)가 포함된 것으로 예시하였으나, 이에 한정되는 것은 아니고, 그 개수 등은 다양하게 설정될 수 있다.
- [0079] 이때, 복수개의 자기장 발생부(13a, 13b, 13c, 13d)는 복수개의 서브 자기장 발생부(13a, 13b, 13c, 13d)라 달리 지칭될 수 있다. 이에 따르면, 자기장 발생부(13)는 복수개의 서브 자기장 발생부(13a, 13b, 13c, 13d)를 포함할 수 있다.
- [0080] 또한, 자기장 발생부(13)와 복수개의 자기장 발생부(13a, 13b, 13c, 13d) 각각은 서로 동일한 형상과 기능을 갖는 동일 구성일 수 있다. 따라서, 자기장 발생부(13)에 대하여 설명되는 내용은 이하 생략된 내용이라 하더라도, 복수개의 자기장 발생부(13a, 13b, 13c, 13d) 각각에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다. 자기장 발생부(13)에 대한 설명은 도 8a 내지 도 8c를 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0081] 도 8a는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 자극 유닛(10)에 포함된 자기장 발생부(13)의 구성을 개략적으로 나타낸 도면이다. 특히, 도 8a에서 (a)는 자기장 발생부(13)의 전체 결합도를 나타내고, 도 8a에서 (b)는 자기장 발생부(13)의 분해도를 나타낸다.
- [0082] 도 8a를 참조하면, 자기장 발생부(13)는 2개의 코일 가이드(31, 32), 자성체(33) 및 코일(34)을 포함할 수 있다.
- [0083] 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.
- [0084] 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 자극 대상이 되는 대상 부위(3)에 대응하는 사용자의 머리(1) 부분에 대하여 지압이 가능하도록, 일단에 뿔족부(33a)를 포함할 수 있다.
- [0085] 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 집중이 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.
- [0086] 뿔족부(33a)의 적어도 일부는 하우징부(11)의 상면(us)에 노출되도록 하우징부(11)에 구비될 수 있다. 사용자가 본 장치(100)에 안착하였을 때, 뿔족부(33a)는 하우징부(11)의 상면(us)에 위치하는 사용자의 신체부위에 대하여 지압 자극을 제공할 수 있다.
- [0087] 또한, 뿔족부(33a)의 적어도 일부는 몸체부(110)의 내면에 노출되도록 몸체부(110)에 구비될 수 있다. 사용자가 본 장치(100)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(13)로부터 발생하는 자기장에 의한 자극을 의미할 수 있다.

- [0088] 자기장 발생부(13) 중 외부에 노출되는 뿔족부(33a)의 적어도 일부를 제외한 나머지 구성(예를 들어, 2개의 코일 가이드, 뿔족부를 제외한 자성체 부분, 및 코일)은 하우징부(11) 내에 내장(내재)되도록 구비될 수 있다.
- [0089] 코일(34)은 자성체(33)에 감긴 형태로 구비될 수 있으며, 일례로 솔레노이드 코일일 수 있다. 코일(34)이 자성체(33)에 감긴 횟수 등은 다양하게 설정될 수 있다.
- [0090] 자성체(33)는 코어 등으로 달리 표현될 수 있다. 이에 따르면, 코어는 일례로 원통형 형상이고, 강자성체일 수 있으며, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 코어의 직경은 다양하게 구현될 수 있다. 이때 '직경'이라는 용어는 원 형상의 지름을 의미하는 것으로 좁게 해석되기 보다는, 다양한 폭(너비)을 의미하는 것으로 넓게 해석될 수 있다.
- [0091] 자성체(33)는 코어 등으로 달리 표현될 수 있다. 이에 따르면, 코어는 일례로 원통형 형상이고, 강자성체일 수 있으며, 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 코어의 직경은 다양하게 구현될 수 있다. 이때 '직경'이라는 용어는 원 형상의 지름을 의미하는 것으로 좁게 해석되기 보다는, 다양한 폭(너비)을 의미하는 것으로 넓게 해석될 수 있다.
- [0092] 일례로, 후술하는 입력부(미도시)는 하우징부(11)의 상면(us)으로부터의 자기장 발생부(13) 내 뿔족부(33a)의 돌출 여부를 제어하는 돌출 제어 명령을 사용자로부터 입력받을 수 있다. 즉, 돌출 제어 명령은 뿔족부(33a)가 하우징부(11)의 상면(us)으로부터 돌출되도록 할지, 혹은 상면(us)으로부터 돌출되는 것 없이 하우징부(11) 내에 내장되어 위치하도록 할지를 제어하는 명령을 의미할 수 있다.
- [0093] 이때, 후술하는 설명에서는, 설명의 편의상 뿔족부(33a)가 하우징부(11)의 상면(us)으로부터 돌출되도록 하는 명령은 돌출 제어 명령 중 제1 명령이라 지칭하고, 뿔족부(33a)가 하우징부(11) 내에 내장되어 위치하도록 하는 명령은 돌출 제어 명령 중 제2 명령이라 지칭하기로 한다.
- [0094] 이에 따르면, 후술하는 제어부(120)는 입력부(미도시)가 사용자로부터 돌출 제어 명령으로서 제1 명령을 입력받은 경우(수신한 경우), 뿔족부(33a)가 하우징부(11)의 내부에서 하우징부(11)의 상면(us)으로부터 돌출되어 이동되도록, 자기장 발생부(13)의 동작을 제어(특히, 자기장 발생부 내 뿔족부의 동작을 제어)할 수 있다.
- [0095] 반면, 제어부(120)는 입력부(미도시)가 사용자로부터 돌출 제어 명령으로서 제2 명령을 입력받은 경우, 외부에 노출되어 있던 뿔족부(33a)가 하우징부(11)의 내부에 내장되어 위치하도록, 자기장 발생부(13)의 동작을 제어(특히, 자기장 발생부 내 뿔족부의 동작을 제어)할 수 있다.
- [0096] 일례로, 제1 명령에 따라 뿔족부(33a)가 외부에 노출되도록 돌출 이동된 경우, 본 장치(100)는 뿔족부(33a)로 하여금 사용자에게 지압 자극을 추가로 더 제공할 수 있다. 사용자에게 대한 지압 자극은 사용자 입력에 따라(즉, 돌출 제어 명령 중 특히 제1 명령의 입력 여부에 따라) 선택적으로 제공될 수 있다.
- [0097] 자기장 발생부(13)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4) 중 자극 대상이 되는 대상 부위(3)를 향하여 자기장을 조사할 수 있다. 자기장 발생부(13)는 일례로 사용자의 머리(1)의 경두개에 대응하는 뇌 부위 중 대상 부위를 향해 자기장을 조사할 수 있다.
- [0098] 또한, 자기장 발생부(13)는 제어부(120)의 제어에 의하여 대상 부위(3)를 향해 자기장을 조사(방출)할 수 있다. 자기장 발생부(13)는 자기장으로서 펄스 전자기장(Pulsed Electro-Magnetic Field, PEMF)을 조사할 수 있다(발생시킬 수 있다). 달리 표현해, 자기장 발생부(13)로부터 조사되는 자기장은 PEMF(Pulsed Electromagnetic Field)일 수 있다. 특히, 자기장 발생부(13)는 펄스형 가변 자기장을 조사할 수 있다. 이를 통해, 본 장치(100)는 머리(1) 부위에 대하여 펄스형 가변 자기장을 이용한 신경 자극을 수행할 수 있다.
- [0099] 또한, 자기장 발생부(13)는 미약 시변 자기장으로서 일례로 1000 가우스(Gauss) 이하(즉, 100 mT 이하)의 자기장 세기(크기)를 가지는 자기장을 조사할 수 있다. 제어부(120)는 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 세기를 100 mT 이하의 범위에서 다양하게 조절할 수 있다. 제어부(120)는 자기장의 세기를 100 mT 이하의 범위 내에서 조절함으로써, 이를 통해 대상 부위(3)에 대한 자기장 자극의 강도(세기)를 조절할 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니고, 자기장의 세기는 다양하게 설정될 수 있다.
- [0100] 또한, 자기장 발생부(13)는 다양한 유형의 자기장 자극을 제공할 수 있다. 자기장 발생부(13)는 자기장 자극으로서 펄스형 자기장 자극(즉, 자기장 펄스 자극)을 수행할 수 있다. 이때, 자기장 발생부(13)는 PWM 방식을 적용한 자기장 자극을 제공할 수 있으며, 이를 통해 생체 와전류의 발생을 유리하게 하고, 발열을 최소화시킬 수 있다.

- [0101] 또한, 자기장 발생부(13)는 자기장의 자극 주파수로서 뇌파 범위(1 Hz 내지 30 Hz 미만의 주파수 범위)부터 1kHz 이하의 주파수를 갖는 자기장을 조사할 수 있다. 즉, 자기장 발생부(13)는 1 Hz 내지 1 kHz 이하의 주파수 범위 내에 해당하는 주파수를 발생시킬 수 있다. 즉, 자기장 발생부(13)는 1 Hz 내지 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수를 갖는 자기장을 조사할 수 있다. 특히, 자기장 발생부(13)는 뇌신경 활성화(뇌파 활성화)를 위해 30Hz 미만의 주파수를 갖는 자기장을 조사할 수 있다. 또한, 자기장 발생부(13)는 뇌혈관 및 뇌혈류 개선을 위해 30 Hz 이상 1kHz 이하의 주파수를 갖는 자기장을 조사할 수 있다.
- [0102] 본 장치(100)는 자기장 발생부(13) 내 코일(34)의 유도자계를 이용하여 사용자의 머리(1) 부위를 향해 자기장 발생부(13)로부터 자기장(PEMF)을 발생시킬 수 있다.
- [0103] 자기장 발생부(13)의 동작 원리를 살펴보면 다음과 같다. 자성체(33)(페라이트)인 코어에 코일(34)을 감아 교번 전류를 인가하면, 코일(34) 주위에 자계가 발생할 수 있는데, 이때, 자성체(33)인 페라이트가 자화될 수 있다. 이를 통해, 본 장치(100)는 자기장이 매질 특성에 관계없이 투과하는 성질을 이용하여, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장(PEMF)이 사용자의 머리(1) 부위에 조사되도록 할 수 있다.
- [0104] 보다 구체적으로, 자기장 발생부(13)에서는 전압 혹은 전류의 인가로 코일(34) 주위에 자기장이 발생될 수 있다. 이때, 전류 방향에 따라, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 자력선 방향이 결정될 수 있다. 또한, 전류의 강도에 따라, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 세기가 결정될 수 있다. 또한, 입력되는 주파수에 따라, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 자극 빈도가 결정될 수 있다.
- [0105] 자기장 발생부(13)는 제어부(120)의 제어에 의해 일예로 교류 전류가 인가(교번 전원이 인가)되면, 펄스 전자기장을 발생시킬 수 있다.
- [0106] 자기장 발생부(13)는 일예로 양방향성 교번 자기장(이는 후술하는 N 펄스와 S펄스의 교번 자극, N/S 자극을 의미할 수 있음)을 발생시킬 수 있으며, 이에만 한정되는 것은 아니고, 다양한 자기장 펄스 자극 모드로 자기장을 발생시킬 수 있다. 또한, 후술하는 제어부(120)는 자기장 발생부(13)로 펄스형 교번 전원 또는 정현파 교번 전원을 인가할 수 있다. 자기장 발생부(13)는 펄스형 자기장, 정현파 자기장, 교번 자기장 중 적어도 하나를 발생시킬 수 있다.
- [0107] 한편, 제어부(120)는 자극 유닛(10)의 동작을 제어할 수 있다. 제어부(120)는 자극 유닛(10)의 동작 제어로서, 자기장 발생부(13)의 동작 제어 및/또는 음파 진동부(12)의 동작 제어를 수행할 수 있다. 즉, 일예로 제어부(120)는 자기장 발생부(13) 및 음파 진동부(12) 중 어느 하나의 동작만을 선택적으로 제어할 수 있다. 다른 일예로, 제어부(120)는 자기장 발생부(13)와 음파 진동부(12)가 함께(동시에) 동작하도록 제어할 수 있다.
- [0108] 여기서, 자기장 발생부(13)의 동작 제어는, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형으로서 자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나를 제어하는 것을 의미할 수 있다. 또한, 음파 진동부(12)의 동작 제어는, 음파 신호의 파동 유형, 주파수, 진동 수 및 진동 강도 중 적어도 하나를 제어하는 것을 의미할 수 있다.
- [0109] 달리 표현하여, 제어부(120)는 자기장 발생부(13)의 동작 제어와 관련하여, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형(자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나)을 제어할 수 있다. 또한, 제어부(120)는 음파 진동부(12)의 동작 제어와 관련하여, 음파 진동부(12)로부터 발생하는 음파 진동의 유형으로서, 음파 신호의 파동 유형, 주파수, 진동 수 및 진동 강도 중 적어도 하나를 제어할 수 있다.
- [0110] 다만, 이에만 한정되는 것은 아니고, 제어부(120)는 자기장 발생부(13)의 자기장의 유형으로서 자기장의 모든 속성과 관련된 다양한 제어를 수행할 수 있다. 일예로, 제어부(120)는 자기장 발생부(13)로부터 교번 자계의 형성을 위한 자기장의 유형으로서 전류, 전압 등을 제어할 수 있으며, 또한 자기장 발생부(13)에 포함된 코어의 온도 등을 제어할 수 있다.
- [0111] 자극 유닛(10)은 제어부(120)의 제어에 의해 동작이 제어될 수 있으며, 이에 따라 대상 부위(3)에 대하여 자극(자기장 자극 및/또는 음파 진동 자극) 제공이 이루어질 수 있다.
- [0112] 제어부(120)는, 뇌 부위(4) 중 자극 대상이 되는 대상 부위(3)의 유형에 따라 자극 유닛(10)의 동작 제어의 유형을 달리할 수 있다. 여기서, 대상 부위(3)의 유형에는 자극이 이루어지는 뇌(뇌 부위)의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나가 포함될 수 있다. 즉, 대상 부위(3)의 유형에는 자극 유닛(10)에 의한 자극(자기장 자극과 음파 진동 자극) 제공이 이루어지는 뇌(즉, 자극이 이루어지는 대상 부위인 뇌)의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나가 포함될 수 있다.

- [0113] 여기서, 자극 유닛(10)의 동작 제어의 유형을 달리한다라 함은, 자기장 발생부(13)의 동작 제어의 유형을 달리 하거나(즉, 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리하는 것으로서, 자기장의 세기나 주파수 등을 달리하거나), 및/또는 음파 진동부(12)의 동작 제어의 유형을 달리하는 것(즉, 음파 진동부로부터 발생하는 음 파 진동 자극의 유형을 달리하는 것으로서, 음파 신호의 파동 유형이나 주파수, 진동수 등을 달리하는 것)을 의 미할 수 있다.
- [0114] 일례로, 제어부(120)는 대상 부위(3)의 유형에 따라 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 즉, 제어부(120)는 자기장 조사가 이루어지는 뇌 부위(4) 중 특히 대상 부위(3)의 부위명, 크 기 및 위치 중 적어도 하나를 고려하여, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있 다. 여기서, 부위명이라 함은 전두엽, 후두엽, 측두엽, 뇌간, 소뇌 등의 뇌 부위의 명(이름)을 의미할 수 있다.
- [0115] 또한, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형에는 자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄 스 자극 모드 중 적어도 하나가 포함될 수 있다. 달리 말해, 제어부(120)는 자기장 발생부(13)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(Squarewave)(단상(Monophasic) 유 형 또는 이상(biphasic) 유형) 또는 펄스파 중 적어도 어느 하나가 포함될 수 있다. 자기장 펄스 자극 모드에 대한 설명은 도 8b를 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0116] 도 8b는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 발생되 는 자기장의 유형 중 자기장 펄스 자극 모드를 설명하기 위한 도면이다.
- [0117] 도 8b를 참조하면, 제어부(120)는 자기장 펄스 자극 모드(자기장 자극 모드)의 유형에 따라 그에 대응하는 자기 장 펄스 자극이 발생되도록, 자기장 발생부(13)의 동작을 제어할 수 있다. 제어부(120)는 자기장 발생부(13)로 부터 발생하는 자기장의 유형으로서 일례로 자기장 펄스 자극 모드를 제어할 수 있다. 이러한 자기장 펄스 자극 모드의 제어를 통해, 자기장 발생부(13)는 자기장 자극(자기장 펄스 자극)을 발생시킬 수 있다(제공할 수 있 다).
- [0118] 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(13)는 제어부(120)에 의한 자기장 펄스 자극 모 드의 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 자극(자기장 펄스 자극)을 발생시킬 수 있다.
- [0119] 제어부(120)는 자기장 발생부(13)로부터 N 펄스 자극, S 펄스 자극, N펄스와 S 펄스의 교번 자극, N 펄스 연속 자극 및 S 펄스 연속 자극 중 어느 하나의 자극에 대응하는 자기장이 발생되도록, 자기장 발생부(13)의 자기장 펄스 자극 모드를 제어할 수 있다.
- [0120] 여기서, N 펄스와 S펄스의 교번 자극(N/S 자극 모드) 모드는 양극성 자극 모드라 달리 표현되고, N 펄스 자극 모드(N pulse 자극 모드) 및 S 펄스 자극 모드(S pulse 자극 모드)는 단극성 자극 모드라 달리 표현될 수 있다.
- [0121] 또한, 제어부(120)는 일례로 자기장 발생부(13)의 일단에는 N극이, 자기장 발생부(13)의 타단에는 S극이 형성되 도록 하는 자기장이 발생되도록, 자기장 발생부(13)의 동작을 제어할 수 있다. 이때, 자기장 발생부(13)의 일단 은 외부에 노출되는 자극 유닛(10)의 상면(us)에 대응하는 부분(혹은 자기장 발생부 내 뿔족부(33a)가 노출되는 부분)을 의미할 수 있다. 즉, 일례로 도 4b의 도면을 기준으로, 자기장 발생부(13)의 일단은 6시 방향을 의미하 고, 자기장 발생부(13)의 타단은 12시 방향을 의미할 수 있다.
- [0122] 다만, 이에만 한정되는 것은 아니고, 제어부(120)는 다른 일례로 자기장 발생부(13)의 일단에는 S극이, 타단에는 N극이 형성되도록 하는 자기장이 발생되도록, 자기장 발생부(13)의 동작을 제어할 수 있다.
- [0123] 제어부(120)는 대상 부위(3)의 유형(예를 들어, 대상 부위의 부위명, 크기 및 위치 중 적어도 하나)에 따라, 자 기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형(자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자기장 펄스 자극 모드 중 적어도 하나)을 달리 제어할 수 있다.
- [0124] 여기서, 자기장의 유형을 달리 제어할 때 고려되는 대상 부위(3)의 유형 중 부위명에 관한 정보는 일례로 사용 자 입력에 의하여 입력된 것일 수 있다.
- [0125] 이에 따르면, 도면에 도시하지는 않았으나 본 장치(100)는 입력부(미도시)를 포함할 수 있다. 입력부(미도시)는 몸체부(110)의 외면 일영역에 구비될 수 있다. 사용자는 입력부(미도시)를 통해 자기장 자극을 수행하고자 하는

부위명을 입력할 수 있다. 즉, 본 장치(100)는 입력부(미도시)를 통해 사용자로부터 자극 제공을 수행하고자 하는(자극시키고자 하는) 뇌(대상 부위)의 부위명에 관한 정보를 입력받을 수 있다. 입력부(미도시)는 일례로 디스플레이부를 통한 터치 입력, 물리적인 버튼에 의한 버튼 입력 등으로 구현될 수 있다.

[0126] 다른 일례로, 본 장치(100)는 사용자 단말(미도시)과 네트워크 통신을 통해 연결될 수 있다. 사용자는 사용자 단말(미도시)을 통해 대상 부위에 해당하는 부위명을 입력할 수 있다. 본 장치(100)는 사용자가 사용자 단말(미도시)에 입력한 부위명에 관한 정보를 네트워크 통신을 통해 사용자 단말(미도시)로부터 전달받음으로써 획득(수신)할 수 있다.

[0127] 즉, 본 장치(100)는 사용자에게 의하여 입력된 부위명에 관한 정보를 본 장치(100)의 몸체부(110)에 자체 구비된 입력부(미도시)를 통해 입력받거나, 또는 본 장치(100)와 네트워크 통신을 통해 연결된 사용자 단말(미도시)로부터 원격으로 입력받을 수 있다.

[0128] 이처럼, 제어부(120)는 대상 부위(3)의 유형으로서 사용자로부터 입력받은 부위명에 관한 정보(대상 부위에 해당하는 부위명 정보)에 따라 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.

[0129] 예시적으로, 부위명에 관한 정보로서 '전두엽 부위'의 정보가 입력된 경우, 제어부(120)는 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어할 수 있다. 만약, 부위명에 관한 정보로서 '측두엽 부위'의 정보가 입력된 경우, 제어부(120)는 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.

[0130] 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(120)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.

[0131] 이처럼, 제어부(120)는 사용자 입력을 기반으로 대상 부위의 부위명을 인식하고, 인식된 대상 부위의 부위명에 따라 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 달리할 수 있다.

[0132] 본 장치(100)는 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장으로 하여금, 혈류(특히, 뇌혈류) 개선 효과, 신경(특히 뇌신경) 활성화 효과 등을 효과적으로 제공할 수 있다.

[0133] 또한, 본 장치(100)는 일례로 자기장 유형 관련 설정 정보를 입력부(미도시)를 통해 입력받거나 또는 혹은 본 장치(100)와 유/무선 네트워크 통신을 통해 연결되는 사용자 단말(미도시)을 통해 입력받을 수 있다. 여기서, 자기장 유형 관련 설정 정보라 함은 복수개의 자극 유닛(180)에 포함된 자기장 발생부의 유형을 제어하기 위한 설정 가능한 정보로서, 자기장의 세기 값, 주파수 값, 시간 값, 패턴, 자기장 펄스 자극 모드 정보 등이 포함될 수 있다.

[0134] 도 8c는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형 중 자기장의 패턴의 예를 나타낸 도면이다.

[0135] 도 8c를 참조하면, 자기장 발생부(13)로부터 발생(조사)되는 자기장의 주파수 범위는 사용자 입력에 따라 자유롭게 설정될 수 있다.

[0136] 일례로, 자기장 발생부(13)는 개별 주파수 중 어느 하나의 주파수를 선택하여, 선택된 주파수를 갖는 자기장을 발생시킬 수 있다. 여기서, 개별 주파수는 기 설정된 특정 주파수 값을 의미하는 것으로서, 일례로, 8Hz, 16Hz, 32Hz 등이 포함될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 이에 따르면, 자기장 발생부(13)는 8Hz의 주파수를 갖는 자기장을 발생시키거나, 16Hz의 주파수를 갖는 자기장을 발생시키거나 32Hz의 주파수를 갖는 자기장을 발생시킬 수 있다.

[0137] 다른 일례로, 자기장 발생부(13)는 주파수를 순차적으로 가변하며 자기장을 연속적으로 발생시킬 수 있다. 즉, 자기장 발생부(13)는 미리 설정된 시간(일례로 4초) 단위로 주파수가 미리 설정된 순서로 가변되도록 제어될 수 있다. 예를 들어, 자기장 발생부(13)는 4초 마다 8Hz → 16Hz → 32Hz 의 순서로 주파수를 변화시킬 수 있으며, 그에 따른 자기장을 발생시킬 수 있다.

[0138] 또 다른 일례로, 자기장 발생부(13)는 간섭 주파수를 고려하여 자기장을 발생시킬 수 있다. 자기장 발생부(13)는 일례로 미리 설정된 주기로 발생하는 자기장 자극의 주파수를 0.1 Hz 이상 1Hz 이하의 값 중 어느 하나의 값으로 설정할 수 있으며, 이를 통해 자기장 자극 시간 간격이 결정될 수 있다. 이때, 자기장 발생부(13)는 자기

장 자극 발생시(즉, 미리 설정된 주기로 주파수 발생시) 서로 다른 주파수를 갖는 복수의 주파수를 혼합(일예로 8Hz 이상 30 Hz 이하의 주파수 중 적어도 하나의 주파수를 혼합)하여 자기장을 발생시킬 수 있다.

- [0139] 여기서, 미리 설정된 주기는 일예로 3초, 5초 등일 수 있다. 다만, 이에만 한정되는 것은 아니고, 미리 설정된 주기의 시간 값 및 시간 단위는 다양하게 적용될 수 있다. 시간 단위로는 초, 분, 시간 등 다양하게 적용될 수 있다.
- [0140] 또한, 제어부(120)는 미리 설정된 시간 간격 마다 적어도 하나의 자기장의 유형을 변경할 수 있다. 달리 말해, 제어부(120)는 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 복수의 유형(예를 들어, 자기장의 세기, 주파수, 시간, 패턴 및 자극 모드) 중 적어도 하나의 유형을 미리 설정된 시간 간격 마다 변경할 수 있다.
- [0141] 여기서, 미리 설정된 시간은 일예로, 2초, 5초, 10초 등 초(second) 단위로 설정될 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니고, 미리 설정된 시간은 분(minute) 단위, 시간(hour) 단위 등으로 설정될 수 있다.
- [0142] 또한, 입력부(미도시)는 자기장 발생부(13)에 대한 제어 신호를 생성하기 위한 입력 값, 즉 자극 설정 정보를 사용자로부터 입력받을 수 있다. 예를 들어, 자극 설정 정보는 전압, 전류, 자기장 자극 세기, 자극 시간, 자극 모드 및 자극 빈도 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0143] 입력부는 자기장 자극 세기에 대한 설정 정보로서, 약, 중, 강 등과 같이 자극의 세기(강도)를 단계별로 세분화한 정보를 입력받을 수 있다. 또한, 입력부는 자극 시간에 대한 설정 정보로서, 자기장 발생부(13)를 통해 자기장 자극이 가해지는 시간 정보를 입력받을 수 있다. 예를 들어, 자극 시간은 1분, 3분, 10분, 1시간 등과 같이 분 단위 및 시간 단위 등으로 설정 가능하다.
- [0144] 또한, 입력부는 자극 모드에 대한 설정 정보로서, 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 펄스 자극 모드를 입력받을 수 있다. 예를 들어, 자기장 펄스 자극 모드는 N 펄스 자극 모드, S 펄스 자극 모드, N 펄스와 S 펄스의 교번 자극 모드, N 펄스 연속 자극 모드 및 S 펄스 연속 자극 모드 등을 포함할 수 있다.
- [0145] 또한, 입력부는 자극 빈도에 대한 설정 정보로서, 주파수 정보를 사용자로부터 입력받을 수 있다. 예를 들어 입력부는 자극 빈도에 대한 설정 정보로서, 1 Hz 내지 1 kHz 중에서 어느 하나의 주파수 정보를 입력받을 수 있다.
- [0146] 또한, 입력부는 사용자로부터 전압 및 전류 등의 정보를 입력받을 수 있으며, 전압, 전류, 주파수 등의 정보에 따라 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 세기 등을 결정될 수 있다.
- [0147] 또한, 제어부(120)는 대상 부위(3)에 관한 치료 유형에 따라 자극 유닛(10)의 동작 제어의 유형을 달리 제어할 수 있다. 여기서, 치료 유형에는, 대상 부위(3)에 대응하는 뇌신경의 활성화를 위한 제1 치료 유형 및 대상 부위(3)에 대응하는 뇌혈관의 혈류 개선을 위한 제2 치료 유형이 포함될 수 있다.
- [0148] 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.
- [0149] 일예로, 제어부(120)는, 치료 유형이 제1 치료 유형인 경우, 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 제1 유형으로서 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 또한, 제어부(120)는, 치료 유형이 제2 치료 유형인 경우, 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 제2 유형으로서 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다.
- [0150] 본원에서는 치료 유형에 따른 자극 유닛(10)의 동작 제어의 유형을 달리하는 것과 관련하여, 일예로 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)의 동작 제어의 유형을 달리하는 것을 예로 들어 설명하나, 이는 본원의 이해를 돕기 위한 것일 뿐, 이에만 한정되는 것은 아니고, 음파 진동부(12)의 동작 제어의 유형도 달리 제어할 수 있다. 음파 진동부(12)의 동작 제어의 유형을 달리하는 예에 대해서는 구체적인 설명을 생략하기로 하며, 이는 자기장 발생부(13)의 동작 제어의 유형을 달리하는 예와 유사한 방식으로 이해될 수 있다.
- [0151] 제어부(120)는 대상 부위(3)에 대한 치료 유형에 따라 자기장 발생부(13)로부터 조사되는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 제어부(120)는 치료 유형이 제1 치료 유형인 경우 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 제1 유형으로 제어할 수 있다. 만약, 제어부(120)는 치료 유형이 제2 치료 유형인 경우 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.
- [0152] 제1 치료 유형시의 자기장 유형인 제1 유형은, 자기장 발생부(13)로부터 조사되는 자기장의 주파수가 30 Hz 미

만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어되는 유형을 의미할 수 있다. 또한, 제2 치료 유형시의 자기장 유형인 제2 유형은, 자기장 발생부(13)로부터 조사되는 자기장의 주파수가 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어되는 유형을 의미할 수 있다.

- [0153] 즉, 제어부(120)는 사용자 입력을 통해 입력된 치료 유형에 관한 정보(즉, 본 장치를 통해 제공받고자 하는 치료 유형에 관한 정보)에 기초하여, 치료 유형이 제1 치료 유형인지 혹은 제2 치료 유형인지에 따라 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형이 달라지도록, 자기장 발생부(13)의 동작 제어의 유형을 달리할 수 있다 (달리 제어할 수 있다).
- [0154] 한편, 자극 유닛(10)에 포함된 발광부(14), 수광부(15) 및 레이저광 조사부(16)에 대한 설명은 도 4c를 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0155] 도 4c를 참조하면, 발광부(14)는 하우징부(11)에 배치되고, 대상 부위(3)를 향하여 LED 광을 조사할 수 있다. 특히, 발광부(14)는 하우징부(11)에서 음파 진동부(12)와 자기장 발생부(13) 사이에 배치될 수 있다. 발광부(14)는 사용자의 머리(1) 부위를 향하여 LED 광을 조사할 수 있다.
- [0156] 수광부(15)는 자극 유닛(10)의 좌우 방향에 대하여, 발광부(14)와 미리 설정된 간격을 두고 이격하여 배치될 수 있다. 수광부(15)는 발광부(14)로부터 조사된 광이 사용자의 머리(1)의 피부에서 반사됨에 따른 반사광을 수신할 수 있다.
- [0157] 레이저광 조사부(16)는 하우징부(11)에 배치되고, 대상 부위(3)를 향하여 치료용 레이저광을 조사할 수 있다. 특히, 레이저광 조사부(16)는 하우징부(11)에서 음파 진동부(12)와 자기장 발생부(13) 사이에 배치될 수 있다. 레이저광 조사부(16)는 사용자의 머리(1)의 피부에 대하여, 탈모 관련 예방, 치료, 완화 등의 치료를 위한 레이저 광을 조사할 수 있다.
- [0158] 제어부(120)는 수광부(15)가 수신하는 반사광의 반사광량에 따라 레이저광 조사부(16)로부터 조사되는 레이저광의 레이저광 조사 유형을 달리 제어할 수 있다.'
- [0159] 이때, 제어부(120)는, 레이저광 조사부(16)로부터 조사되는 레이저광의 레이저광 조사 유형으로서 광(레이저광)의 세기(강도), 광의 파장, 시간 및 패턴 중 적어도 하나를 제어할 수 있다.
- [0160] 제어부(120)는, 수광부(15)가 수신한 반사광의 반사광량이 기설정된 기준 범위에 속하는 경우, 발광부(14)로부터 조사된 LED 광이 반사된 사용자의 머리(1)의 피부 부위에 탈모가 이루어지지 않은 것으로 판단하여, 레이저광 조사부(16)로부터 조사되는 레이저광의 레이저광 조사 유형을 제1 조사 유형으로 제어할 수 있다.
- [0161] 반면, 제어부(120)는, 수광부(15)가 수신한 반사광의 반사광량이 기설정된 기준 범위의 상한값을 초과하는 경우, 사용자의 머리(1)의 피부 부위에 탈모가 발생한 것으로 판단하여, 레이저광 조사부(16)로부터 조사되는 레이저광의 레이저광 조사 유형을 제1 조사 유형에서 제2 조사 유형으로 변경되도록 제어할 수 있다.
- [0162] 여기서, 레이저광 조사 유형과 관련하여 제2 조사 유형은, 제1 조사 유형과 대비하여 상대적으로 레이저광 조사부(16)로부터 조사되는 광(레이저광)의 세기(강도), 파장, 및 시간 중 어느 하나가 더 높게 설정된(더 큰 값으로 설정)된 유형을 의미할 수 있다.
- [0163] 구체적으로 예를 들면, 사용자의 모발이 검은색이라고 하자. 이때, 사용자가 탈모 증상이 없는 경우, 발광부(14)로부터 사용자의 머리(1) 부위를 향하여 조사된 LED 광의 대부분은 탈모 증상이 없는 사용자의 검은색 모발(어두운 색의 모발)에서 흡수될 수 있다. 이러한 경우, 수광부(15)가 수신하는 반사광의 양(반사광량)은, 사용자가 탈모 증상이 있는 경우 대비 탈모 증상이 없을 때가 더 적을 수 있다.
- [0164] 이와는 반대로, 사용자가 탈모 증상이 있는 경우, 발광부(14)로부터 사용자의 머리(1) 부위를 향하여 조사된 LED 광은 탈모가 있는 머리(1)의 피부(밝은 색의 피부)로부터 대부분 반사될 수 있다. 이러한 경우, 수광부(15)가 수신하는 반사광의 양(반사광량)은, 사용자가 탈모 증상이 없는 경우 대비 더 많을 수 있다.
- [0165] 따라서, 제어부(120)는 수광부(15)가 수신하는 반사광의 반사광량의 정도에 따라 레이저광 조사부(16)로부터 조사되는 탈모 예방 내지 치료를 위한 레이저광의 조사 유형을 달리할 수 있다.
- [0166] 즉, 제어부(120)는 반사광량이 기설정된 기준 범위에 속하면, 탈모가 이루어지지 않은 것으로 판단하여 상대적으로 광의 세기가 약하거나 낮은 파장을 갖는 레이저광(즉, 제1 조사 유형을 갖는 레이저광)이 레이저광 조사부(16)로부터 조사되도록 제어할 수 있다. 반면, 제어부(120)는 반사광량이 기설정된 기준 범위의 상한값을 초과하면, 반사광량이 많아 그만큼 탈모가 많이 이루어진 것으로 판단하여, 제1 조사 유형 대비 상대적으로 광의 세

기가 더 강하거나 더 높은 파장을 갖는 레이저광(즉, 제2 조사 유형을 갖는 레이저광)이 레이저광 조사부(16)로부터 조사되도록 제어할 수 있다.

[0167] 본 장치(100)는 레이저광 조사부(16)를 통해 사용자의 머리(1)의 피부(즉, 두피)에 대하여 레이저광을 조사함으로써, 광 에너지가 진피조직과 피하조직에 침투하도록 해 모근을 포함한 각종 세포조직을 활성화시키고 신진대사를 촉진시킬 수 있으며, 이로부터 모의 성장을 활발하게 시켜 모의 수명을 연장시킬 수 있다. 본 장치(100)는 반사광량의 정도에 따라 레이저광 조사 유형을 달리함으로써, 유전적 요인 또는 스트레스 등으로 인해 날로 증가되는 탈모를 예방하고 또한 발모를 촉진시키리 수 있다.

[0168] 레이저광 조사부(16)로부터 조사되는 레이저(레이저광)는, 일예로 600 μm 이상 1300 μm 이하의 파장 중 어느 하나의 파장을 가질 수 있으며, 또한 세기(강도)는 10 mW 이상 1000 mW 이하의 강도 중 어느 하나의 강도를 가질 수 있다. 다만, 이에만 한정되는 것은 아니고, 레이저광의 파장, 강도 등은 탈모 치료 내지 예방을 가능하도록 하는 다양한 값으로 설정될 수 있다.

[0169] 본 장치(100)는 상술한 범위를 갖는 파장과 강도를 갖는 레이저광을 사용자의 머리(1)의 피부(즉, 두피)에 조사함으로써, 사용자에게 모세혈관의 생성 증가, 혈액의 산소담지량의 증가, 콜라겐과 ATP(Adenosine Triphosphate)의 생성촉진, 임파류의 활동증가, 육아발생(tissuegranulation)의 촉진, 식세포작용(phagocytosis)의 활성화 등의 효과를 제공할 수 있다.

[0170] 한편, 본 장치(100)는 조절부(130)를 포함할 수 있다. 조절부(130)는 본 장치(100)에 의한 자극이 제공되는 대상 부위(3)의 유형을 고려하여 몸체부(110) 내에서의 자극 유닛(10)의 위치를 조절할 수 있다. 조절부(130)에 대한 설명은 도 9를 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.

[0171] 도 9는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 조절부(130)를 설명하기 위한 도면이다.

[0172] 도 9를 참조하면, 조절부(130)는 대상 부위(3)의 중심 위치(P1)로부터 자극 유닛(10)의 중심 위치(P2)로 연장되는 가상의 선이 사용자의 머리(1)의 표면(체표)의 접선과 수직하도록 자극 유닛(10)의 위치를 조절할 수 있다 (이동시킬 수 있다).

[0173] 즉, 조절부(130)는 자극 유닛(10)의 중심 위치(P1)가 대상 부위(3)의 중심 위치(P1)를 향하여 사용자 머리(1)의 표면의 접선과 수직하는 방향에 위치하도록, 자극 유닛(10)의 위치를 조절(조정)할 수 있다. 이를 통해, 본 장치(100)는 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)와 음파 진동부(12)를 대상 부위(3)에 보다 가까이 위치시킴으로써, 자극 유닛(10)으로부터 제공되는 자기장과 음파 진동이 대상 부위(3)에 집중되도록 할 수 있는바, 대상 부위(3)에 대하여 보다 효과적인 자극(자기장 자극과 음파 진동 자극)이 이루어지도록 할 수 있다.

[0174] 다른 일예로, 조절부(130)는 대상 부위(3)의 유형을 고려하여 자극 유닛(10)의 각도를 조절할 수 있다. 특히, 조절부(130)는 대상 부위(3)의 유형을 고려하여 자극 유닛(10) 내 음파 진동부(12)와 자기장 발생부(13) 각각의 각도를 개별적 혹은 통합적으로 조절할 수 있다.

[0175] 조절부(130)는 자기장 발생부(13)로부터 대상 부위(3)의 중심 위치(P1)를 향하여 조사되는 자기장의 조사 방향(제공 방향)이 사용자의 머리(1)의 표면(체표)의 접선과 수직하도록, 몸체부(110) 내에서의 자극 유닛(10)의 각도를 조절하거나, 혹은 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)의 각도를 조절할 수 있다. 마찬가지로, 조절부(130)는 음파 진동부(12)로부터 대상 부위(3)의 중심 위치(P1)를 향하여 조사되는 음파 진동의 조사 방향(제공 방향)이 사용자의 머리(1)의 표면(체표)의 접선과 수직하도록, 몸체부(110) 내에서의 자극 유닛(10)의 각도를 조절하거나, 혹은 자극 유닛(10) 내 음파 진동부(12)의 각도를 조절할 수 있다.

[0176] 이처럼, 조절부(130)는 대상 부위(3)의 유형을 고려하여 자극 유닛(10)의 위치를 조절(조정)함에 있어서, 자극 유닛(10)의 하우징부(11) 자체를 움직여 위치를 조절하거나, 자극 유닛(10)의 하우징부(11)의 위치를 유지한 상태로 자극 유닛(10)의 각도를 조절할 수 있다.

[0177] 특히나, 조절부(130)는 각도를 조절할 때, 자극 유닛(10)의 하우징부(11) 자체의 각도를 조절함으로써, 자극 유닛(10)으로부터 조사되는 음파 진동과 자기장의 조사 각도가 함께(동시에) 조절되도록 할 수 있다. 또는, 조절부(130)는 각도를 조절할 때, 자극 유닛(10)의 하우징부(11) 자체의 각도는 그대로 유지한 상태로, 자극 유닛(10)에 포함된 음파 진동부(12)와 자기장 발생부(13) 각각의 각도를 개별적 혹은 통합적으로 제어함으로써, 음파 진동과 자기장의 조사 각도가 각각 조절되도록 할 수 있다.

[0178] 한편, 이하에서는 본 장치(100)에 복수개의 자극 유닛이 구비되는 경우에 대하여 설명하며, 이는 도 10 및 도

11을 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.

- [0179] 도 10 및 도 11은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)에 복수개의 자극 유닛이 구비되는 경우의 예를 나타낸 도면이다. 특히, 도 10은 본 장치(100)에 자극 유닛이 3개 구비되는 경우의 예를 나타내고, 도 11은 본 장치(100)에 자극 유닛이 20개 이상 구비되는 경우의 예를 나타낸다.
- [0180] 도 1, 도 10 및 도 11을 참조하면, 본 장치(100)에서 자극 유닛(10)은, 몸체부(110)에 간격을 두고 복수개 구비될 수 있다. 달리 표현해, 본 장치(100)는 몸체부(110)에 간격을 두고 이격하여 배치되는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...)을 포함할 수 있다.
- [0181] 이때, 앞서 말한 바와 같이, 상술한 자극 유닛(10)은 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 제1 자극 유닛(10)이라 달리 지칭될 수 있고, 이하 생략된 내용이라 하더라도 제1 자극 유닛(10)에 대하여 설명된 내용은 다른 자극 유닛들(20, 30, ...) 각각에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0182] 제어부(120)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...)의 동작을 각각 개별적으로 제어하거나 통합적으로 제어할 수 있다.
- [0183] 또한, 제어부(120)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 각각으로부터 조사되는 자극의 유형(자기장 자극의 유형 및/또는 음파 진동 자극의 유형)을 각기 다르게 제어할 수 있다. 즉, 제어부(120)는 일례로 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 각각이 서로 다른 유형의 자극을 제공하도록(조사하도록) 제어할 수 있다.
- [0184] 일례로, 제어부(120)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 제1 자극 유닛(10)의 자기장 유형을 제1 유형으로 제어하고, 제2 자극 유닛(20)의 자기장 유형을 제2 유형으로 제어하고, 제3 자극 유닛(30)의 자기장 유형을 제3 유형으로 제어할 수 있다. 즉, 제어부(120)는 제1 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 자기장 유형을 제1 유형으로 제어하고, 제2 자극 유닛(20) 내 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 자기장 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.
- [0185] 여기서, 자기장 유형과 관련하여, 제1 유형은 일례로 자기장의 세기(강도)가 제2 유형의 자기장의 세기(강도) 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다. 또한, 제2 유형은 일례로 자기장의 세기(강도)가 제3 유형의 자기장의 세기 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다.
- [0186] 뿐만 아니라, 제어부(120)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 제1 자극 유닛(10)의 음파 진동 자극의 유형을 제1 유형으로 제어하고, 제2 자극 유닛(20)의 음파 진동 자극의 유형을 제2 유형으로 제어하고, 제3 자극 유닛(30)의 음파 진동 자극의 유형을 제3 유형으로 제어할 수 있다. 즉, 제어부(120)는 제1 자극 유닛(10) 내 음파 진동부(12)로부터 발생하는 음파 진동 자극의 유형을 제1 유형으로 제어하고, 제2 자극 유닛(20) 내 음파 진동부로부터 발생하는 음파 진동 자극의 유형을 제2 유형으로 제어할 수 있다.
- [0187] 여기서, 음파 진동 자극의 유형과 관련하여, 제1 유형은 일례로 음파 진동 자극의 세기(강도)가 제2 유형의 음파 진동 자극의 세기(강도) 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다. 또한, 제2 유형은 일례로 음파 진동 자극의 세기(강도)가 제3 유형의 음파 진동 자극의 세기 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다.
- [0188] 조절부(130)는 대상 부위(3)의 유형을 고려하여 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 각각의 위치를 조절할 수 있다.
- [0189] 일례로, 도 10을 참조하면 조절부(130)는 서로 다른 위치에 배치된 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 일부의 자극 유닛(10, 20, 30) 각각이 대상 부위(3)의 중심 위치를 향하여 자기장 및 음파 진동을 조사(제공)하도록, 일부의 자극 유닛(10, 20, 30) 각각의 위치를 조절(혹은 각도를 조절)할 수 있다.
- [0190] 조절부(130)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 각각을 개별적으로 제어할 수 있으며, 각각의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...)에 대해 선택적으로 위치를 제어(선정)할 수 있다.
- [0191] 한편, 본 장치(100)는 식별부(140)를 포함할 수 있다. 식별부(140)는, 사용자의 머리(1)와 관련하여 기 입력받은 사용자의 3차원 영상이 존재하는 경우, 사용자의 3차원 영상과 기 생성된 3차원 표준 영상 간의 비교를 통해 사용자의 뇌 부위 중 이상이 있는 것으로 나타나는 이상 뇌 부위를 식별할 수 있다.
- [0192] 이때, 식별부(140)는, 3차원 표준 영상 내 뇌 부위를 기준으로 한 사용자의 3차원 영상 내의 뇌 부위 간의 상태 차이를 산출하고, 사용자의 3차원 영상 내 뇌 부위(4) 중에서 3차원 표준 영상 내 뇌 부위 대비 미리 설정된 차이값 이상으로 상태 차이가 나타나는 뇌 부위를 이상 뇌 부위로 식별할 수 있다. 여기서, 상태 차이라 함은 상태 차이나 위치 차이를 의미할 수 있다.

- [0193] 이후, 제어부(120)는, 식별부(140)를 통해 이상 뇌 부위가 식별되면, 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 식별된 이상 뇌 부위로부터 가장 가까이 위치하는 최근접 자극 유닛을 선택할 수 있다. 이후, 제어부(120)는, 선택된 최근접 자극 유닛의 동작 제어의 유형을 제1 동작 제어 유형에서 제2 동작 제어 유형으로 변경되도록 제어할 수 있다.
- [0194] 여기서, 제2 동작 제어 유형은, 음파 진동 자극 및 자기장 자극 중 적어도 하나의 자극 강도(자극의 강도)가 제1 동작 제어 유형 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다.
- [0195] 다시 말해, 식별부(140)는 기 입력받은 사용자의 머리(1) 부분에 대한 3차원 영상(사용자의 3차원 영상)이 존재하는 경우, 사용자의 3차원 영상과 기 생성된 3차원 표준 영상 간의 비교를 통해, 3차원 표준 영상 내 뇌 부위를 기준으로 한 사용자의 3차원 영상 내의 뇌 부위 간의 상태 차이를 산출할 수 있다. 여기서, 상태 차이라 함은, 크기 차이나 위치 차이를 의미할 수 있다.
- [0196] 여기서, 기 생성된 3차원 표준 영상은 인체의 해부학적 구조물(일례로, 혈관, 신경, 골격 등을 포함함)을 포함하는 인체 영상에 기반하여 생성된 것일 수 있다. 3차원 표준 영상은 일례로 사용자 단말(미도시)로부터 네트워크 통신을 통해 전달받아 데이터베이스부(미도시)에 저장될 수 있다.
- [0197] 구체적으로, 3차원 표준 영상은 인체의 해부학적 구조물(해부 구조물)에 대한 정보를 포함하는 인체 영상(image)(또는 인체 의료 영상)에 기반하여 생성될 수 있다. 복수의 2차원 의료 영상을 포함하는 인체 영상은 3차원 영상으로 리모델링될 수 있다. 여기서, 2차원 의료 영상 내에 포함되어 있는 인체의 해부학적 구조물인 피부, 혈관(뇌혈관), 신경(뇌신경) 및 골격 등 적어도 하나가 포함되도록 리모델링이 수행됨에 따라, 3차원 표준 영상이 생성될 수 있다.
- [0198] 3차원 표준 영상 생성시 이용되는 인체 영상(인체 의료 영상)은, 일례로 컴퓨터단층촬영기(Computed Tomography, CT), 자기공명 영상장치(Magnetic Resonance Imaging, MRI) 및 양전자 방출 단층 영상장치(Positron Emission Tomography, PET) 중 적어도 하나에 의하여 획득된 영상일 수 있으며, 이에만 한정되는 것은 아니고, 다른 영상촬영장치를 통해 획득한 영상에 기초하여 3차원 표준 영상이 생성될 수 있다.
- [0199] 이에 따르면, 3차원 표준 영상 내에는 피부, 혈관(뇌혈관), 신경(뇌신경) 및 골격 등의 해부학적 구조물(인체의 내부 조직)에 관한 정보가 포함될 수 있다.
- [0200] 이처럼, 식별부(140)는 기 입력받은 사용자의 머리(1) 부분에 대한 사용자의 3차원 영상이 존재하면, 데이터베이스부(미도시)에 저장되어 있는 기 생성된 3차원 표준 영상과 사용자의 3차원 영상을 서로 비교함으로써, 두 영상 내 두 해부학적 구조물(3차원 표준 영상 내의 해부학적 구조물과 사용자의 3차원 영상 내의 해부학적 구조물) 간의 상태 차이(일례로, 크기 차이)를 산출할 수 있다.
- [0201] 특히, 식별부(140)는 기 생성된 3차원 표준 영상과 사용자의 3차원 영상을 서로 비교함으로써, 3차원 표준 영상과 사용자의 3차원 영상 간에 뇌 부위에 대한 상태 차이(크기나 위치에 대한 차이)를 산출할 수 있다. 여기서, 뇌 부위는 앞서 말한 바와 같이 전두엽 부위, 후두엽 부위, 측두엽 부위, 뇌간 부위, 간뇌 부위, 소뇌 부위 등을 의미할 수 있다.
- [0202] 이때, 식별부(140)는 상태 차이의 산출 결과, 사용자의 3차원 영상 내 뇌 부위 중에서 3차원 표준 영상 내 뇌 부위 대비 미리 설정된 차이값 이상으로 상태 차이가 나타나는 뇌 부위를 이상 뇌 부위로 식별할 수 있다. 즉, 식별부(140)는 사용자의 3차원 영상 내에, 3차원 표준 영상 대비 미리 설정된 차이값 이상으로 상태 차이가 나타나는 뇌 부위인 이상 뇌 부위가 존재하는지 판단할 수 있다.
- [0203] 이때, 식별부(140)는 사용자의 3차원 영상 내에 이상 뇌 부위가 존재하는 것으로 판단되면, 제어부(120)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 식별된 이상 뇌 부위의 위치로부터 가장 가까이 위치하는 자극 유닛을 최근접 자극 유닛으로서 선택할 수 있다. 이에 대한 설명은 도 12를 참조하여 보다 쉽게 이해될 수 있다.
- [0204] 도 12는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 식별부(140)에 의해 이상 뇌 부위를 식별하는 경우의 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [0205] 도 12를 참조하면, 예를 들어, 사용자의 머리(1) 부위에 대한 사용자의 3차원 영상과 3차원 표준 영상을 서로 비교해 본 결과, 사용자의 3차원 영상 내의 뇌 부위인 간뇌 부위(즉, 용자의 실제 간뇌)(5)의 크기가 3차원 표준 영상 내의 뇌 부위인 간뇌 부위(즉, 표준 간뇌)(6) 대비 미리 설정된 차이값 이상으로 차이(크기 차이)가 나타난다고 하자. 즉, 사용자의 실제 간뇌(5)와 표준 간뇌(6) 간의 크기가 미리 설정된 크기 차이값 이상으로 차

이(상태 차이)가 난다고 하자.

- [0206] 이러한 경우, 식별부(140)는 미리 설정된 차이값 이상으로 상태 차이가 나타나는 뇌 부위인 사용자의 간뇌(5) 부위를 이상 뇌 부위인 것으로 인식함에 따라, 사용자의 3차원 영상 내의 뇌 부위 중에서 이상 뇌 부위로서 사용자의 간뇌(5) 부위가 존재하는 것으로 판단할 수 있다.
- [0207] 이처럼, 이상 뇌 부위가 존재하면, 식별부(140)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중에서 이상 뇌 부위로 판단(식별)된 사용자의 실제 간뇌(5) 부위로부터 가장 가까이 위치하는 자극 유닛을 최근접 자극 유닛으로 식별할 수 있다.
- [0208] 이하에서는, 설명의 편의상, 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 이상 뇌 부위로부터 가장 가까이 위치하는 자극 유닛인 최근접 자극 유닛이 도 10의 도면을 기준으로 제2 자극 유닛(20)인 경우로 예를 들어 설명하기로 한다.
- [0209] 이에 따르면, 제어부(120)는, 식별된 이상 뇌 부위에 대하여 자극(음파 자극 및/또는 자기장 자극)의 제공을 위해, 식별된 최근접 자극 유닛(20)의 동작을 제어할 수 있다.
- [0210] 특히, 이상 뇌 부위에 대하여 보다 효과적인 자극이 이루어지도록, 제어부(120)는 식별부(140)에 의해 이상 뇌 부위가 존재하는 것으로 식별되면, 최근접 자극 유닛(20)의 동작의 유형을 제1 동작 제어 유형에서 제2 동작 제어 유형으로 변경되도록 제어할 수 있다.
- [0211] 여기서, 제2 동작 제어 유형은, 최근접 자극 유닛(20)에 의한 음파 진동 자극 및 자기장 자극 중 적어도 하나의 자극 강도가 제1 동작 제어 유형 대비 상대적으로 강한 경우를 의미할 수 있다.
- [0212] 일례로, 제어부(120)는 이상 뇌 부위에 대하여 정상 뇌 부위(이상이 감지되지 않은 뇌 부위) 대비 상대적으로 강한 자극이 이루어질 수 있도록, 최근접 자극 유닛(20)이 제2 동작 제어 유형으로 동작하도록 제어할 수 있다. 반면, 제어부(120)는 정상 뇌 부위에 대해서는 이상 뇌 부위 대비 상대적으로 약한 자극이 이루어질 수 있도록, 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 최근접 자극 유닛(20)을 제외한 나머지 자극 유닛들(10, 30, ...)이 제1 동작 제어 유형으로 동작하도록 제어할 수 있다.
- [0213] 여기서, 최근접 자극 유닛(20)이 제2 동작 유형으로 동작한다라 함은, 일례로 최근접 자극 유닛(20) 내 자기장 발생부가 제2 자기장 유형의 자기장을 발생시키도록 동작함을 의미할 수 있다. 여기서, 제2 자기장 유형은, 제1 자기장 유형과 대비하여 상대적으로 자기장의 세기가 강하거나 자기장의 주파수가 높거나 자기장의 자극 시간이 길게 설정된 자기장을 의미할 수 있다.
- [0214] 또한, 최근접 자극 유닛(20)이 제2 유형으로 동작한다라 함은, 일례로 최근접 자극 유닛(20) 내 음파 진동부가 제2 음파 진동 유형의 음파 진동을 발생시키도록 동작함을 의미할 수 있다. 여기서, 제2 음파 진동 유형은, 제1 음파 진동 유형과 대비하여 상대적으로 진동의 세기(강도)가 강한 경우, 음파 신호의 주파수가 높은 경우, 진동수가 높은 경우 및 음파 진동의 자극 시간이 길게 설정된 경우 중 적어도 하나의 경우를 의미할 수 있다.
- [0215] 예시적으로, 사용자의 머리(1) 부위에 대응하는 뇌 부위(4) 내에 이상 뇌 부위가 존재하는 것으로 판단되면, 제어부(120)는 복수개의 자극 유닛(180) 중 선택된 최근접 자극 유닛(20)이 제2 동작 제어 유형으로 동작하도록 제어할 수 있다. 이때, 최근접 자극 유닛(20)은, 제2 동작 제어 유형으로의 동작 제어시, 최근접 자극 유닛(20) 내 자기장 발생부가 제2 자기장 유형으로서 50Hz의 주파수를 갖는 자기장을 발생시키거나 및/또는 최근접 자극 유닛(20) 내 음파 진동부가 제2 음파 진동 유형으로서 초당 3회의 진동을 발생시킬 수 있다.
- [0216] 한편, 사용자의 머리(1) 부위에 대응하는 뇌 부위(4) 내에 이상 뇌 부위가 존재하는 것으로 판단되면, 제어부(120)는 복수개의 자극 유닛(180) 중 최근접 자극 유닛(20)을 제외한 나머지 자극 유닛들(10, 30, ...)의 경우 제1 동작 제어 유형으로 동작하도록 제어할 수 있다.
- [0217] 이때, 나머지 자극 유닛들(10, 30, ...)은, 제1 동작 제어 유형으로의 동작 제어시, 나머지 자극 유닛들(10, 30, ..., 90) 각각 내 자기장 발생부가 제1 자기장 유형으로서 10Hz의 주파수를 갖는 자기장을 발생시키거나 및/또는 나머지 자극 유닛들(10, 30, ...) 각각 내 음파 진동부가 제1 음파 진동 유형으로서 초당 1회의 진동을 발생시킬 수 있다.
- [0218] 이에 따르면, 제어부(120)는 사용자의 머리(1) 부위에 대응하는 뇌 부위(4) 내 이상 뇌 부위에 대해서는 정상 뇌 부위 대비 보다 강한 자극(음파 진동 자극, 자기장 자극)이 이루어지도록 제어할 수 있으며, 이를 통해 보다 효과적인 뇌질환 치료 내지 개선이 이루어지도록 할 수 있다.

- [0219] 다시 말하자면, 제어부(120)는 이상 뇌 부위에 대하여, 정상 뇌 부위 대비 자기장의 주파수를 더 높은 값으로 제어할 수 있다. 뿐만 아니라, 제어부(120)는 이상 뇌 부위의 경우, 정상 뇌 부위 대비 자기장의 세기를 강하게 제어하거나 자기장 자극 시간이 길도록 제어할 수 있다. 본 장치(100)는 정상 뇌 부위 대비 이상 뇌 부위(크기 등이 미리 설정된 차이값 이상으로 차이가 나 상태 차이가 나타나는 것으로 식별된 이상 뇌 부위)에 대하여 보다 강하고 오랜 시간 동안의 자극(자기장 자극, 음파 진동 자극)이 이루어지도록 할 수 있다.
- [0220] 또한, 제어부(120)는 이상 뇌 부위의 식별에 응답하여 최근접 자극 유닛(20)을 선택한 이후, 이상 뇌 부위에 대하여 자기장 자극을 집중적으로 조사하는 자기장 집중 조사가 이루어지도록, 최근접 자극 유닛(20)에 포함된 복수개의 자기장 발생부로부터 조사되는 자기장이 이상 뇌 부위의 위치를 향하도록 최근접 자극 유닛(20)에 포함된 복수개의 자기장 발생부 각각의 각도를 제어(조절)할 수 있다.
- [0221] 뿐만 아니라, 제어부(120)는 이상 뇌 부위에 대한 음파 진동 자극의 집중 조사를 위해, 최근접 자극 유닛(20)에 포함된 음파 진동부로부터 조사되는 음파 진동이 이상 뇌 부위의 위치를 향하도록, 최근접 자극 유닛(20) 내 음파 진동부의 각도를 제어(조절)할 수 있다.
- [0222] 또한, 제어부(120)는 이상 뇌 부위가 존재하는 것으로 판단(식별)되면, 이상 뇌 부위의 크기를 고려하여 최근접 자극 유닛(20)의 동작의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0223] 제어부(120)는 식별된 이상 뇌 부위의 크기가 임계 크기 미만인 경우, 최근접 자극 유닛(20)에 포함된 자기장 발생부(복수개의 자기장 발생부)로부터 조사되는 자기장의 유형을 제1 자기장 유형으로서 15Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 반면, 제어부(120)는 이상 뇌 부위의 크기가 임계 크기 이상인 경우, 최근접 자극 유닛(20)에 포함된 자기장 발생부(복수개의 자기장 발생부)로부터 조사되는 자기장의 유형을 제2 자기장 유형으로서 15 Hz 이상 30Hz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다.
- [0224] 이에 따르면, 제어부(120)는 이상 뇌 부위의 크기가 임계 크기 이상인지 여부에 따라, 임계 크기 이상이면 해당 이상 뇌 부위의 크기가 큰 것으로 인식하여 보다 강한 자기장 자극이 이루어지도록, 최근접 자극 유닛(20) 내 자기장 발생부로부터 발생하는 자기장의 유형을 제1 자기장 유형에서 제2 자기장 유형으로 제어(변경되도록 제어)할 수 있다.
- [0225] 또한, 제어부(120)는 식별된 이상 뇌 부위의 부위명에 따라 최근접 자극 유닛(20)의 동작을 달리 제어할 수 있다.
- [0226] 이를 위해, 데이터베이스부(미도시)에는 뇌 부위명별 동작 제어 정보가 저장되어 있을 수 있다. 즉, 뇌 부위명별 동작 제어 정보는, 뇌 부위명 각각마다 그에 대응하는 자극 유닛의 동작 제어 정보(즉, 자기장 발생부의 동작 제어 정보 및 음파 진동부의 동작 제어 정보)가 서로 연계되어 저장되어 있는 정보를 의미할 수 있다.
- [0227] 데이터베이스부(미도시)에는 뇌 부위명이 일예로 '전두엽 부위'인 경우, 그에 대응하는 자극 유닛의 동작 제어 정보로서 제1 자기장 유형 및 제1 음파 진동 유형인 정보가 저장되어 있을 수 있다. 또한, 데이터베이스부(미도시)에는 뇌 부위명이 일예로 '간뇌 부위'인 경우, 그에 대응하는 자극 유닛의 동작 제어 정보로서 제2 자기장 유형 및 제2 음파 진동 유형인 정보가 저장되어 있을 수 있다.
- [0228] 이에 따르면, 제어부(120)는 이상 뇌 부위가 식별되면, 데이터베이스부(미도시)에 기 저장된 뇌 부위명별 동작 제어 정보를 기반으로 하여, 식별된 이상 뇌 부위의 부위명에 따라 최근접 자극 유닛(20)의 동작을 달리 제어할 수 있다.
- [0229] 또한, 식별부(140)는 이상 뇌 부위가 식별된 이후, 최근접 자극 유닛(20)의 중심 위치로부터 이상 뇌 부위의 중심 위치까지의 거리 값을 더 식별할 수 있다. 이후, 제어부(120)는, 식별된 거리 값이 기 정의된 복수개의 거리 범위 중 어느 거리 범위에 속하는지에 따라, 최근접 자극 유닛(20)의 동작 제어의 유형을 달리할 수 있다.
- [0230] 일예로, 데이터베이스부(미도시)에는 거리 범위별 동작 제어 정보가 저장되어 있을 수 있다.
- [0231] 구체적으로, 기 정의된 복수개의 거리 범위는 일예로, 5cm 미만인 제1 거리 범위, 5cm 이상 10cm 미만인 제2 거리 범위, 10cm 이상인 제3 거리 범위를 포함한 3개의 거리 범위로 구분될 수 있다. 다만, 이에만 한정되는 것은 아니고, 거리 범위의 구분 개수 및 그 설정 범위는 다양하게 변경되어 적용될 수 있다.
- [0232] 이때, 데이터베이스부(미도시)에는, 제1 거리 범위인 경우, 그에 대응하는 자극 유닛의 동작 제어 정보로서 제1 자기장 유형 및 제1 음파 진동 유형인 정보가 연계되어 저장되어 있을 수 있다. 또한, 데이터베이스부(미도시)에는 일예로 제2 거리 범위인 경우, 그에 대응하는 자극 유닛의 동작 제어 정보로서 제2 자기장 유형 및 제2 음

파 진동 유형인 정보가 저장되어 있을 수 있다.

- [0233] 이에 따르면, 제어부(120)는 데이터베이스부(미도시)에 기 저장된 거리 범위별 동작 제어 정보에 기초하여, 최근접 자극 유닛(20)의 동작을 달리 제어할 수 있다.
- [0234] 예시적으로, 제어부(120)는, 최근접 자극 유닛(20)의 중심 위치로부터 이상 뇌 부위의 중심 위치까지의 거리 값이 7cm인 것으로 식별되면, 식별된 거리 값이 기 정의된 복수개의 거리 범위 중 제2 거리 범위에 속하는 것으로 인식함에 따라, 최근접 자극 유닛(20)이 제2 자기장 유형 및 제2 음파 진동 유형으로 동작하도록 제어할 수 있다.
- [0235] 다른 일례로, 제어부(120)는, 최근접 자극 유닛(20)의 중심 위치로부터 이상 뇌 부위의 중심 위치까지의 거리 값이 3cm인 것으로 식별되면, 제1 거리 범위에 속하는 것으로 인식함에 따라 최근접 자극 유닛(20)이 제1 자기장 유형 및 제1 음파 진동 유형으로 동작하도록 제어할 수 있다.
- [0236] 이러한 본원은, 이상 뇌 부위의 크기, 부위명, 위치(특히, 척추절 자극 유닛의 중심 위치로부터 이상 뇌 부위의 중심 위치까지의 거리 값) 등에 따라, 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 각각의 동작을 달리 제어함으로써, 보다 효과적인 자극(자기장 자극, 음파 진동 자극)이 이루어지도록 해 질환 치료 효과를 극대화시킬 수 있다.
- [0237] 또한, 제어부(120)는 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형 중 자기장의 세기(자속밀도)를 250 Gauss (25 mT) 내지 350 Gauss (35 mT) 중 어느 하나로 제어할 수 있다. 바람직하게, 제어부(120)는 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 세기를 300 Gauss (30 mT)으로 제어할 수 있다. 다만, 이에만 한정되는 것은 아니고, 다양한 자기장의 세기가 적용될 수 있다. 예시적으로, 자기장 발생부(13)는 제어부(120)의 제어에 의해 최대 1000 Gauss (100 mT) 이내의 범위에 속하는 세기의 자기장을 발생시키도록 제어될 수 있다.
- [0238] 한편, 제어부(120)가 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 어느 하나의 자극 유닛으로부터 자기장이 조사되도록 제어한다고 가정하자. 이러한 경우, 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4)에 대한 자기장 자극은, 뇌 부위(4)의 전체 영역 중 상기 어느 하나의 자극 유닛으로부터 조사되는 자기장에 해당하는 뇌 부위(4)의 일부 영역에 대해서만 자기장 자극이 이루어질 수 있다.
- [0239] 즉, 본 장치(100)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 어느 하나의 자극 유닛을 선택하고, 선택된 자극 유닛으로부터 자기장이 조사되도록 제어함으로써, 사용자의 뇌 부위(4)의 전체 영역 중 일부 영역으로서 국소 부위에 대해서만 선택적으로 자기장 자극을 수행할 수 있다.
- [0240] 다른 일례로, 제어부(120)가 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 전체로부터 자기장이 조사되도록 제어한다고 가정하자. 이러한 경우, 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4)에 대한 자기장 자극은, 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 각각으로부터 조사되는 자기장에 의하여 뇌 부위(4)의 전체 영역에 대해 자기장 자극이 이루어질 수 있다.
- [0241] 즉, 본 장치(100)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...)가 통합적으로 자기장이 조사되도록 제어함으로써, 사용자의 뇌 부위(4)의 전체 영역에 대하여 자기장 자극을 수행할 수 있다.
- [0242] 사용자의 뇌 부위(4)의 영역 중 본 장치(100)에 의하여 자기장 자극이 이루어지는 자기장 자극 부위의 영역 크기(범위)는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 제어부(120)의 제어에 의하여 제어되는 자극 유닛의 수에 따라 결정될 수 있다. 즉, 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 제어부(120)에 의해 제어되는 자기장 발생부의 수가 많을수록, 뇌 부위(4)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).
- [0243] 또한, 자기장 자극 부위의 영역 크기는 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 적어도 일부의 자극 유닛으로부터 발생하는 자기장의 유형이나, 적어도 일부의 자극 유닛의 위치 및/또는 각도 등에 따라 결정될 수 있다.
- [0244] 상술한 일례에서는, 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 적어도 일부의 자극 유닛에 대한 선택적 제어에 의해, 뇌 부위(4)의 전체 혹은 국소 부위에 자기장 자극이 이루어지는 경우에 대해서만 예시하였으나, 이에 한정되는 것은 아니고, 음파 진동 자극에 대한 설명도 자기장 자극에 대한 설명과 유사하게 이해될 수 있다. 즉, 복수개의 자극 유닛(180)(10, 20, 30, ...) 중 적어도 일부의 자극 유닛에 대한 선택적 제어에 의해, 뇌 부

위(4)의 전체 혹은 국소 부위에 음파 진동 자극이 이루어질 수도 있다.

- [0245] 도 13은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)에 의해 일례로 자기장 자극이 이루어지는 사용자의 뇌 부위(4)의 자기장 자극 영역 크기(즉, 자기장 자극 부위의 영역 크기)를 설명하기 위한 도면이다. 이는 본원의 이해를 돕기 위한 하나의 예시일 뿐, 이에 한정되는 것은 아니고, 도 13을 참조해 자기장 자극에 대하여 설명된 내용은 이하 생략된 내용이라 하더라도 음파 진동 자극에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.
- [0246] 도 13을 참조하면, 예를 들어 제어부(120)가 도 10의 예와 같이 복수개의 자극 유닛(180) 중 일부의 자극 유닛으로서 3개의 자극 유닛(10, 20, 30)으로부터 대상 부위(3)를 향해 자기장이 조사되도록 제어했다고 가정하자. 이러한 경우, 본 장치(100)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4)의 전체 영역(B) 중 일부 영역(A, 국소 부위의 영역)에 대해서만 자기장 자극을 제공할 수 있다.
- [0247] 다른 예로, 제어부(120)가 도 11의 예와 같이 복수개의 자극 유닛(10, 20, 30, ...) 전체가 대상 부위(3)를 향해 자기장이 조사되도록 제어했다고 가정하자. 이러한 경우, 본 장치(100)는 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4)의 전체 영역(B)에 대하여 자기장 자극을 제공할 수 있다.
- [0248] 도 14는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)에 의한 자기장 자극에 의한 자극 효과를 설명하기 위한 도면이다.
- [0249] 도 14를 참조하면, 제어부(120)는 치료 유형이 제1 치료 유형인 경우, 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 조사되는 자기장의 유형을 제1 유형으로서 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 이에 따라, 본 장치(100)는 대상 부위(3)에 대하여 30 Hz 미만의 주파수 중 어느 하나의 주파수에 대응하는 자기장을 조사함으로써, 대상 부위(3)에 대응하는 뇌신경을 자극하여 뇌신경을 활성화시킬 수 있다.
- [0250] 제어부(120)는 치료 유형이 제2 치료 유형인 경우, 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 조사되는 자기장의 유형을 제2 유형으로서 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수로 제어할 수 있다. 이에 따라, 본 장치(100)는 대상 부위(3)에 대하여 30 Hz 이상 1 kHz 이하의 주파수 중 어느 하나의 주파수에 대응하는 자기장을 조사함으로써, 대상 부위(3)에 대응하는 뇌혈관의 혈류를 개선뿐만 아니라 대상 부위에 대응하는 뇌혈관을 확장시킬 수 있다.
- [0251] 즉, 본 장치(100)는 자기장 발생부(13)를 이용하여 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위(4) 중 적어도 일부의 부위에 대해 자기장(일례로, 미약 시변 자기장, PEMF)을 조사함으로써, 뇌 부위의 자극을 수행할 수 있다. 본 장치(100)는 자기장 조사를 통해, 뇌신경을 자극하고, 뇌혈관을 확장시키며, 뇌혈류를 개선시킬 수 있다. 이로부터 본 장치(100)는 사용자의 뇌질환을 개선(완화)시킬 수 있다.
- [0252] 본 장치(100)는 미약 시변 자기장(PEMF) 자극을 이용한 뇌 부위(혹은 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(100)는 상술한 다양한 뇌질환의 개선 및 치료에 적용 가능하다. 달리 표현해, 본 장치(100)는 상술한 다양한 뇌질환을 갖는 사용자를 치료 적용 대상으로 할 수 있다.
- [0253] 본 장치(100)에 의하면, 본원은 소형화, 경량화, 및 개인용(휴대용)이 가능한 PEMF를 이용한 경두개 자기장 자극 장치(자극기)를 제공할 수 있다.
- [0254] 한편, 본 장치(100)는 뇌파 측정부(150), 뇌파 분석부(160) 및 뇌혈류 상태 판단부(170)를 포함할 수 있다.
- [0255] 뇌파 측정부(150)는 몸체부(110)에 배치된 2개의 전극(미도시)을 이용하여 사용자의 뇌파(brainwave)를 측정할 수 있다. 뇌파는 뇌전도(electroencephalography, EEG)라 달리 표현될 수 있다.
- [0256] 특히, 뇌파 측정부(150)는 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)에 의하여 사용자의 머리(1)의 대상 부위(3)에 자기장 자극이 이루어짐에 따른 뇌파의 변화를 측정할 수 있다. 즉, 자기장 발생부(13)는 대상 부위에 대하여 자기장을 조사할 수 있으며, 뇌파 측정부(150)는 자기장 조사에 응답하여 자기장 조사에 의한 사용자의 뇌파의 변화를 측정할 수 있다.
- [0257] 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.

- [0258] 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.
- [0259] 이에 따르면, 뇌파 측정부(150)는 2개의 전극(미도시)을 이용하여 2개의 전극 사이의 전위 변동을 뇌파로서 측정할 수 있다.
- [0260] 본 장치(100)에서 뇌파 측정시 이용되는 2개의 전극은 몸체부(110)의 내면에 소정의 간격(미리 설정된 간격)을 두고 이격되어 배치될 수 있다.
- [0261] 이때, 본 장치(100)에서 자기장 발생부(13)의 뿔족부(33a)가 몸체부(110)의 내면에 노출되도록 몸체부(110)에 구비됨에 따라, 사용자의 머리(특히, 두피)와 몸체부(110)의 내면 사이에는 몸체부(110)의 내면으로부터 뿔족부(33a)가 노출된 높이만큼의 간격에 대응하는 공간이 형성될 수 있다. 이러한 몸체부(110)의 내면의 일영역에 2개의 전극(미도시)이 구비되는 경우, 2개의 전극이 상기 공간으로 인해 사용자의 머리(특히, 두피)에 접촉되도록 배치되지 않음에 따라 뇌파의 측정이 정확히 이루어지지 않을 수 있다.
- [0262] 따라서, 본 장치(100)의 몸체부(110)의 내면의 일영역에는 돌출부(미도시)가 구비될 수 있다. 이때, 돌출부(미도시)의 돌출 높이는 몸체부(110)의 내면으로부터 돌출부가 돌출된 높이로서, 뿔족부(33a)가 몸체부(110)의 내면으로부터 노출된(돌출된) 높이에 대응되는 높이로 설정될 수 있다.
- [0263] 돌출부(미도시)는 본 장치(100)에 구비된 전극의 수에 대응하는 수로 구비될 수 있다. 즉, 돌출부(미도시)는 몸체부(110)의 내면에 2개 구비될 수 있다. 이때, 2개의 전극은 2개의 돌출부(미도시)의 일면에 각각 구비될 수 있다. 이에 따르면, 본 장치(100)를 사용자가 머리에 착용했을 때, 2개의 돌출부(미도시)의 일면 각각에 구비된 2개의 전극은 사용자의 머리(1)의 두피에 접촉되도록 착용될 수 있다.
- [0264] 뇌파 분석부(160)는 뇌파 측정부(150)에서 측정된 뇌파(자기장 자극에 응답하는 뇌파, 변화된 뇌파)의 분석을 통해 사용자의 뇌 상태를 판단할 수 있다. 뇌파 분석부(160)는 뇌파 측정부(150)에서 측정된 뇌파의 분석을 통해 뇌파의 유형을 식별하고, 식별된 뇌파의 유형에 대응하는 사용자의 뇌 상태(뇌의 상태)를 판단할 수 있다.
- [0265] 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.
- [0266] 도 15는 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)에 의해 측정되는 뇌파의 유형을 설명하기 위한 도면이다. 도 16은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)에 의해 측정되는 뇌파의 유형별 뇌 상태를 설명하기 위한 도면이다.
- [0267] 도 15 및 도 16를 참조하면, 뇌파 측정부(150)에 의해 측정된 뇌파의 유형에는 델타(DELTA, 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.
- [0268] 뇌파 분석부(160)는 뇌파 측정부(150)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.
- [0269] 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.
- [0270] 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.

[0271] 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 μ V 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.

[0272] 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.

[0273] 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.

[0274] 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.

[0275] 뇌파 분석부(160)는 뇌파 측정부(150)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(120)는 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 발생하는 자기장의 유형을 현재의 제1 유형에서 제2 유형으로 변경하는 제어를 수행할 수 있다.

[0276] 또한, 제어부(120)는 측정된 뇌파가 비정상 파인 것으로 판단되면, 몸체부(110)의 외면의 일영역에 구비된 디스플레이부(미도시)를 통해 비정상 파가 검출(측정)되었음을 알리는 알람을 표시할 수 있다. 또는, 제어부(120)는 측정된 뇌파가 비정상 파인 것으로 판단되면, 몸체부(110)의 외면의 일영역에 구비된 스피커부(미도시)를 통해 비정상 파가 검출(측정)되었음을 알리는 알람(소리 알람)을 발생시킬 수 있다.

[0277] 도 17은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치(100)의 뇌파 분석부(160)에 의한 뇌파 분석을 설명하기 위한 도면이다.

[0278] 도 17을 참조하면, 뇌파 분석부(160)는 뇌파 측정부(150)에서 측정된 뇌파(자기장 자극에 응답하는 뇌파, 변화된 뇌파)의 그래프 분석을 통해 사용자의 뇌 상태를 판단할 수 있다. 뇌파 측정부(150)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.

[0279] 이에 따르면, 뇌파 분석부(160)는 측정된 뇌파의 그래프 분석을 통해 뇌 상태의 정도(수준)를 판단(판별)할 수 있다.

[0280] 제어부(120)는 측정된 뇌파의 분석을 통해 식별된 뇌파의 유형에 따라 자기장 발생부(13)로부터 조사되는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 달리 표현하여, 제어부(120)는 측정된 뇌파의 주파수에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.

[0281] 예시적으로, 제어부(120)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.

[0282] 뇌혈류 상태 판단부(170)는 사용자의 뇌혈류 상태로서, 뇌혈류 속도, 뇌혈류량 및 뇌혈관 경화지수 중 적어도 하나를 판단할 수 있다. 이때, 뇌혈류 상태 판단부(170)는 일례로 경두개 도플러(Transcranial Doppler, TCD) 측정을 이용하여 뇌혈류 상태를 판단할 수 있다. 이를 위해, 본 장치(100)는 경두개 도플러 측정을 위한 도플러

초음파 센서부(미도시)를 포함할 수 있다.

- [0283] 뇌혈류 상태 판단부(170)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 몸체부(110)의 내면의 일영역에 배치될 수 있다.
- [0284] 다른 일례로 뇌혈류 상태 판단부(170)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.
- [0285] 제어부(120)는 뇌혈류 상태 판단부(170)에서 판단된 뇌혈류 상태(뇌혈류 속도, 뇌혈류량 및 뇌혈관 경화지수)에 따라 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 조사되는 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다.
- [0286] 구체적으로, 제어부(120)는 뇌혈류 상태로서 판단된 뇌혈류 속도가 제1 임계 속도 이상인지 여부에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 이때, 제어부(120)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.
- [0287] 또한, 제어부(120)는 뇌혈류 상태로서 판단된 뇌혈류량이 제1 임계 혈류량 이상인지 여부에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 예시적으로, 제어부(120)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.
- [0288] 마찬가지로, 제어부(120)는 뇌혈류 상태로서 판단된 뇌혈관 경화지수 값이 제1 임계 경화지수 값 이상인지 여부에 따라 자기장의 유형을 달리 제어할 수 있다. 예시적으로, 제어부(120)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.
- [0289] 이처럼, 제어부(120)는 뇌파 분석부(160)에 의한 분석 결과(즉, 식별된 뇌파의 유형이나 판단된 뇌 상태 정보), 뇌혈류 상태 판단부(170)에 의한 판단 결과(즉, 뇌혈류 상태 판단 결과) 등을 고려하여, 자극 유닛(10) 내 자기장 발생부(13)로부터 발생되는 자기장의 유형을 변경하거나 조정하는 등의 제어를 수행할 수 있다.
- [0290] 본 장치(100)는 사용자의 머리(1)에 착용 가능한 형태로 마련되고, 자기장 발생부(13)와 음파 진동부(12)를 가지는 자극 유닛(10)을 포함함에 따라, 사용자의 머리(1)에 대응하는 뇌 부위에 대하여 자기장 자극 및 음파 진동 자극을 제공할 수 있다. 본 장치(100)는 복수개의 자극 유닛(180) 각각의 위치와 동작을 선택적으로 혹은 통합적으로 제어할 수 있다.
- [0291] 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(100)는 경두개나 뇌 부위에 대하여 국소적으로 자극이 가능하고 각 자극 유닛의 위치를 선택적으로 제어(조정)할 수 있으며, 다양한 방식의 자극을 제공할 수 있다.
- [0292] 본 장치(100)는 미약한 펄스형 자기장과 음파 진동을 포함한 통합 자극(복합 자극)을 수행하는 장치로서, 뇌혈류 개선, 뇌혈관 자극, 뇌세포 활성화 등에 다양하게 적용 가능하다. 또한, 본 장치(100)는 치매, 우울증, 뇌질환에 관한 학습, 뇌파 자극 등에 용이하게 적용될 수 있다.
- [0293] 본 장치(100)는, 음파 진동 자극과 자기장 자극을 사용자의 머리(1) 부위에 선택적으로 제공하거나 동시에(함께) 제공함으로써, 뇌 관련 각종 질환을 치료하고 통증을 완화시킬 수 있다.
- [0294] 이하에서는 상기에 자세히 설명된 내용을 기반으로, 본원의 동작 흐름을 간단히 살펴보기로 한다.
- [0295] 도 18은 본원의 일 실시예에 따른 뇌질환 개선 장치의 제어 방법에 대한 동작 흐름도이다.
- [0296] 도 18에 도시된 뇌질환 개선 장치의 제어 방법은 앞서 설명된 본 장치(100)에 의하여 수행될 수 있다. 따라서, 이하 생략된 내용이라고 하더라도 본 장치(100)에 대하여 설명된 내용은 뇌질환 개선 장치의 제어 방법에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.

- [0297] 도 18을 참조하면, 단계S11에서 제어부는, 뇌질환 개선 장치에 포함된 자극 유닛의 동작을 제어할 수 있다.
- [0298] 다음으로, 단계S12에서 자극 유닛은, 단계S11에서의 제어부의 제어에 의해, 사용자의 머리에 대응하는 뇌 부위 중 자극 대상이 되는 대상 부위를 향하여 자기장 자극 및 음파 진동 자극 중 적어도 하나의 자극을 제공할 수 있다.
- [0299] 여기서, 자극 유닛은, 사용자의 머리에 착용 가능하도록 구비되는 몸체부에 구비될 수 있다.
- [0300] 또한, 자극 유닛은, 하우징부; 하우징부의 중심에 배치되고, 전원을 공급받아 음파 신호를 진동으로 출력함으로써 대상 부위를 향하여 음파 진동 자극을 제공하는 음파 진동부; 및 하우징부 내에 음파 진동부와 이웃하여 배치되고, 자기장을 발생시킴으로써 대상 부위를 향하여 자기장 자극을 제공하는 자기장 발생부를 포함할 수 있다.
- [0301] 단계S11에서, 제어부는, 자극 유닛의 동작 제어로서, 자기장 발생부의 동작 제어 및/또는 음파 진동부의 동작 제어를 수행할 수 있다.
- [0302] 상술한 설명에서, 단계 S11 및 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.
- [0303] 본원의 일 실시 예에 따른 뇌질환 개선 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.
- [0304] 또한, 전술한 뇌질환 개선 장치의 제어 방법은 기록 매체에 저장되는 컴퓨터에 의해 실행되는 컴퓨터 프로그램 또는 애플리케이션의 형태로도 구현될 수 있다.
- [0305] 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.
- [0306] 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

- [0307] 100: 뇌질환 개선 장치
- 110: 몸체부
- 120: 제어부
- 130: 조절부
- 140: 식별부
- 150: 뇌파 측정부
- 160: 뇌파 분석부

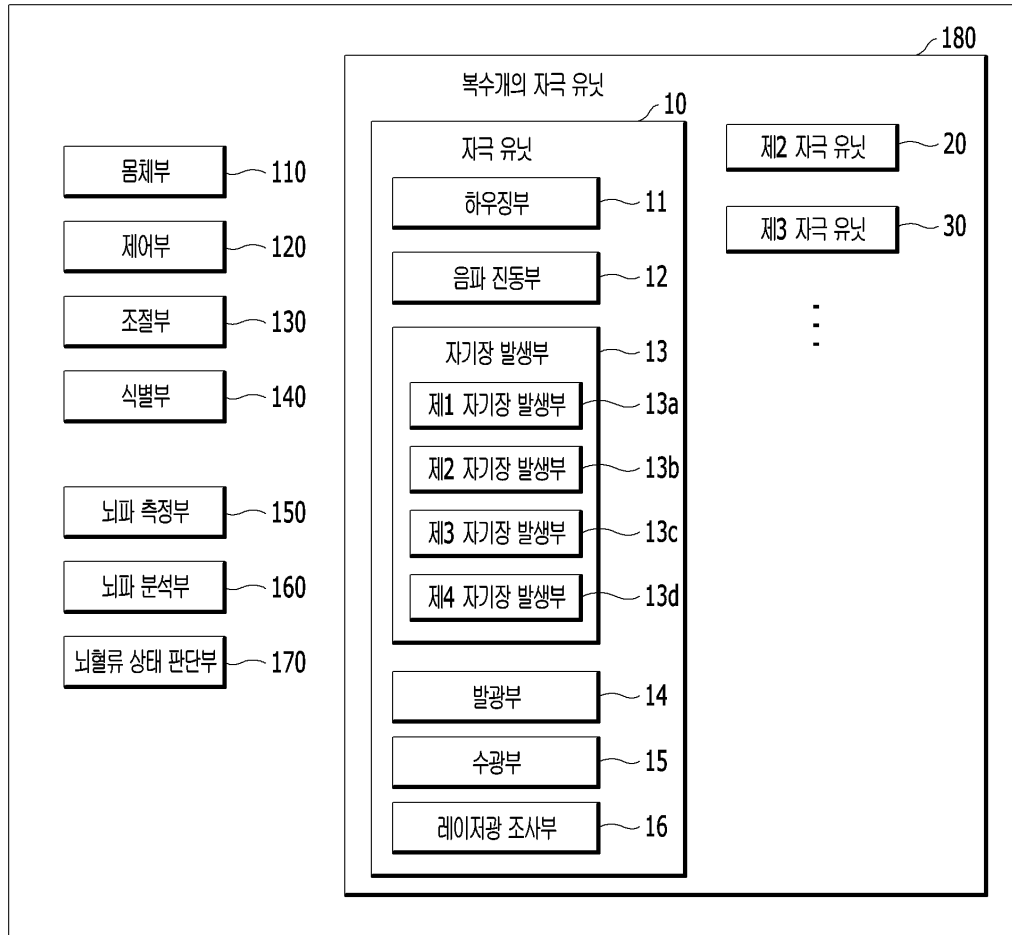
170: 뇌혈류 상태 판단부

180: 복수개의 자극 유닛

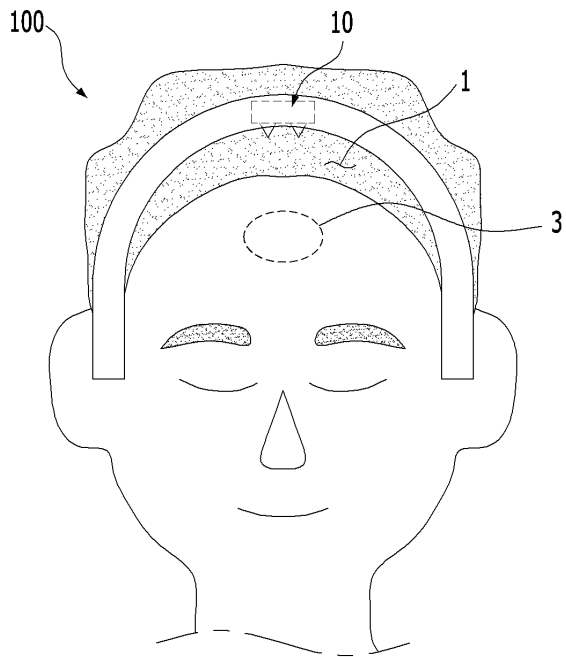
도면

도면1

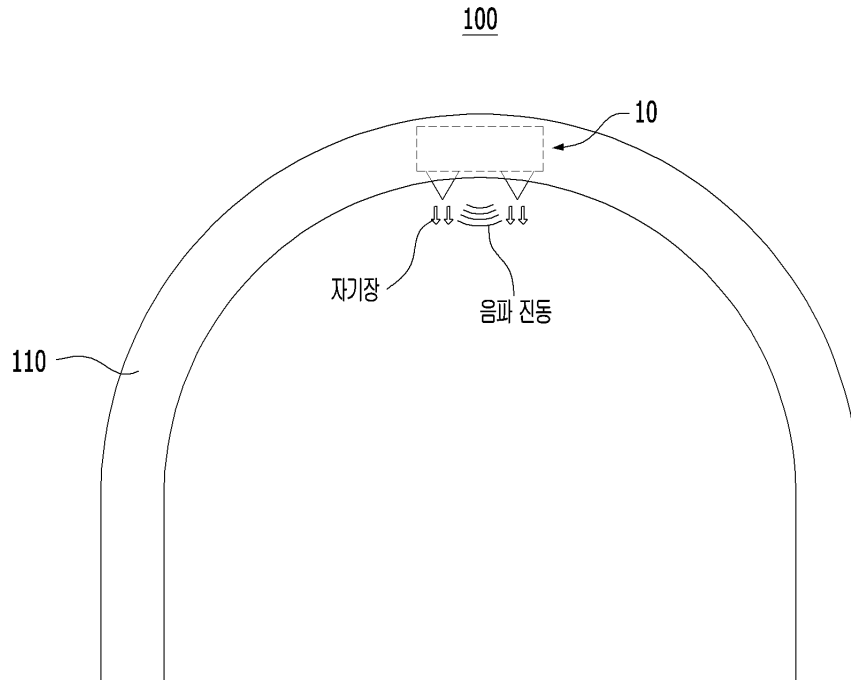
100



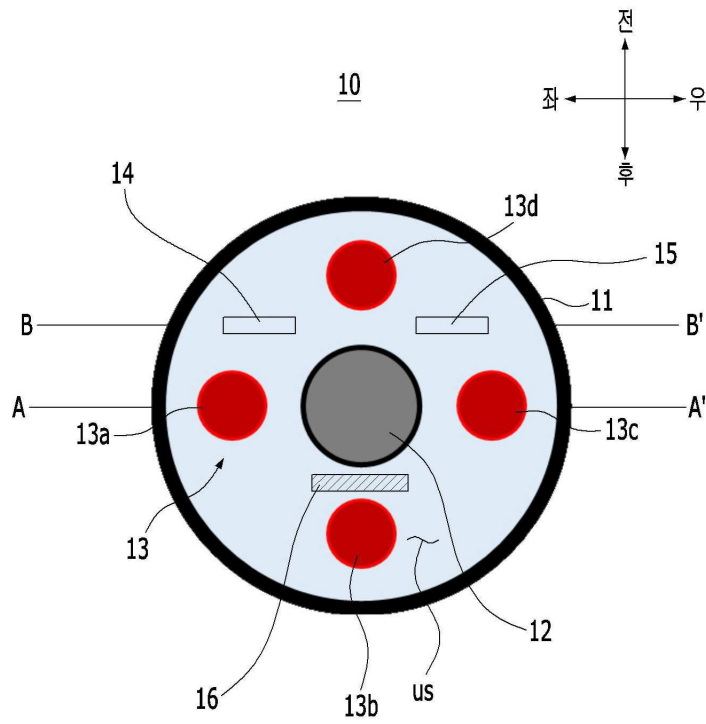
도면2



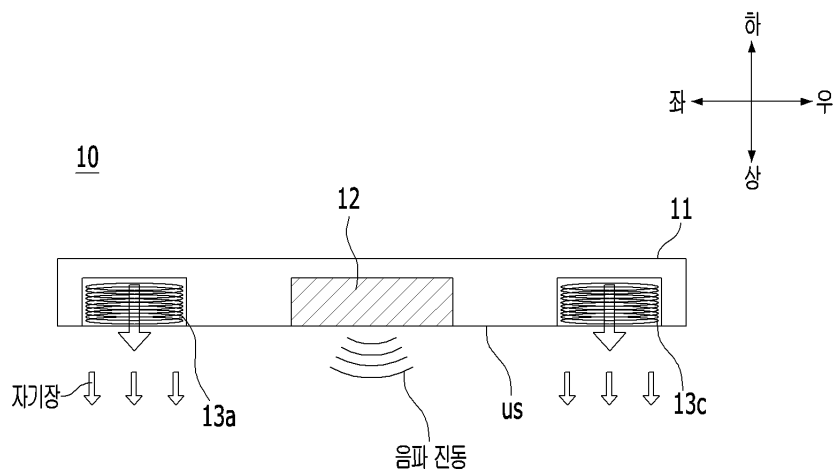
도면3



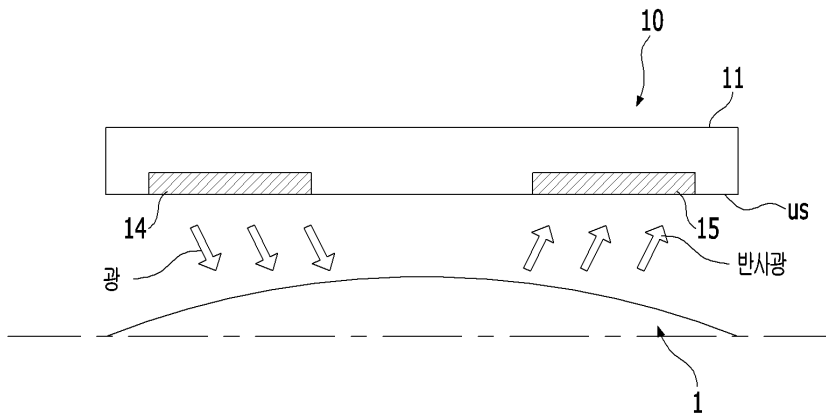
도면4a



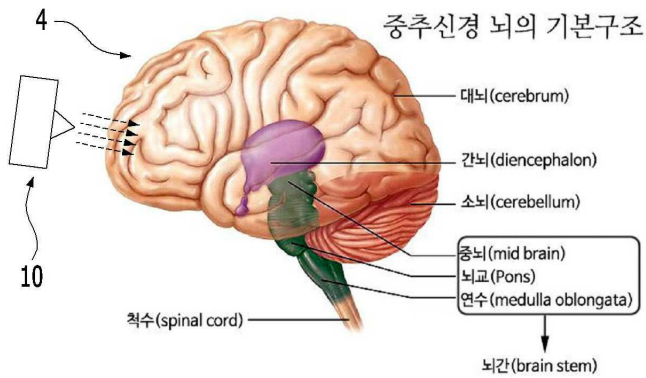
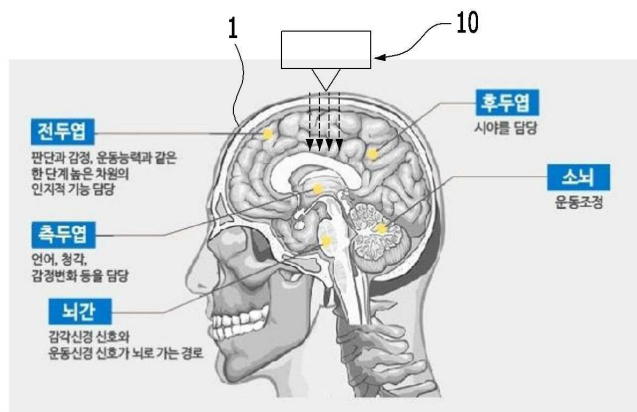
도면4b



도면4c



도면5



도면6



(a)



(b)



(c)



(d)

도면7a

< VATT 구동방식 >

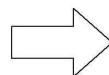


Smart Phone

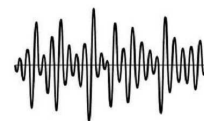
Bluetooth 음원 전송



특허출원 : 10-2019-0054643



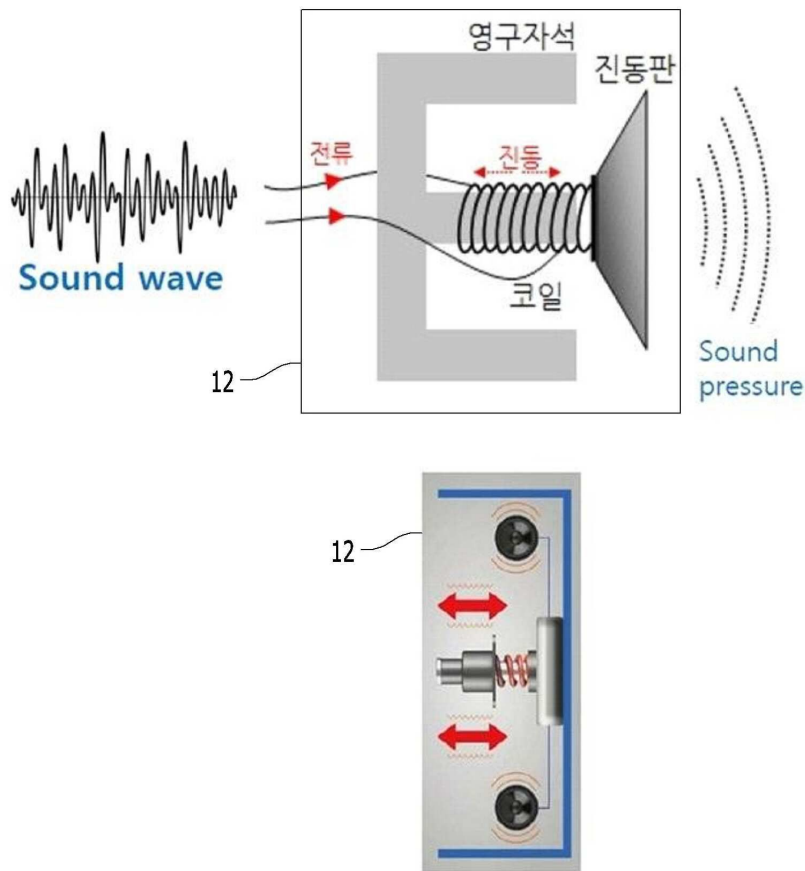
음원 파동과 동일한 파동 발생



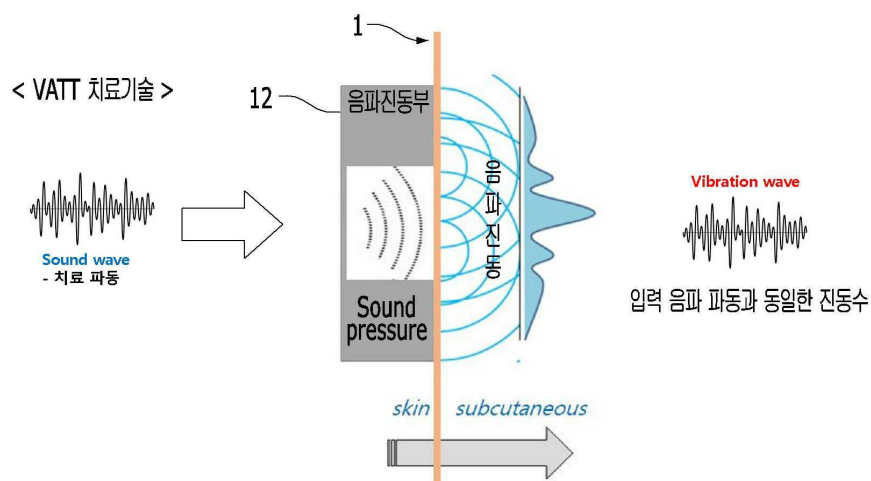
-다양한 음원 파동 발생가능
-다양한 치료 목적의 음파 진동 자극 발생시킴

VA 소자	내 용
강도	1 ~ 40N
주파수 영역	5Hz ~ 16 KHz
해상도	0.1 Hz
크기	지름 48mm, 높이 13mm
입력 와트	10W (최대 20W)
임피던스	7.8 Ω

도면7b

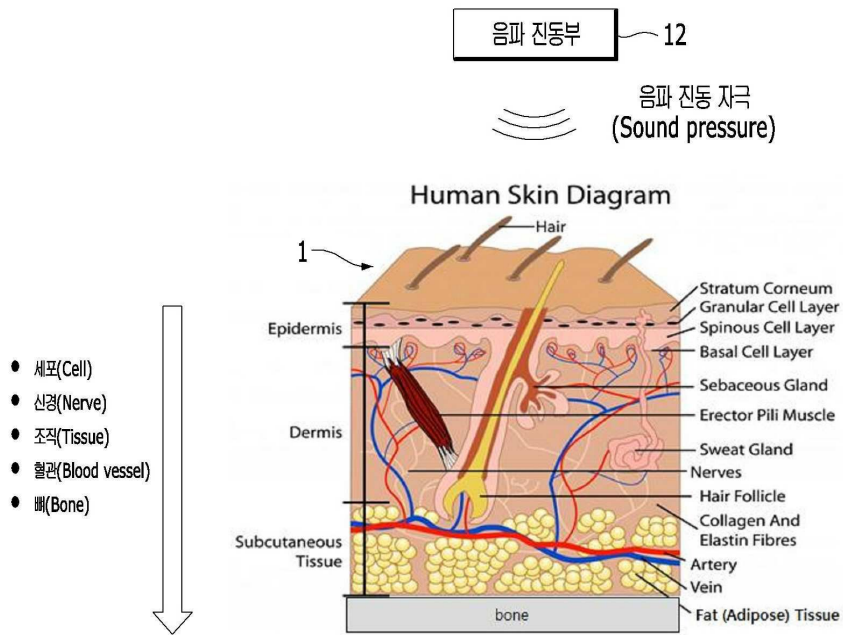


도면7c

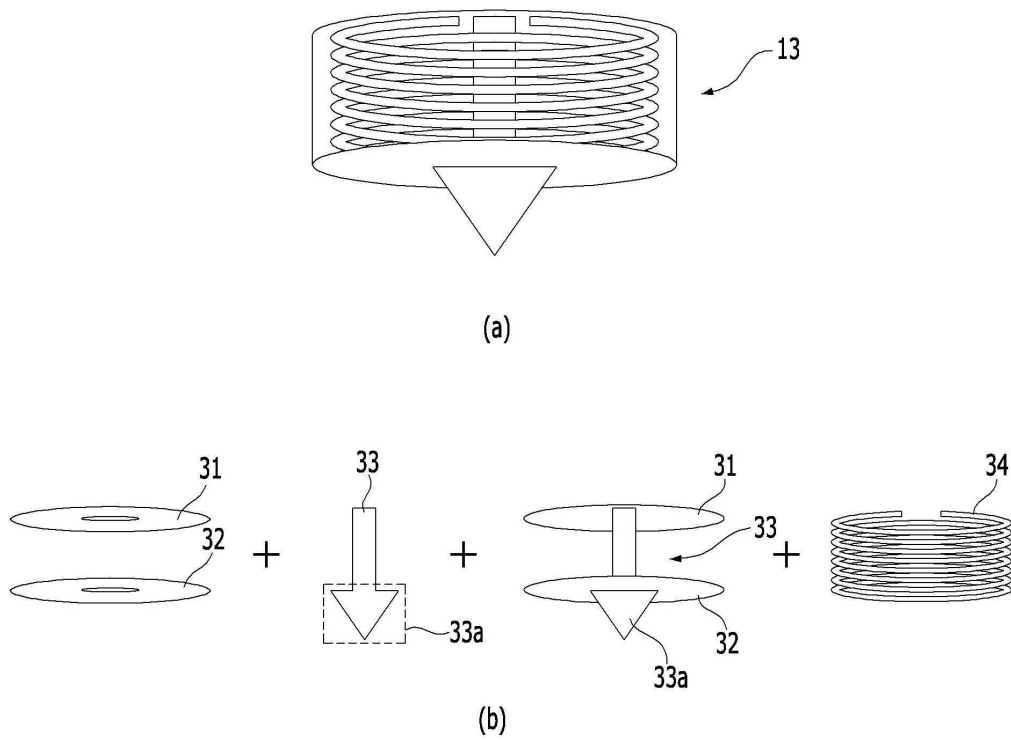


도면7d

< VATT 치료기술 >

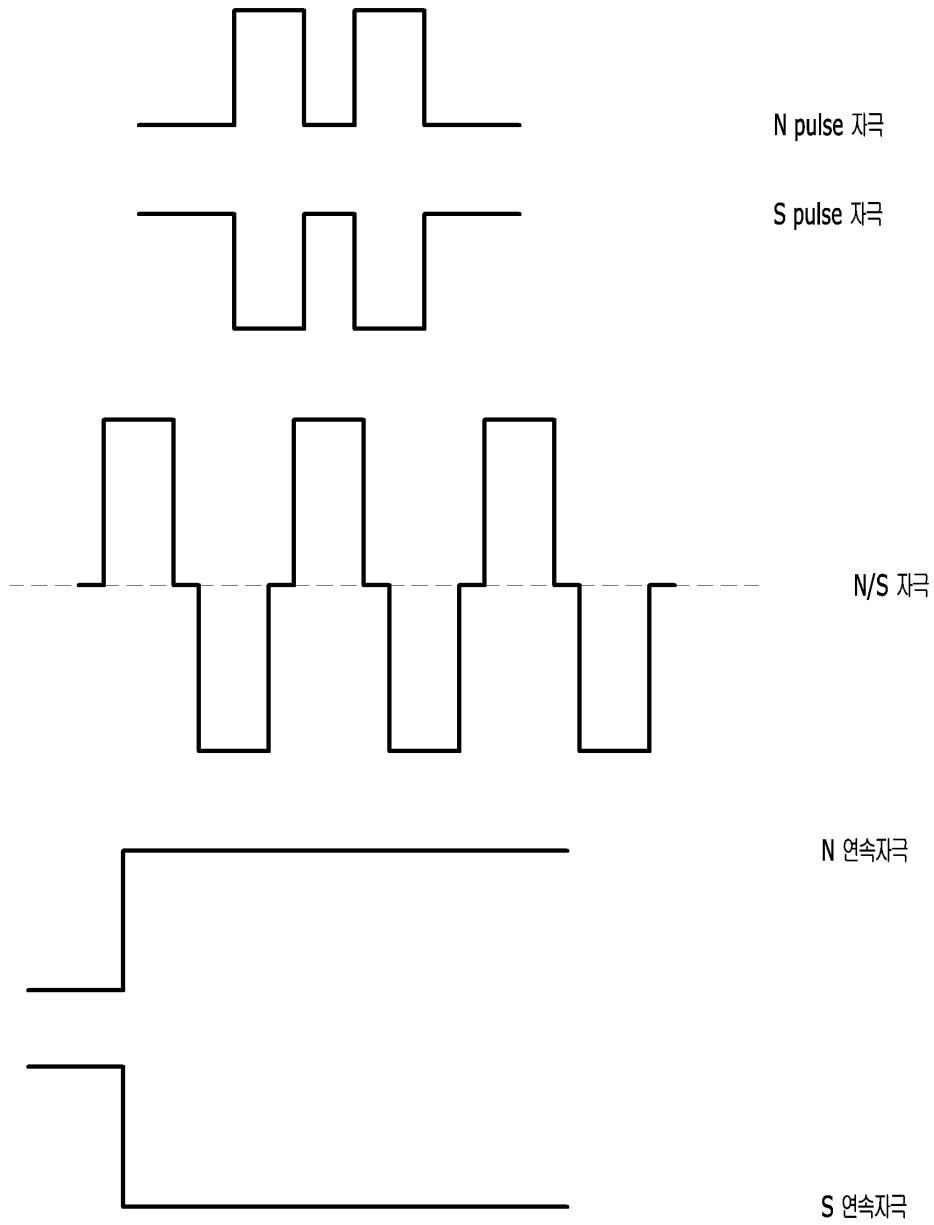


도면8a



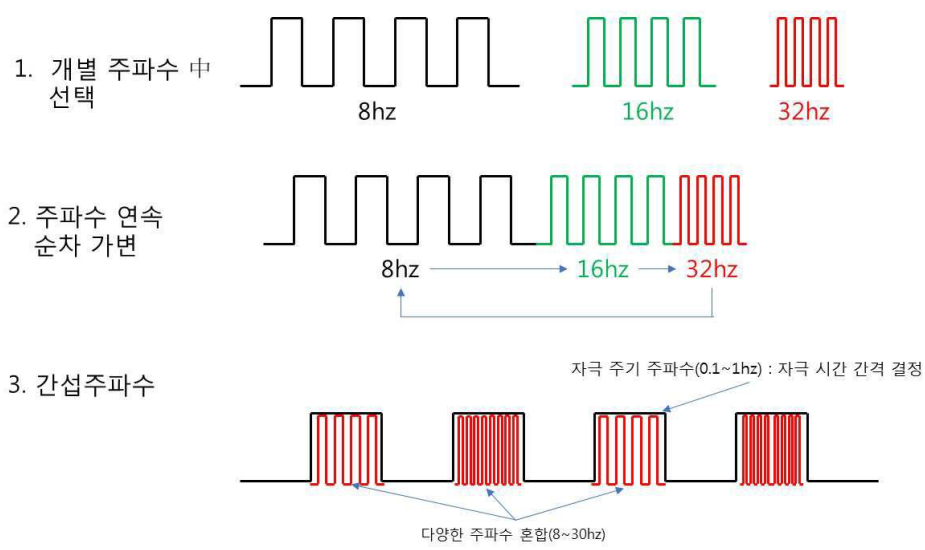
도면 8b

자기장 자극 모드 방식

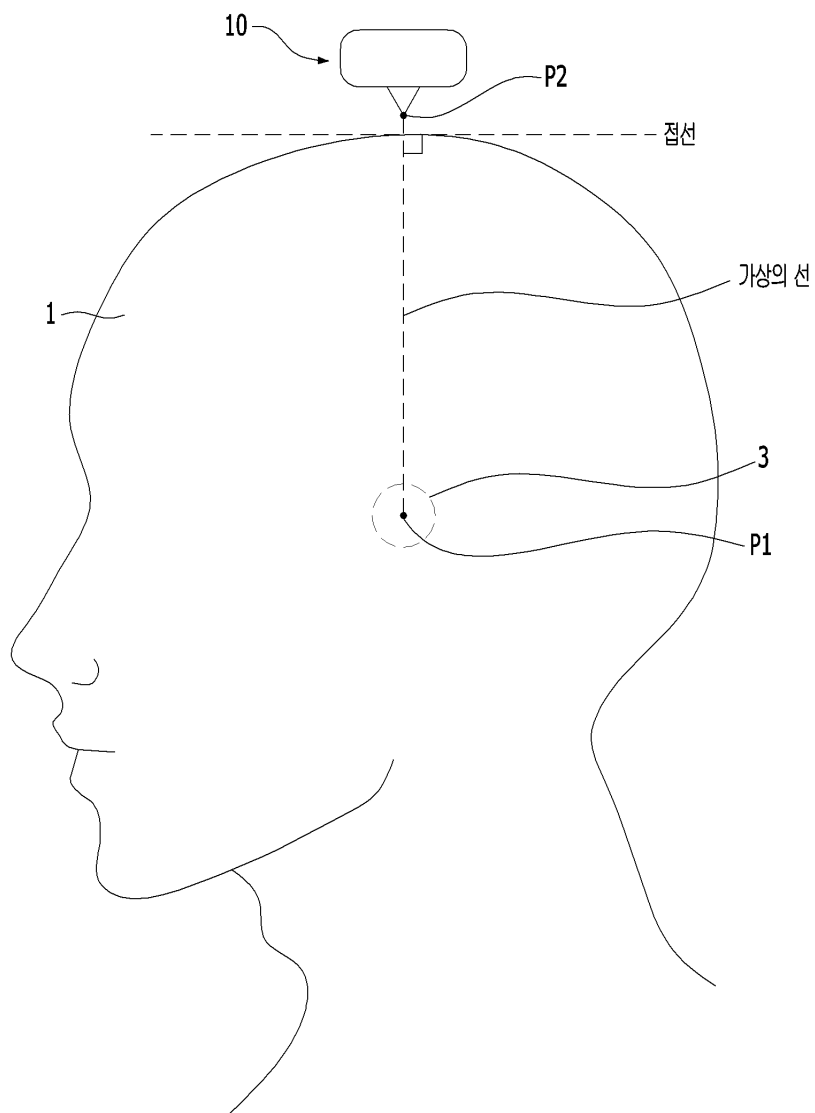


도면8c

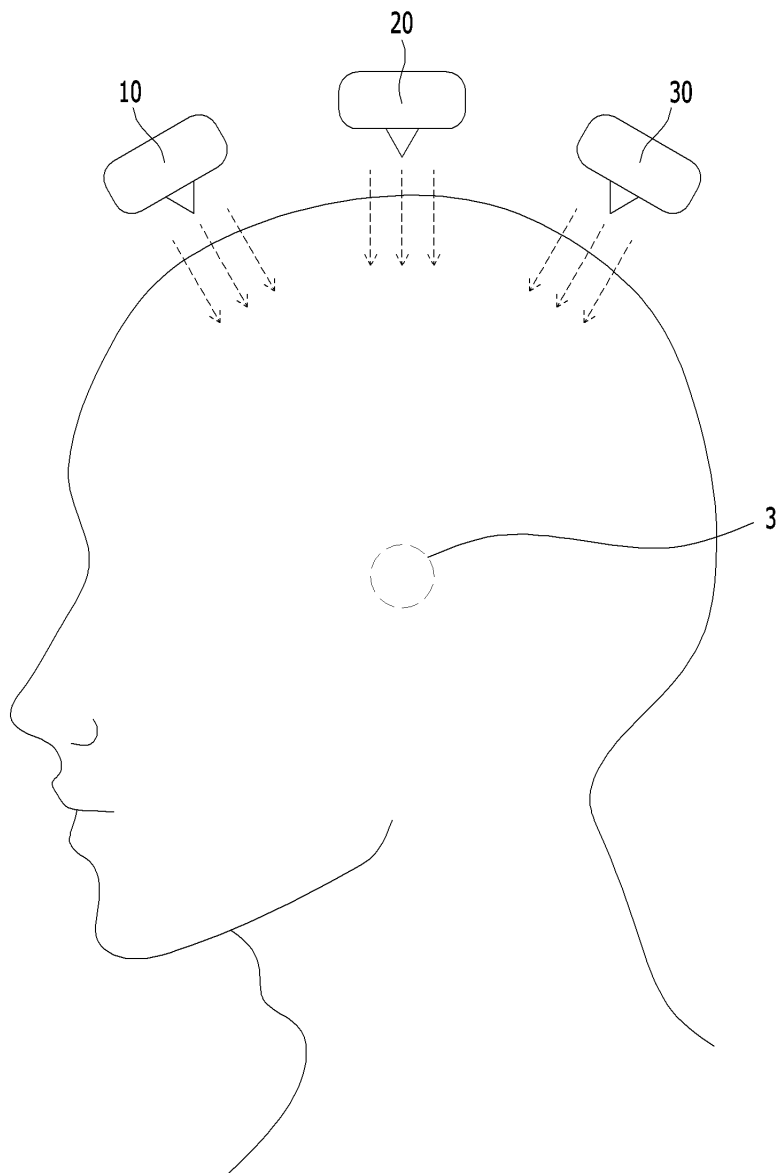
< 자기장 발생 패턴 >



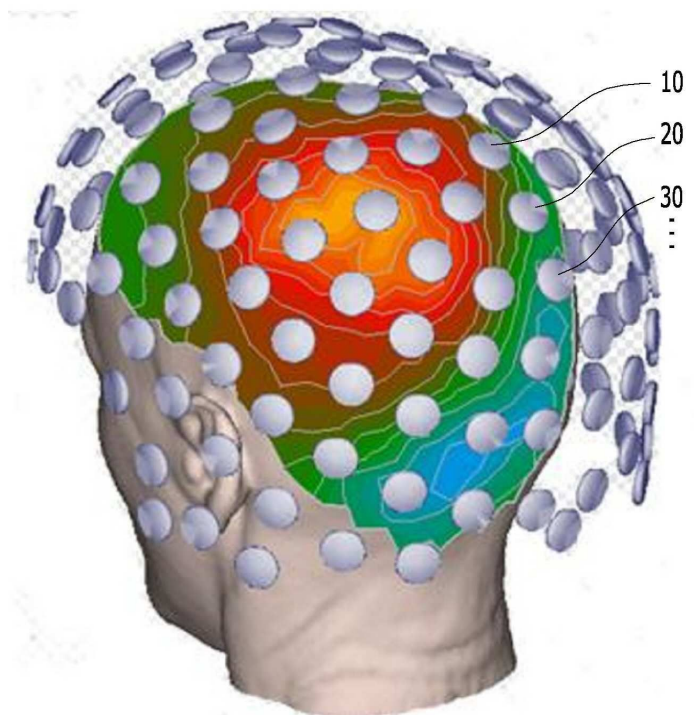
도면9



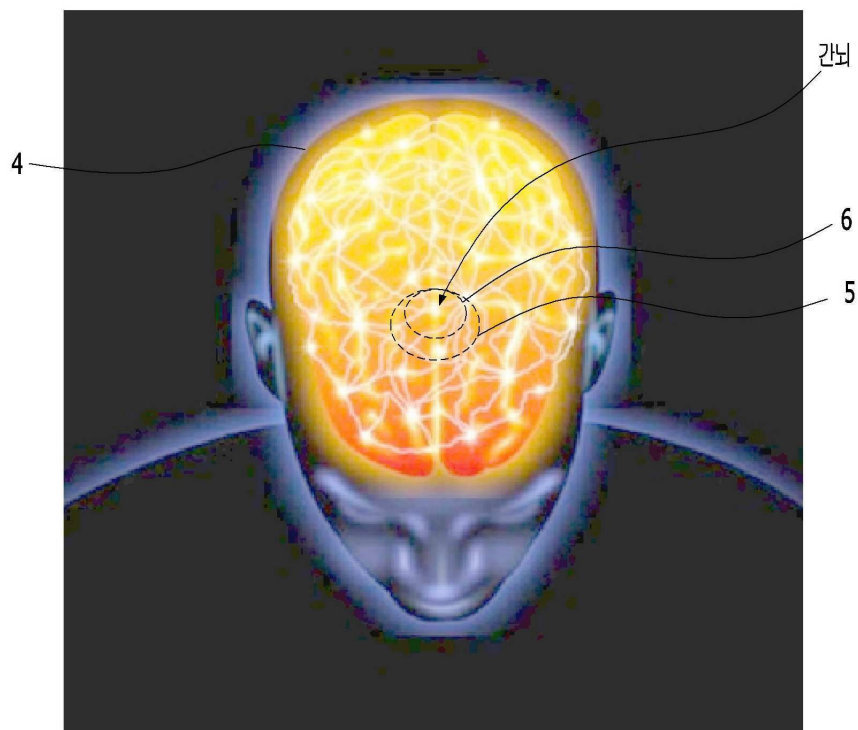
도면10



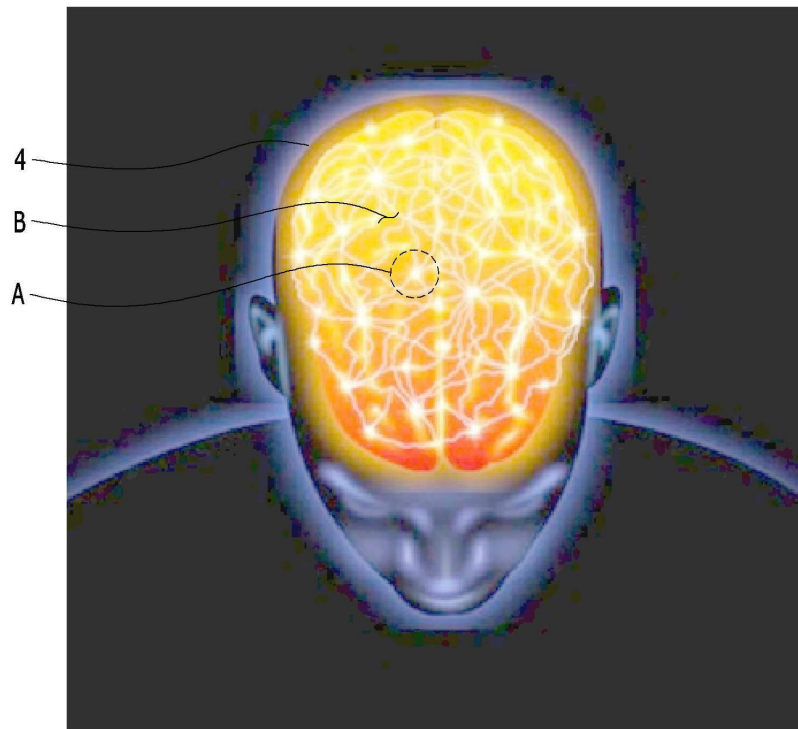
도면11



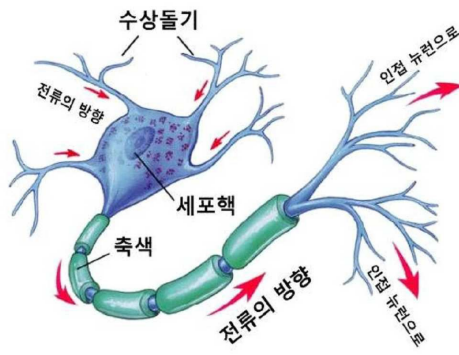
도면12



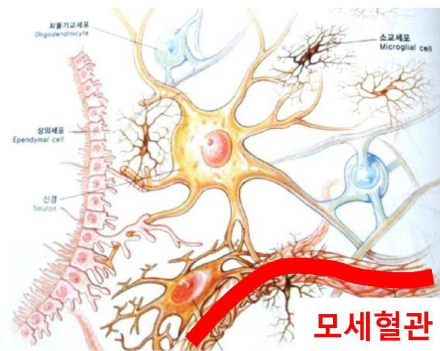
도면13



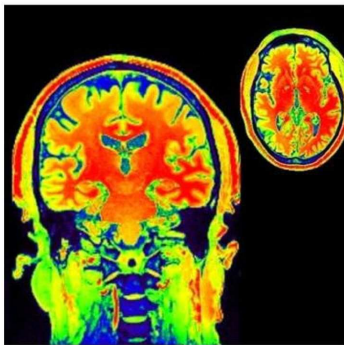
도면14



< 뇌신경 자극 및 뇌신경 활성화 >

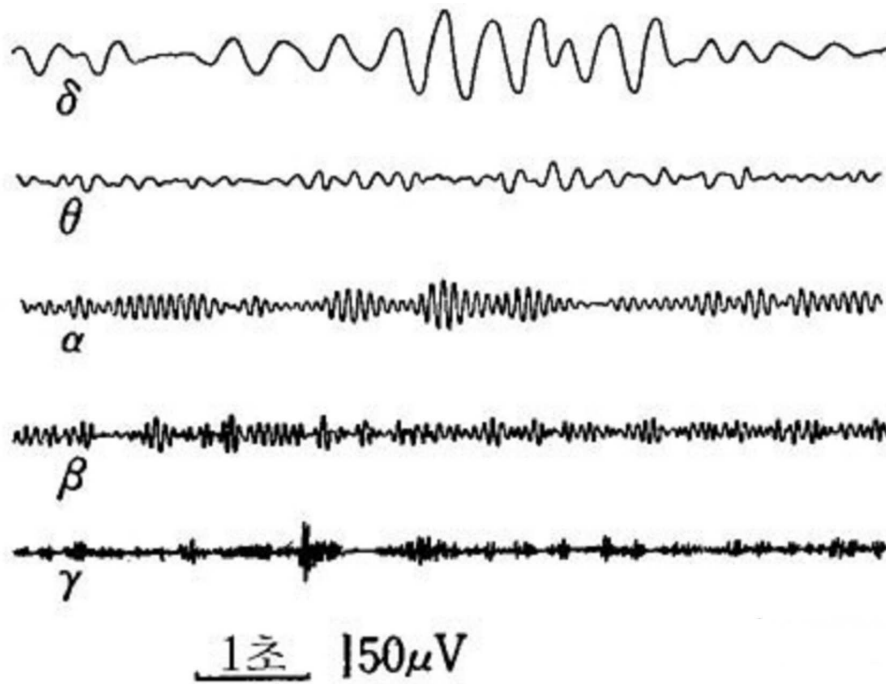


< 뇌혈관 확장 >



< 뇌혈류 개선 >

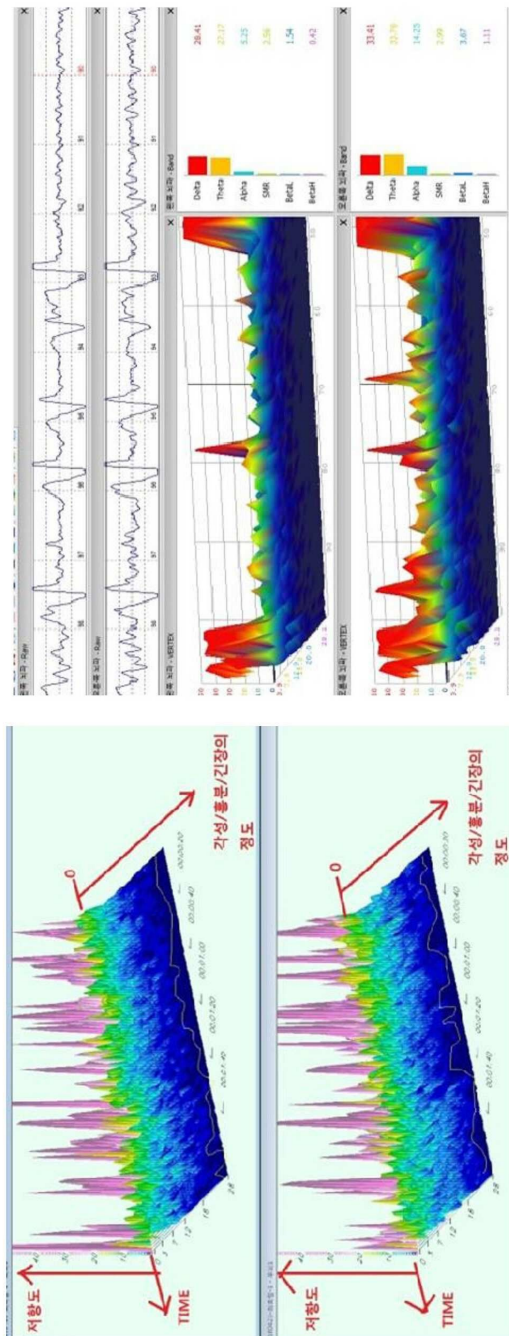
도면15



도면16

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

도면17



도면18

