



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년05월11일
(11) 등록번호 10-1617005
(24) 등록일자 2016년04월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G06F 3/01 (2006.01)

(52) CPC특허분류

G06F 3/015 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2015-0077387

(22) 출원일자 2015년06월01일

심사청구일자 2015년06월01일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020140137870 A

US20140330350 A1

KR1020150007419 A

(73) 특허권자

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

민병경

서울특별시 강동구 상암로 325, 1동 301호 (상일동, 삼성빌라)

안민희

서울특별시 강남구 논현로12길 9-5, 203호 (개포동, 목화빌라)

(74) 대리인

특허법인엠에이피에스

전체 청구항 수 : 총 14 항

심사관 : 박인화

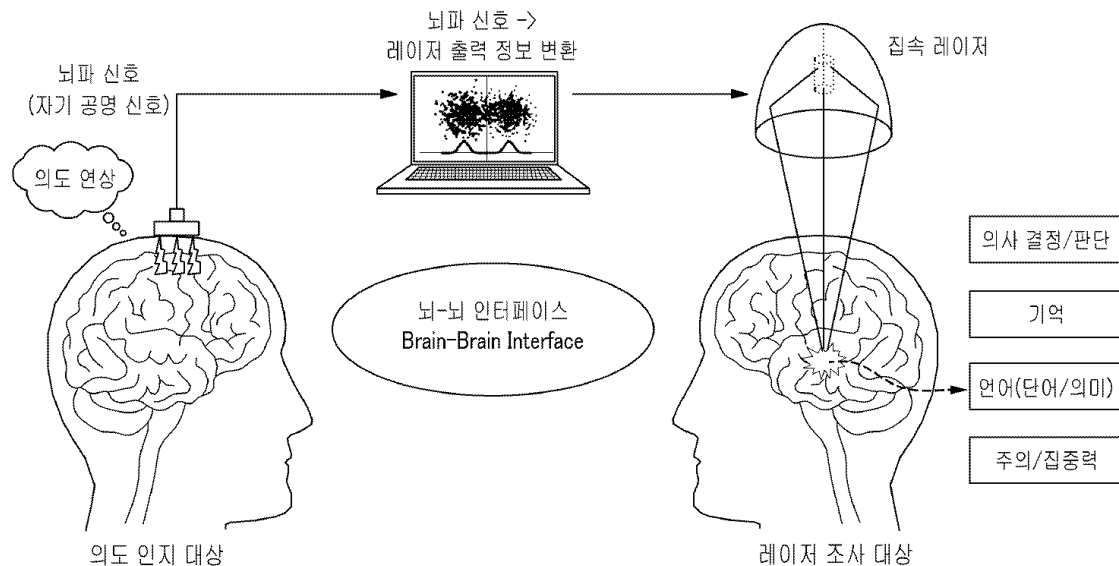
(54) 발명의 명칭 뇌파 자기 공명과 경두개 레이저를 이용한 뇌-뇌 인터페이스 장치 및 방법

(57) 요약

뇌-뇌 인터페이스 처리 시, 뇌파 자기 공명(Brainwave Magnetic Resonance) 기술을 사용하여 제 1대상의 뇌의 일 영역에서 발생한 자기 공명 신호를 측정하도록 제어하고, 측정된 자기 공명 신호가 발생한 뇌의 위치에 대응된 3차원 위치 정보, 자기 공명 신호의 주파수 정보, 및 자기 공명 신호에 연결성을 갖는 뇌 위치에 대한 링크

(뒷면에 계속)

대표도



정보를 포함하는 원본 데이터를 생성하고, 시간의 흐름에 따른 원본 데이터의 집합인 데이터 배열을 생성하고, 사전에 설정된 뇌 위치별 의도-결정 정보 및 데이터 배열에 기초하여 자기 공명 신호에 따른 의도 정보를 검출하고 의도-결정 연결성을 판단하고, 자기 공명 신호가 의도-결정 연결성을 갖는 것으로 판단되면 검출된 의도 정보에 따라 기설정된 뇌 기능을 검출하고, 검출된 뇌 기능에 매칭된 제 2 대상의 뇌 위치 및 레이저 조사 시간을 설정하고, 설정된 레이저 조사 시간동안 설정된 제 2 대상의 뇌의 위치에 조사되도록 집속 레이저를 펄스조로 출력한다. 이를 통해서, 레이저로 자극받은 해당 뇌신경 지역의 인지 및 신경 기능을 비침습적이고 공간 해상도가 높게 정밀하게 제어한다.

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345191792
부처명	미래창조과학부
연구관리전문기관	한국연구재단
연구사업명	일반연구자지원
연구과제명	뇌전도-초음파 기반의 뇌-뇌 접속 장치 개발 연구
기 여 율	1/1
주관기관	고려대학교 산학협력단
연구기간	2014.09.01 ~ 2015.08.31

명세서

청구범위

청구항 1

뇌-뇌 인터페이스 장치에 있어서,

뇌파 자기 공명(Brainwave Magnetic Resonance) 기술을 사용하여 제 1 대상의 뇌의 일 영역에서 발생된 자기 공명 신호를 측정하도록 제어하는 뇌 자기 공명 측정부;

상기 제어에 따라 측정된 상기 자기 공명 신호가 발생된 뇌의 위치에 대응된 3차원 위치 정보, 상기 자기 공명 신호의 주파수 정보, 및 상기 자기 공명 신호에 연결성을 갖는 뇌 위치에 대한 링크 정보를 포함하는 원본 데이터를 생성하며, 시간의 흐름에 따른 상기 원본 데이터의 집합인 데이터 배열을 생성하는 데이터 구성부;

사전에 설정된 뇌 위치별 의도-결정 정보 및 상기 데이터 배열에 기초하여 상기 자기 공명 신호에 따른 의도 정보를 검출하고 의도-결정 연결성을 판단하는 데이터 처리부;

상기 자기 공명 신호가 의도-결정 연결성을 갖는 것으로 판단되면, 상기 검출된 의도 정보에 따라 기설정된 뇌 기능을 검출하고, 상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 제 2 대상의 뇌 위치 및 레이저 조사 시간을 설정하는 레이저 출력 제어부; 및

상기 설정된 레이저 조사 시간동안 상기 설정된 제 2 대상의 뇌의 위치에 조사되도록 집속 레이저(focused Laser)를 펨토초(femto second) 이내 단위로 출력하는 경두개 레이저 출력부를 포함하는 뇌-뇌 인터페이스 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 뇌 자기 공명 측정부는,

기설정된 상기 제 1 대상의 의도 별 주파수로 설정된 마이크로 테슬라(μT) 단위의 측정 바이어스 자기장을 상기 제 1 대상의 두부가 위치한 자기 차폐 수단 내로 인가할 때 측정된 상기 자기 공명 신호를 수신하며,

상기 의도 별 주파수는 각각 상기 제 1 대상의 의도와 연관되어 발생하는 생체 자기장의 진동 주파수와 일치하는 자기 공명 주파수인 것인 뇌-뇌 인터페이스 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 경두개 레이저 출력부는,

상기 제 2 대상의 두개골 주변에 설치된 3차원 타원 반사경, 및

다중 레이저를 상기 설정된 제 2 대상의 뇌 위치에 매칭된 출력 각도 및 상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 레이저 자극 매개 변수의 조합에 따라 출력하는 광원을 포함하며,

상기 다중 레이저 중 적어도 하나는 상기 3차원 타원 반사경의 내부 일 위치에서 반사되도록 설정된 출력 각도로 출력되어 상기 다중 레이저가 상기 제 2 대상의 두개골을 투과하여 상기 설정된 제 2 대상의 뇌 위치에서 집속되는 것인 뇌-뇌 인터페이스 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 레이저 자극 매개 변수는,

레이저 중심 주파수, 레이저 자극이 중단없이 지속되는 최소 단위 시간, 레이저 자극 단위의 단위 시간당 반복 횟수, 단위 시간에 투여된 레이저 시간이 차지하는 백분율, 레이저 조사 단위 면적 당 레이저 강도, 및 레이저 총 조사 시간 중 적어도 하나를 포함하는 뇌-뇌 인터페이스 장치.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 레이저 출력 제어부는,

상기 제 2 대상의 뇌 전체의 3차원 위치 좌표를 생성하고, 기설정된 뇌 기능 별 뇌 위치와 상기 3차원 위치 좌표를 매칭하여 저장하는 뇌 위치 매칭 모듈;

적외선 마커를 사용하여 추적한 추적 위치 좌표 및 기설정된 상기 집속 레이저의 초점 거리에 기초하여 상기 집속 레이저의 3차원 공간상 가상 위치 좌표를 산출하는 3차원 위치 추적 모듈;

상기 3차원 위치 좌표와 상기 가상 위치 좌표를 정합(align)하여 상기 집속 레이저의 출력 위치 좌표를 산출하는 위치 좌표 정합 모듈; 및

상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 뇌 위치에 대응된 상기 3차원 위치 좌표와 상기 출력 위치 좌표가 대응되면 상기 광원이 상기 집속 레이저를 출력하도록 제어하는 레이저 출력 제어 모듈을 포함하는 뇌-뇌 인터페이스 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 뇌 기능은,

언어 제어 기능, 의사 판단 기능, 기억 제어 기능 및 집중력 제어 기능 중 적어도 하나를 포함하는 인지 및 신경 기능으로 설정되며,

상기 뇌 기능 별로 상기 뇌 위치로서 브로카 영역, 베르니케 영역, 해마체 영역, 전두엽 및 편도체 중 적어도 하나에 매칭되는 것인 뇌-뇌 인터페이스 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 레이저는 근적외선 레이저(near infrared Laser)인 것인 뇌-뇌 인터페이스 장치.

청구항 8

뇌-뇌 인터페이스 장치를 통한 뇌-뇌 인터페이스 방법에 있어서,

뇌파 자기 공명(Brainwave Magnetic Resonance) 기술을 사용하여 제 1대상의 뇌의 일 영역에서 발생된 자기 공명 신호를 측정하도록 제어하는 단계;

상기 제어에 따라 측정된 상기 자기 공명 신호가 발생된 뇌의 위치에 대응된 3차원 위치 정보, 상기 자기 공명 신호의 주파수 정보, 및 상기 자기 공명 신호에 연결성을 갖는 뇌 위치에 대한 링크 정보를 포함하는 원본 데이터를 생성하고, 시간의 흐름에 따른 상기 원본 데이터의 집합인 데이터 배열을 생성하는 단계;

사전에 설정된 뇌 위치별 의도-결정 정보 및 상기 데이터 배열에 기초하여 상기 자기 공명 신호에 따른 의도 정

보를 검출하고 의도-결정 연결성을 판단하는 단계;

상기 자기 공명 신호가 의도-결정 연결성을 갖는 것으로 판단되면, 상기 검출된 의도 정보에 따라 기설정된 뇌 기능을 검출하는 단계;

상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 제 2 대상의 뇌 위치 및 레이저 조사 시간을 설정하는 단계; 및

상기 설정된 레이저 조사 시간동안 상기 설정된 제 2 대상의 뇌의 위치에 조사되도록 집속 레이저(focused Laser)를 펨토초(femto second) 이내 단위로 출력하는 단계를 포함하는 뇌-뇌 인터페이스 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 제 1대상의 뇌의 일 영역에서 발생된 자기 공명 신호를 측정하도록 제어하는 단계는,

기설정된 상기 제 1 대상의 의도 별 주파수로 설정된 마이크로 테슬라(μT) 단위의 측정 바이어스 자기장을 상기 제 1 대상의 두부가 위치한 자기 차폐 수단 내로 인가할 때 측정된 상기 자기 공명 신호를 수신하는 단계를 포함하고,

상기 의도 별 주파수는 각각 상기 제 1 대상의 의도와 연관되어 발생하는 생체 자기장의 진동 주파수와 일치하는 자기 공명 주파수인 것인 뇌-뇌 인터페이스 방법.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 집속 레이저를 펨토초 이내 단위로 출력하는 단계는,

광원을 통해 다중 레이저를 상기 설정된 제 2 대상의 뇌 위치에 매칭된 출력 각도 및 상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 레이저 자극 매개 변수의 조합에 따라 출력하는 단계를 포함하며,

상기 다중 레이저 중 적어도 하나는 상기 제 2 대상의 두개골 주변에 설치된 3차원 타원 반사경의 내부 일 위치에 반사되도록 설정된 출력 각도로 출력되어 상기 다중 레이저가 상기 제 2 대상의 두개골을 통과하여 상기 설정된 제 2 대상의 뇌 위치에 집속되는 것인 뇌-뇌 인터페이스 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 레이저 자극 매개 변수는,

레이저 중심 주파수, 레이저 자극의 중단없는 최소 단위 시간, 레이저 자극 단위의 단위 시간당 반복 횟수, 단위 시간에 투입된 레이저 시간이 차지하는 백분율, 레이저 조사 단위 면적 당 레이저 강도, 및 레이저 총 조사 시간 중 적어도 하나를 포함하는 뇌-뇌 인터페이스 방법.

청구항 12

제 10 항에 있어서,

상기 집속 레이저를 펨토초 이내 단위로 출력하는 단계 이전에,

상기 제 2 대상의 뇌 전체의 3차원 위치 좌표를 생성하는 단계;

기설정된 뇌 기능 별 뇌 위치와 상기 3차원 위치 좌표를 매칭하는 단계;

적외선 마커를 사용하여 추적한 추적 위치 좌표 및 기설정된 상기 집속 레이저의 초점 거리에 기초하여 상기 집

속 레이저의 3차원 공간 상 가상 위치 좌표를 산출하는 단계;

상기 3차원 위치 좌표와 상기 가상 위치 좌표를 정합(align)하여 상기 집속 레이저의 출력 위치 좌표를 산출하는 단계; 및

상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 뇌 위치에 대응된 상기 3차원 위치 좌표와 상기 출력 위치 좌표가 대응되면, 상기 광원이 상기 집속 레이저를 출력하도록 제어하는 단계를 더 포함하는 뇌-뇌 인터페이스 방법.

청구항 13

제 8 항에 있어서,

상기 뇌 기능은,

언어 제어 기능, 의사 판단 기능, 기억 제어 기능 및 집중력 제어 기능 중 적어도 하나를 포함하는 인지 및 신경 기능으로 설정되며,

상기 뇌 기능 별로 상기 뇌 위치로서 브로카 영역, 베르니케 영역, 해마체 영역, 전두엽 및 편도체 중 적어도 하나에 매칭되는 것인 뇌-뇌 인터페이스 방법.

청구항 14

제 8 항에 있어서,

상기 레이저는 근적외선 레이저(near infrared Laser)인 것인 뇌-뇌 인터페이스 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 뇌파 자기 공명(Brainwave Magnetic Resonance, BMR) 및 경두개 레이저(Transcranial Laser)를 이용한 뇌-뇌 인터페이스(Brain-Brain Interface, BBI) 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 뇌파 신호를 이용하여 사람의 의도(intention)에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain-Computer Interface, BCI) 및 컴퓨터-뇌 인터페이스(Computer-Brain Interface, CBI)를 제어하는 기술에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.

[0003] 그 중 뇌파의 인지적 속성(cognitive property)에 따른 매개 변수들을 분석하여 BCI에 적용하는 기술들이 제안되고 있다. 예를 들어, 자극 제시와 관련된 뇌파 신호를 반복적으로 측정하고, 단위 뇌파 조각들을 자극이 제시된 시점을 기준으로 정렬한 후 평균 뇌전위를 산출할 수 있다. 이에 따라, 제시된 자극이나 사건과 관련되어 평균값에서 누적되어 나타나는 사건 관련 전위(ERP: event-related potential)를 산출할 수 있다. 이는, 자극과 관련된 뇌파 신호만이 평균값에서 유효하고, 자극과 무관한 임의의 뇌파 신호는 평균에 의해 상쇄된다는 원리를 이용한 것이다. 이와 같은, 뇌파의 분석에 의해서 대표적 뇌파 성분인 정상상태 시각유발 전위(Steady State Visual Evoked Potential, SSVEP)를 획득할 수 있다. 정상상태 시각유발 전위(SSVEP) 성분은 반복적인 시각 자극에 반응하는 뇌파를 이용한 뇌파 신호이다. 사람이 점멸하는(flickering) 자극을 보고 있으면 점멸 주파수와 동일한 주파수를 가진 뇌파가 물리적으로 유도되며, 이러한 자극과 동일한 주파수를 갖는 진동 뇌파가 SSVEP이다. 이러한 SSVEP를 이용하여 BCI를 제어하는 기술이 제안되었다.

[0004] 그러나 이러한 종래의 BCI 제어 방식에 이용되는 뇌자도측정법(MEG) 및 뇌전도측정법(EEG)은 뇌 표면 부위의 피질에서 발생하는 신호만을 감지할 수 있어 뇌 심부를 포함하는 뇌의 전체 공간을 측정할 수 없는 한계가 있었다.

[0005] 한편, CBI 기술은 침습적인 방법의 위험성으로 인해서, 비침습적이면서도 공간 해상도 측면에서 정확성이 높은 기술이 요구된다. 이에 따라, 초음파를 이용하여 비침습적이며 공간 해상도가 정밀하도록 뇌 신경 기능을 제어

하는 기술들이 제안되고 있다.

[0006] 이와 관련하여, 대한 민국 등록특허 제1143645호(발명의 명칭: 경두개 저장도 레이저 전달장치 및 이를 이용한 비침습적 뇌기능 조절방법)는, 초음파를 발생하는 초음파발생부, 뇌의 특정영역에 비침습적으로 피험자의 두개골을 통과하여 조영하는 저장도 초음파를 발생하는 공명회로부, 저장도 초음파를 뇌의 특정영역을 조영하기 위해 저장도 초음파의 초점거리를 조절하는 초음파변환기, 피험자의 두피에 고정되는 원통형상의 애플리케이터, 초음파발생부에서 제공된 초음파의 공급량과 초음파변환기에서 조영된 저장도 초음파의 반사량을 측정하는 단자, 및 단자에 제공된 각각의 측정량을 출력하는 출력측정기를 포함하는 초음파 전달 장치를 개시하고 있다.

[0007] 그러나 위와 같은 종래의 비침습적(noninvasive) 뇌신경계 치료법(예를 들어, transcranial magnetic stimulation(TMS), transcranial direct current stimulation(tDCS) 등)에 따르면, 두개골 투과력에 제한이 있고 초점의 모호성으로 인해 효율이 떨어지는 단점이 있다. 이러한 단점을 극복하기 위하여 최근에는 집속 초음파를 사용하여 뇌신경을 자극하는 기법이 제시되었으나, 이러한 기술 또한 레이저와 같이 정교한 자극 제어는 어렵다. 따라서, 초음파를 사용하지 않고 경두개 레이저 기술로 비침습적인 뇌기능 조절을 처리할 수 있는 기술이 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 뇌파 자기 공명(BMR) 및 경두개 레이저(Transcranial Laser)를 이용한 뇌와 뇌 간의 인터페이스를 제공하는 장치 및 방법을 제공하고자 한다.

[0009] 구체적으로, 자발적 뇌파신호를 대역(알파파, 감마파 등)별로 연속 측정하되 뇌 심부를 포함하는 전체 공간을 측정할 수 있는 뇌파 자기 공명(BMR) 기술을 사용한 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI)와, 비침습적으로 두개골을 투과하면서도 공간 해상도가 뛰어난 집속 레이저(focused Laser)를 이용하여 공간적으로 정밀한 목표 지점에 광에너지 조사하여 뇌 신경을 자극시키는 경두개 레이저 기술을 사용한 컴퓨터-뇌 인터페이스(CBI)를 융합한 뇌-뇌 인터페이스(BBI)를 제공하고자 한다.

[0010] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기와 같은 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 일 측면에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치는, 뇌파 자기 공명(Brainwave Magnetic Resonance) 기술을 사용하여 제 1 대상의 뇌의 일 영역에서 발생된 자기 공명 신호를 측정하도록 제어하는 뇌 자기 공명 측정부; 상기 제어에 따라 측정된 상기 자기 공명 신호가 발생된 뇌의 위치에 대응된 3차원 위치 정보, 상기 자기 공명 신호의 주파수 정보, 및 상기 자기 공명 신호에 연결성을 갖는 뇌 위치에 대한 링크 정보를 포함하는 원본 데이터(raw data)를 생성하며, 시간의 흐름에 따른 상기 원본 데이터의 집합인 데이터 배열(array)을 생성하는 데이터 구성부; 사전에 설정된 뇌 위치별 의도-결정 정보 및 상기 데이터 배열에 기초하여 상기 자기 공명 신호에 따른 의도 정보를 검출하고 의도-결정 연결성을 판단하는 데이터 처리부; 상기 자기 공명 신호가 의도-결정 연결성을 갖는 것으로 판단되면, 상기 검출된 의도 정보에 따라 기설정된 뇌 기능을 검출하고, 상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 제 2 대상의 뇌 위치 및 레이저 조사 시간을 설정하는 레이저 출력 제어부; 및 상기 설정된 레이저 조사 시간 동안 상기 설정된 제 2 대상의 뇌의 위치에 조사되도록 집속 레이저(focused Laser)를 펨토초(femto second) 이내 단위로 출력하는 경두개 레이저 출력부를 포함한다.

[0012] 그리고, 본 발명의 다른 측면에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치를 통한 뇌-뇌 인터페이스 방법은, 뇌파 자기 공명(Brainwave Magnetic Resonance) 기술을 사용하여 제 1 대상의 뇌의 일 영역에서 발생된 자기 공명 신호를 측정하도록 제어하는 단계; 상기 제어에 따라 측정된 상기 자기 공명 신호가 발생된 뇌의 위치에 대응된 3차원 위치 정보, 상기 자기 공명 신호의 주파수 정보, 및 상기 자기 공명 신호에 연결성을 갖는 뇌 위치에 대한 링크 정보를 포함하는 원본 데이터를 생성하고, 시간의 흐름에 따른 상기 원본 데이터의 집합인 데이터 배열을 생성하는 단계; 사전에 설정된 뇌 위치별 의도-결정 정보 및 상기 데이터 배열에 기초하여 상기 자기 공명 신호에 따른 의도 정보를 검출하고 의도-결정 연결성을 판단하는 단계; 상기 자기 공명 신호가 의도-결정 연결성을 갖는 것으로 판단되면, 상기 검출된 의도 정보에 따라 기설정된 뇌 기능을 검출하는 단계; 상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 제 2 대상의 뇌 위치 및 레이저 조사 시간을 설정하는 단계; 및 상기 설정된 레이저 조사 시간 동안 상기 설정된 제 2 대상의 뇌의 위치에 조사되도록 집속 레이저(focused Laser)를 펨토초(femto second) 이내 단위로 출

력하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

- [0013] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단 중 어느 하나에 의하면, 의도 인지 대상의 자기 공명 신호를 검출하여 의도를 인식할 수 있으며, 인식된 의도에 따라 다른 대상의 뇌 기능을 제어할 수 있어 뇌와 뇌간 의사 전달 등의 인터페이스가 가능하다. 더 나아가, 뇌에서 발생된 정보를 다른 뇌에 작용하는 송신기가 수신하여 디코딩할 수 있음으로써, 향후 뇌의 정신 작용에 따른 데이터가 다른 뇌의 정신 작용으로 전환되어 궁극적으로 '정신 데이터' 전송이 성립할 수 있도록 하는 근간이 될 수 있다.
- [0014] 그리고, 본 발명의 과제 해결 수단 중 어느 하나에 의하면, BMR 기술을 사용함에 따라 극저자기장 내에서 의도 인지 대상의 자기 공명 신호를 비침습적으로 획득할 수 있어 안전하며, 뇌의 피질뿐만 아니라 뇌 심부 영역까지의 모든 위치에 대한 뇌파 정보의 획득이 가능하다. 즉, BMR을 BCI에 적용하면 EEG/MEG/fMRI 등을 동시에 실행한 것보다 더 우수한 뇌파 데이터(시간 분해능, 공간 분해능, 신호 분해능, 연결 응집성 동시 만족)를 수집할 수 있다.
- [0015] 또한, 본 발명의 과제 해결 수단 중 어느 하나에 의하면, 집속 레이저 펄스 기술 사용함으로써, 뇌 내부의 특정 위치까지의 레이저 자극이 가능하다. 예로서, 집속 근적외선 레이저의 저주파수 특성과 극히 짧은 시간 동안의 광자극을 조사하는 특성을 함께 구현하여, 초음파 기반의 물리적 진동성에 의한 초점 불확정성을 극복하면서도 뇌 조직의 손상 없이 뇌 신경을 자극할 수 있다.
- [0016] 또한, 본 발명의 과제 해결 수단 중 어느 하나에 의하면, 뇌 신경 기능 별로 최적화된 레이저 자극 매개 변수의 조합을 적용할 수 있어, 다양한 뇌 인지 기능 및 신경 기능에 대한 의도 방향(신경 흥분 혹은 신경 억제) 및 그 제어 정도를 조절할 수 있다. 즉, 레이저로 자극받은 해당 뇌신경 지역의 인지 및 신경 기능을 비침습적이고 공간 해상도가 높게 정밀 제어할 수 있다.
- [0017] 또한, 본 발명의 과제 해결 수단 중 어느 하나에 의하면, 적외선 마커를 사용하여 레이저 출력 위치를 추적함으로써 뇌의 3차원 공간상에서 레이저 초점 좌표를 정확하게 검출할 수 있으며, 이에 따라 뇌기능에 매칭된 목표 뇌 위치로의 레이저 출력 시 정확도 및 정밀도를 높일 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0018] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스의 개념을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 적용되는 뇌 기능 별 레이저 조사 위치를 설명하기 위한 개념도이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 경두개 레이저 출력부의 상세 구성 및 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 레이저 출력 제어부의 상세 구성을 설명하기 위한 블록도이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0020] 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"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스의 개념을 설명하기 위한 도면이다.
- [0022] 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치는, 도 1에 도시한 바와 같이 상이한 대상의 두뇌 간의 인터페이스를 처리하는 장치이다.

- [0023] 구체적으로, 뇌-뇌 인터페이스 장치는 뇌파 자기 공명(Brainwave Magnetic Resonance) 기술을 사용하여 의도(intention) 인지 대상의 뇌로부터 뇌파 신호(자기 공명 신호)를 측정한다. 그리고, 측정된 자기 공명 신호에 기초하여 의도 인지 대상이 연상한 “의도”를 추론하고, 추론된 “의도”에 대응된 뇌 기능을 검출한다. 또한, 검출된 뇌 기능에 대응된 다른 대상(즉, ‘레이저 조사 대상’)의 뇌 상의 위치(이하, “뇌 위치”라고 함)를 확인한 후, 해당 뇌 기능을 자극하기 위한 최적의 집속 레이저(focused Laser)를 레이저 조사 대상의 설정된 뇌 위치에 펨토초(femto second) 이내 단위로 조사(照射)한다.
- [0024] 이처럼, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치는, 의도 인지 대상의 뇌 자기 공명 신호에 기반한 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain-Computer Interface, BCI)와, 집속 레이저에 기반한 컴퓨터-뇌 인터페이스(Computer-Brain Interface, CBI)를 융합하여 뇌-뇌 인터페이스(Brain-Brain Interface, BBI)를 처리한다.
- [0025] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치는, 도 1에서와 같이 사람(즉, 의도 인지 대상) 대 사람(즉, 레이저 조사 대상) 뿐만 아니라, 사람 대 동물과 동물 대 동물 등 다양한 생물체의 뇌 간에 인터페이스를 처리할 수 있다.
- [0026] 이하, 도 2 내지 도 5를 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치(100)에 대해서 상세히 설명하도록 한다.
- [0027] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치의 구성을 나타내는 블록도이고, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 적용되는 뇌 기능별 레이저 조사 위치를 설명하기 위한 개념도이며, 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 경두개 레이저 출력부의 상세 구성 및 동작을 설명하기 위한 도면이다. 또한, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 레이저 출력 제어부의 상세 구성을 설명하기 위한 블록도이다.
- [0028] 먼저, 도 2에 도시한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치(100)는 뇌 자기 공명 측정부(110), 데이터 구성부(120), 데이터 처리부(130), 레이저 출력 제어부(140) 및 경두개 레이저 출력부(150)를 포함한다.
- [0029] 뇌 자기 공명 측정부(110)는 뇌파 자기 공명(BMR) 기술을 사용하여 의도 인지 대상(이하, “제 1 대상”이라고 지칭함)의 뇌의 일 영역에서 발생한 자기 공명 신호를 측정하도록 제어한다.
- [0030] 참고로, 본 발명의 일 실시예에 적용된 뇌파 자기 공명 기술(BMR)에 대해서 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0031] 뇌 속의 신경 세포 주변은 뇌척수액(cerebrospinal fluid)로 채워져 있으며, 이러한 액체(물)를 이루는 원자핵은 양성자이다. 양성자는 자기장에 의해 정렬되어 스핀축이 기울어지게 되는데, 이 원리를 이용하여 외부에서 3T(T: 자기장의 단위, '테슬라') 이상의 고주파 자기장을 걸어주면 동일 주파수를 가지는 양성자의 스핀축이 기울어지게 된다. 이에 따라, 양성자는 주변에서 발생하는 에너지를 흡수하며, 그 중 스핀축의 방향이 바뀌는 양성자만 가시화시킨 것이 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)이다. 이러한 MRI를 개선하여 외부 자기장을 마이크로(μ : 10^{-6}) 테슬라 수준으로 낮춰 인가하더라도 해당 주파수의 양성자의 스핀축이 정렬되어 기울어진다. 이 기술기는 MRI에 비해 상대적으로 매우 미약하나, 인접한 신경 집단에서 전류가 발생하면서 외부 자기장과 같은 주파수의 자기장이 형성되면 양성자가 공명을 일으켜 충분히 강한 기울기의 변화가 유도된다. 이러한 공명에 따른 양성자 스핀축의 기울기를 감지하여 해당 뇌파 대역을 검출할 수 있다. 예를 들어, 3T 자기장에서는 126MHz의 주파수를 가지게 되지만 1 μ T로 낮추면 공명을 일으키는 주파수는 42Hz가 되어 감지한 데이터로부터 감마파(30Hz 이상의 고주파)에 해당하는 뇌기능 영상을 획득할 수 있다. 즉, 상호 연결되어 해당 뇌기능을 담당하는 뇌 부위들이 특정 주파수로 진동하기 때문에 외부에서 동일 주파수를 인가하면 대응 주파수별로 공명하는 뇌파 부위 양성자를 관측할 수 있다. 이 원리를 구현한 기술을 뇌파 자기 공명(BMR)이라고 한다.
- [0032] 뇌 자기 공명 측정부(110)는, BMR 기술을 적용하여 자기 공명 신호를 측정하는 BMR 장치(미도시)가 기설정된 제 1 대상의 의도 별 주파수로 설정된 마이크로 테슬라(μ T) 단위의 측정 바이어스 자기장을 제 1 대상의 두부(頭部)가 위치한 자기 차폐 수단 내로 인가하도록 제어한다. 뇌 자기 공명 측정부(110)는 연동된 BMR 장치(미도시)가 제 1 대상의 의도 별로 연관되어 발생하는 생체 자기장의 진동 주파수와 일치하는 자기 공명 주파수를 측정 바이어스 자기장으로서 인가하도록 제어한다. 이러한 제 1 대상의 의도 별로 연관되어 발생하는 생체 자기장의 진동 주파수는 사전에 실험 등의 절차를 통해 확인하여 미리 설정할 수 있다. 그리고, 뇌 자기 공명 측정부(110)는 BMR 장치(미도시)로부터 측정된 자기 공명 신호를 수신하여 데이터 구성부(120)로 전달한다. 참고로, 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌 자기 공명 측정부(110)는 별도의 BMR 장치(미도시)와 연동되어, BMR 장치(미도시)가 뇌파 신호를 측정하도록 제어하는 것을 설명하였다. 본 발명의 다른 실시예에서는

뇌 자기 공명 측정부(110)가 자체적으로 BMR 장비(미도시)를 포함하는 것도 가능하다.

- [0033] 다시 도 2로 돌아가서, 데이터 구성부(120)는 측정된 자기 공명 신호의 원본 데이터(raw data)를 BCI에 적용할 수 있는 데이터 형태로 변환한다. 이때, 데이터 구성부(120)는 BMR 장치(미도시)를 통해 측정된 자기 공명 신호를 디지털화하기 위하여 변환 및 가공 처리한다.
- [0034] 구체적으로, 데이터 구성부(120)는 자기 공명 신호가 발생된 제 1 대상의 뇌의 위치에 대응된 3 차원 위치 정보, 자기 공명 신호의 주파수 정보, 및 자기 공명 신호에 연결성을 갖는 뇌 위치에 대한 링크 정보를 포함하는 5차원 원본 데이터(즉, 3차원 공간 정보+1차원 주파수 대역 정보+1차원 뇌 위치별 연결성 정보)를 생성한다. 이때, 원본 데이터는 연속적으로 발생하므로, 데이터 구성부(120)는 시간의 흐름에 따라 원본 데이터를 나열한 데이터 배열(array)로 모델링한다.
- [0035] 데이터 처리부(130)는 뇌 위치별 의도-결정 정보 및 데이터 배열에 기초하여 자기 공명 신호에 따른 의도 정보를 검출하고, 의도-결정 연결성을 판단한다.
- [0036] 구체적으로, 데이터 처리부(130)는 사전에 설정된 제 1 대상의 뇌 위치별 의도 또는 결정 정보 중 데이터 배열에 따른 뇌 위치별 의도 또는 결정 정보를 검출한다.
- [0037] 예를 들어, 데이터 처리부(130)는 사전에 실험 등을 통해, 제 1 대상이 특정 의도를 연상하거나 연상한 의도에 따라 다른 대상의 뇌 기능 제어를 확정(결정)한 경우, 해당 시점에 자기 공명 신호가 검출된 뇌 위치 및 자기 공명 신호의 주파수를 검출할 수 있다. 이를 통해, 데이터 처리부(130)는 검출된 뇌 위치 및 주파수와 그에 대응된 의도 또는 결정을 매칭하여 뇌 위치별 의도 또는 결정 정보로서 저장해 둘 수 있다.
- [0038] 참고로, 의도-결정 연결성은 BMR이 제공하는 뇌기능 연결성을 활용하는 것이다. 구체적으로, 뇌기능 연결성이란 신경이 직접적으로 연결된 해부학적 연결과는 달리, 뇌 상의 두 위치에서 발생한 뇌파의 주파수 특성에 상관관계(correlation)가 있는 경우이다. 의도-결정 연결성은 이러한 뇌기능 연결성을 활용한 BCI 방법으로서, 제 1 대상이 연상한 의도와 결정이 연결성을 갖는지, 즉 임의의 의도가 확정적인지를 판단한다. 예를 들어, 제 1 대상이 '사과'에 대한 여러 가지 원하는 의도를 연상할 수 있으나, 최종적으로 그 의도를 수행할지 결정하기 전에는 의도를 실체화한 것이 아니다. 따라서, 제 1 대상이 단지 상상하는 것을 BBI를 통해 다른 대상으로 전달하지 않고, 확정된 의도만 BBI를 통해 상대방에게 전달할 수 있다. 즉, 데이터 처리부(130)는 현재 측정된 자기 공명 신호가 의도-결정 연결성을 갖는지 판단하고, 의도-결정 연결성을 갖는 경우 검출된 의도 정보를 레이저 출력 제어부(140)로 전달한다.
- [0039] 레이저 출력 제어부(140)는 자기 공명 신호가 의도-결정 연결성을 갖는 것으로 판단되면, 검출된 의도 정보에 따라 기설정된 뇌 기능을 검출하고, 검출된 뇌 기능에 매칭된 레이저 조사 대상(이하, "제 2 대상"이라고 지칭함)의 뇌 위치 및 레이저 조사 시간을 설정한다.
- [0040] 이때, 레이저 출력 제어부(140)는 기설정된 복수의 뇌 기능 별로 뇌 위치 및 레이저 자극 매개 변수의 조합이 매칭되어 저장되어 있다.
- [0041] 구체적으로, 제 2 대상의 뇌 부위 중 특정 신경 기능(또는 인지 기능 등)을 담당하는 각각의 부위가 설정되며, 각 뇌 기능을 구분할 수 있는 뇌 위치와, 뇌 기능의 조절 정도를 결정할 수 있는 레이저 출력 조건인 레이저 자극 매개 변수의 조합이 매칭된다. 참고로, 레이저를 조사할 부위로서, 뇌를 포함한 중추 신경계 및 말초 신경계를 포괄하는 신경계 모두가 포함될 수 있다.
- [0042] 뇌 기능은 언어 제어 기능, 의사 판단 기능, 기억 제어 기능 및 집중력 제어 기능 등의 모든 인지 및 신경 기능으로 설정될 수 있다. 예를 들어 뇌 기능별로 상기 뇌 위치로서 브로카(Broca) 영역, 베르니케(Wernicke) 영역, 해마체(hippocampus) 영역, 전두엽(frontal lobe) 및 편도체(amygdala) 중 적어도 하나가 매칭될 수 있다.
- [0043] 예를 들어, 도 3에 도시한 바와 같이, 두뇌의 여러 부위 중 브로카 영역은 언어의 생성을 담당하고, 베르니케 영역은 언어의 이해를 담당하고, 전두엽은 의사 결정을 담당하며, 해마체는 학습과 기억을 담당하고, 주의 집중력을 담당하는 신경망이 존재한다. 그 외에도, 감정 조절을 담당하는 편도체 및 생체 시계를 담당하는 시교차상핵(suprachiasmatic nucleus) 등 여러 부위가 사전에 뇌 위치로서 설정될 수 있다. 참고로, 뇌의 신경 기능별 부위는 3차원 공간상의 위치 좌표값으로서 설정될 수 있다. 이에 따라, 하기에서 설명할 경우개 레이저 출력부(150)를 통해 집중 레이저의 초점을 원하는 뇌의 특정 부위에 조사하게 되면, 그 부위와 관련이 있는 신경 기능의 변화가 발생한다.

- [0044] 또한, 레이저 자극 매개 변수는, 경두개 레이저 출력부(150)를 통해 출력되는 집속 레이저에 대한 레이저 중심 주파수, 레이저 자극이 중단없이 진행되는 단위 시간, 레이저 자극 단위(예를 들어, 'pulse')의 단위 시간당 (예를 들어, 1초) 반복 횟수, 단위 시간에 투여된 레이저 시간이 차지하는 백분율, 레이저 조사 단위 면적 당 레이저 강도, 및 레이저 총 조사 시간 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 이때, 뇌에 조사될 집속 레이저의 강도, 횟수, 시간 등의 매개 변수의 조합은 뇌의 생체 조직에 손상을 입히지 않으면서도, 해당 뇌 신경 기능을 목적에 따라 조절할 수 있는 최적의 조합으로 설정될 수 있다.
- [0045] 이러한, 레이저 자극 매개 변수를 조절하면 해당 신경 기능을 강화 또는 약화시킬 수 있다. 예를 들어, 특정 뇌 신경 기능을 선택한 후, 특정 레이저 자극 매개 변수의 조합에 따른 레이저를 조사할 경우 학습 능력을 향상시킬 수도 있고, 동일 뇌 부위에 대해 다른 레이저 자극 매개 변수의 조합에 따른 레이저를 조사할 경우 학습 능력을 약화시킬 수 있다. 이처럼, 인지 또는 신경 기능을 목적하는 바에 따라 특정한 정도로 조절하여 제어할 수 있다. 이외에도, 뇌의 중추 신경 기능을 자극하여 레이저 조사 대상(즉, 제 2 대상)이 따뜻함, 차가움, 통증 등의 촉각(tactile sensation, proprioception, thermal sensation, pain perception, sensation of movement)을 가상으로 느낄 수 있게 하는 것도 가능하며, 뇌의 특정 신경 기능을 자극하여 말초 신경 제어를 통한 운동 능력의 조절도 가능하다.
- [0046] 다시 도 2로 돌아가서, 경두개 레이저 출력부(150)는 레이저 출력 제어부(140)를 통해 설정된 레이저 조사 시간 동안 제 2 대상의 설정된 뇌 위치에 조사되도록, 집속 레이저(focused Laser)를 펨토초(femto second) 이내 단위로 출력한다.
- [0047] 구체적으로, 도 4에 도시한 바와 같이, 경두개 레이저 출력부(150)는 제 2 대상의 두개골 주변에 설치된 3차원 타원 반사경(151), 및 다중 레이저를 제 2 대상의 설정된 뇌 위치에 매칭된 출력 각도 및 상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 레이저 자극 매개 변수의 조합에 따라 출력하는 광원(152)을 포함한다. 이때, 도 4의 (a)에 도시한 바와 같이, 다중 레이저 중 적어도 하나는 3차원 타원 반사경(151)의 내부 일 위치에서 반사되도록 설정된 출력 각도로 출력되어, 다중 레이저가 제 2 대상의 두개골을 투과하여 설정된 제 2 대상의 뇌 위치(C)에서 집속된다. 도 4에서는 3차원 타원 반사경(151)의 내부 일 위치에 광원(152)이 설치된 것을 예로서 나타내었으나, 광원(152)의 위치는 이에 한정되는 것이 아니며, 제 2 대상의 두개골을 경유하도록 직접 또는 3차원 타원 반사경(151)을 통해 간접 출력할 수 있는 위치에 설치될 수 있다. 또한, 도 4에서는 3차원 타원 반사경(151)이 내부에 공간이 형성된 반구형 반사경인 것을 나타내었으나, 형상이 이에 한정되는 것은 아니며, 제 2 대상의 임의의 뇌 위치로 레이저를 집속시킬 수 있도록 반사 각도를 제공할 수 있는 여러 형태로 구현될 수 있다.
- [0048] 한편, 도 4의 (b)에 도시한 바와 같이, 광원(152)이 여러 개의 레이저(즉, 다중 레이저)를 발생시켜 3차원 타원 반사경(151)을 거치게 되면, 레이저는 특정한 지점에서 모여 고출력을 형성하게 된다. 예를 들어, 레이저는 파장이 길어 두개골 투과율이 높은 근적외선 레이저(near infrared Laser)를 사용할 수 있다. 3차원 타원 반사경(151)을 거친 각 레이저 빔은 초점에 모이기 전까지는 개별 빔으로서의 근적외선 레이저 특성을 유지하므로 비침습적으로 두개골 및 내부의 뇌조직을 투과할 수 있다. 이처럼, 두개골을 투과한 근적외선 레이저는 뇌 내부의 특정 신경 조직 포인트에서 초점이 맺히지며 고에너지를 형성하므로 해당 위치의 신경 조직에 광자극을 준다. 이때, 근적외선 레이저는 펨토초 시간 이내로만 생성됨으로 안전한 신경 조직 자극이 가능하다.
- [0049] 이처럼, 특정 뇌 지점에 레이저 광을 집속시키기 위해서는 도 4의 (b)에서와 같이 광원(151)에서 3차원 타원 반사경(151)을 거쳐 집속 지점(예: $B=(x', y', z')$)까지 도달하는 경로를 계산해야 한다. 즉, 광원(152)에서 3차원 타원 반사경(151)을 향해 레이저를 발광(송출)할 시 발사각(즉, 출력 각도)을 정확히 유지해야만 원하는 지점(B)에 레이저를 집속시킬 수 있다. 크기 $(\delta x, \delta y, \delta z)$ 인 광원은 원점(0)에서 x축으로 $-f$ 만큼 떨어진 곳에 놓여져 있으므로, 좌표는 $(-f+\delta x, \delta y, \delta z)$ 이다. 이 지점에서 나아간 광이 3차원 타원 반사경(151) 표면의 한 점 (x, y) 에 반사되어 집속 지점(B)을 지나는 경우, δz 에 의한 y' 값과 z' 값을 유도해 보면, 하기 수학적 식 1 내지 3과 같다.

수학적 식 1

$$y' = \frac{(f-x)[\delta xy - \delta y(x+f)] + y[(x+f)^2 + y^2]}{(f-x)[(x+f)^2 + y^2] + y[\delta xy - \delta y(x+f)]} (x' + x) + y$$

[0050]

수학식 2

[0051]

$$z' = \frac{\sqrt{(x-x')^2 - (y-y')^2}}{\sqrt{(x+f)^2 + y^2}} \delta z$$

수학식 3

[0052]

$$\alpha = \tan^{-1} \left[\frac{(f-x)[\delta xy - \delta y(x+f)] + y[(x+f)^2 + y^2]}{(f-x)[(x+f)^2 + y^2] + y[\delta xy - \delta y(x+f)]} \right], \quad (\text{단, } \alpha \text{ 는 반사광의 } x \text{ 에 대한 통과각도})$$

[0053]

이것을 광축(X축) 회전 대칭성을 이용하여 3차원 타원 반사경(151)의 전체면인 A(x, y, z)로 확장시켜 보면, 3차원 타원 반사경(151)이 x축에 대해서 회전대칭성을 가지고 있으므로, 하기 수학식 4 및 5와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 4

[0054]

$$\begin{bmatrix} y'_\beta \\ z'_\beta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\beta & \sin\beta \\ -\sin\beta & \cos\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} y' \\ z' \end{bmatrix}$$

수학식 5

[0055]

$$x = -a \sqrt{1 - \frac{y^2}{b^2}}, \quad (x < 0)$$

[0056]

또한, 3차원 타원 반사경(151)의 전체면의 $x'=a$ 면에서의 레이저의 통과지점은 다음의 수학식 6과 같다.

수학식 6

[0057]

$$y'_\beta = y'_\beta(\delta x, \delta y, y, \beta, x' = a)$$

$$z'_\beta = z'_\beta(\delta x, \delta y, \delta z, y, \beta, x' = a)$$

[0058]

결국, 초점 위치에서 레이저의 좌표(y'_β, z'_β)는 반사경 전면 위치를 x' 에 대입하고, ($\delta x, \delta y, \delta z$)값과 (y, β)를 대입해 발광점과 반사경의 값을 산출한다.

[0059]

따라서, 본 발명의 일 실시예에 따르면, μm 단위의 공간적으로 정밀한 목표 지점에 두개골을 투과해서 레이저를 전달하되, 뇌 신경 세포 조직에 열적/물리적으로 손상을 주지 않는 상태에서 뇌 기능을 가역적으로 조절할 수 있다. 나아가, 출력되는 레이저의 주파수와 조사 시간에 대한 매개 변수 조합을 세밀히 변경하여 최소 시간으로 최대 효과를 유도할 수 있으므로 다양한 뇌기능 조절이 가능해진다. 이는 중추 신경계뿐 아니라, 말초 신경계에도 적용할 수 있어 다양한 종류의 신경계 제어에 사용 가능하다.

[0060]

한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 레이저 출력 제어부(140)는 MRI 이미지 장치 및 적외선 마커/카메라 장치 등의 외부 장치와 연동하여, 레이저 출력 조건을 정확하고 세밀하게 조절할 수 있다.

[0061]

구체적으로, 도 5에 도시한 바와 같이, 레이저 출력 제어부(140)는 뇌 위치 매칭 모듈(141), 3차원 위치 추적 모듈(142), 위치 좌표 정합 모듈(143) 및 레이저 출력 제어 모듈(144)을 포함한다.

- [0062] 뇌 위치 매칭 모듈(141)은 제 2 대상의 뇌 전체의 3차원 위치 좌표를 생성하고, 기설정된 뇌 기능 별 뇌 위치와 3차원 위치 좌표를 매칭하여 저장한다. 이때, 뇌 위치 매칭 모듈(141)은 연동된 MRI 이미지 장치(220)(또는 BMR 이미지 장치)를 통해 제 2 대상의 뇌 전체 이미지를 획득하여 3차원 위치 좌표를 생성할 수 있다. 참고로, 본 발명의 다른 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치(100)는 레이저 조사 대상의 뇌를 MRI/BMR 촬영하는 MRI/BMR 이미지 촬영부(미도시)를 자체적으로 포함할 수도 있다.
- [0063] 구체적으로, 뇌 위치 매칭 모듈(141)은 제 2 대상의 뇌를 자기공명영상(MRI)(또는 BMR) 촬영한 뇌 이미지를 이용하여 3차원 위치 좌표를 생성하고, 복수의 뇌 기능 별로 기설정된 뇌 위치와 3차원 위치 좌표를 매칭하여 저장한다. 참고로, 정확한 3차원 좌표 추적 및 접근을 위해 해당 뇌(즉, 제 2 대상의 뇌)를 고정시킨 후 MRI/BMR 촬영 또는 좌표 설정을 수행할 수 있다.
- [0064] 3차원 위치 추적 모듈(142)은 적외선 마커를 사용하여 추적한 추적 위치 좌표 및 기설정된 집속 레이저의 초점 거리에 기초하여 집속 레이저의 3차원 공간 상 가상 위치 좌표를 산출한다. 이때, 3차원 위치 추적 모듈(142)은 연동된 적외선 마커/카메라 장치(240)로부터 실시간 추적 위치 좌표를 수신할 수 있다. 참고로, 본 발명의 다른 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치(100)는 적외선 마커/카메라부를 자체적으로 포함할 수도 있다.
- [0065] 구체적으로, 적외선 마커/카메라 장치(240)는 3차원 타원 반사경(151) 또는 광원(152)의 일 위치에 설치된 적외선 마커(marker)(미도시) 및 적외선 추적 카메라(미도시)를 사용하여, 레이저의 3차원 공간 상의 가상 좌표 값을 산출할 수 있다. 참고로, 적외선 추적 카메라는 적외선 마커의 3차원 공간 상의 위치 좌표를 추적하여 제공한다. 3차원 위치 추적 모듈(142)은 적외선 추적 카메라로부터 제공된 적외선 마커의 3차원 공간 상 위치 좌표를 획득하고, 적외선 마커의 위치 좌표 및 적외선 마커로부터 레이저 초점까지의 상대적 거리 정보를 이용하여 레이저 초점의 3차원 공간 상의 가상 좌표 값을 산출한다. 참고로, 레이저 발생기가 출력할 집속 레이저의 초점 거리는 사전에 설정되어 있는 상태이다.
- [0066] 위치 좌표 정합 모듈(143)은 3차원 위치 좌표와 가상 위치 좌표를 정합(align)하여 상기 집속 레이저의 출력 위치 좌표를 산출한다.
- [0067] 레이저 출력 제어 모듈(144)은 검출된 뇌 기능에 매칭된 뇌 위치에 대응된 3차원 위치 좌표와 출력 위치 좌표가 대응되면 광원(152)이 집속 레이저를 출력하도록 제어한다.
- [0068] 한편, 본 발명의 다른 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 장치(100)는, BMR 기술에 기반한 BCI 장치와, 집속 레이저 기술에 기반한 CBI 장치로 분리되어 구성될 수 있으며, 상기 두 인터페이스 장치는 각각 서로 간에 무선으로 정보를 송수신하는 무선 송/수신부(미도시)를 더 포함할 수 있다. 즉, 도 2에서 나타난 뇌-뇌 인터페이스 장치(100)에서 데이터 처리부(130)와 레이저 출력 제어부(140), 또는 레이저 출력 제어부(140)와 경두개 레이저 출력부(150) 사이에 무선 송/수신부(미도시)가 더 추가 구성될 수 있다.
- [0069] 이하, 도 6을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 방법을 상세히 설명하도록 한다.
- [0070] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0071] 먼저, 뇌파 자기 공명(BMR) 기술을 사용하여 제 1 대상의 뇌의 일 영역에서 발생된 자기 공명 신호를 측정한다(S710).
- [0072] 이때, BMR 장치(미도시)가 기설정된 제 1 대상의 의도 별 주파수로 설정된 마이크로 테슬라(μT) 단위의 측정 바이어스 자기장을 제 1 대상의 두부가 위치한 자기 차폐 수단 내로 인가하도록 제어한다. 그리고 BMR 장치(미도시)로부터 측정 바이어스 자기장의 인가 시 측정된 제 1 대상으로부터 발생된 자기 공명 신호를 수신한다. 참고로, 의도 별 주파수는 각각 제 1 대상의 의도와 연관되어 발생하는 생체 자기장의 진동 주파수와 일치하는 자기 공명 주파수이다.
- [0073] 그런 후, 자기 공명 신호가 발생된 뇌의 위치에 대응된 3차원 위치 정보, 자기 공명 신호의 주파수 정보, 및 자기 공명 신호에 연결성을 갖는 뇌 위치에 대한 링크 정보를 포함하는 원본 데이터를 생성하고, 시간의 흐름에 따른 원본 데이터의 집합인 데이터 배열을 생성한다(S720).
- [0074] 다음으로, 사전에 설정된 뇌 위치별 의도-결정 정보 및 데이터 배열에 기초하여 자기 공명 신호에 따른 의도 정보를 검출하고 의도-결정 연결성을 판단한다(S730).
- [0075] 그런 후, 자기 공명 신호가 의도-결정 연결성을 갖는 것으로 판단되면, 검출된 의도 정보에 따라 기설정된 뇌 기능을 검출한다(S740).

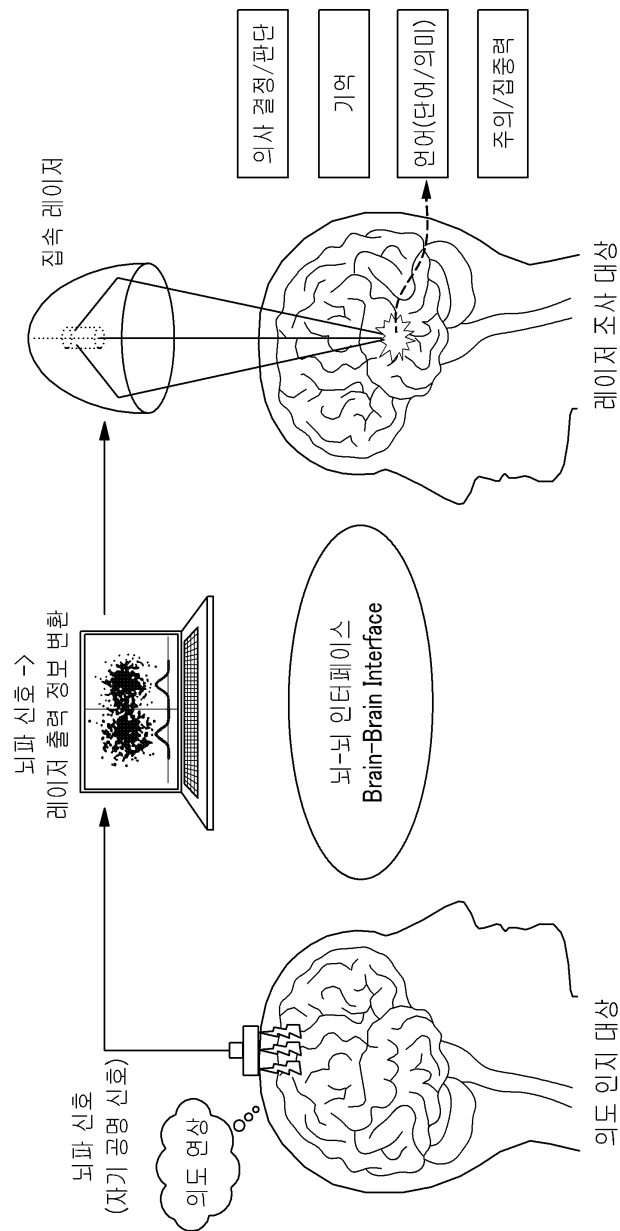
- [0076] 그런 다음, 검출된 뇌 기능에 매칭된 제 2 대상의 뇌 위치 및 레이저 조사 시간을 설정한다(S750).
- [0077] 참고로, 뇌 기능은, 언어 제어 기능, 의사 판단 기능, 기억 제어 기능 및 집중력 제어 기능 등의 모든 인지 및 신경 기능으로 설정될 수 있다. 예를 들어, 뇌 기능 별로 뇌 위치로서 브로카 영역, 베르니케 영역, 해마체 영역, 전두엽 및 편도체 중 적어도 하나가 매칭될 수 있다.
- [0078] 그런 후, 상기 설정된 레이저 조사 시간 동안 상기 설정된 제 2 대상의 뇌의 위치에 조사되도록 집속 레이저(focused Laser)를 펨토초(femto second) 이내 단위로 출력한다(S760).
- [0079] 이때, 광원을 통해 다중 레이저(예를 들어, 다중 근적외선 레이저)를 상기 설정된 제 2 대상의 뇌 위치에 매칭된 출력 각도 및 상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 레이저 자극 매개 변수의 조합에 따라 출력한다. 또한, 다중 레이저 중 적어도 하나는 제 2 대상의 두개골 주변에 설치된 3차원 타원 반사경의 내부 일 위치에 반사되도록 설정된 출력 각도로 출력되어, 다중 레이저가 제 2 대상의 두개골을 통과하여 상기 설정된 제 2 대상의 뇌 위치에 집속된다. 참고로, 레이저 자극 매개 변수는, 레이저 중심 주파수, 레이저 자극의 중단없는 최소 단위 시간, 레이저 자극 단위의 단위 시간당 반복 횟수, 단위 시간에 투여된 레이저 시간이 차지하는 백분율, 레이저 조사 단위 면적당 레이저 강도, 및 레이저 총 조사 시간 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0080] 한편, 본 발명의 다른 실시예에 따른 뇌-뇌 인터페이스 방법에서는, 상기 단계(S760) 이전에, 제 2 대상의 뇌 전체의 3차원 위치 좌표를 생성하는 단계, 기설정된 뇌 기능별 뇌 위치와 상기 3차원 위치 좌표를 매칭하는 단계, 적외선 마커를 사용하여 추적한 추적 위치 좌표 및 기설정된 집속 레이저의 초점 거리에 기초하여 집속 레이저의 3차원 공간상 가상 위치 좌표를 산출하는 단계, 3차원 위치 좌표와 가상 위치 좌표를 정합하여 집속 레이저의 출력 위치 좌표를 산출하는 단계, 및 상기 검출된 뇌 기능에 매칭된 뇌 위치에 대응된 3차원 위치 좌표와 출력 위치 좌표가 대응되면 광원이 집속 레이저를 출력하도록 제어하는 단계를 더 수행할 수 있다.
- [0081] 본 발명의 일 실시예는 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행 가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체 및 통신 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 통신 매체는 전형적으로 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈, 또는 반송파와 같은 변조된 데이터 신호의 기타 데이터, 또는 기타 전송 메커니즘을 포함하며, 임의의 정보 전달 매체를 포함한다.
- [0082] 전술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 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.
- [0083] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

- [0084] 100: 뇌-뇌 인터페이스 장치
151: 3차원 타원 반사경
152: 광원

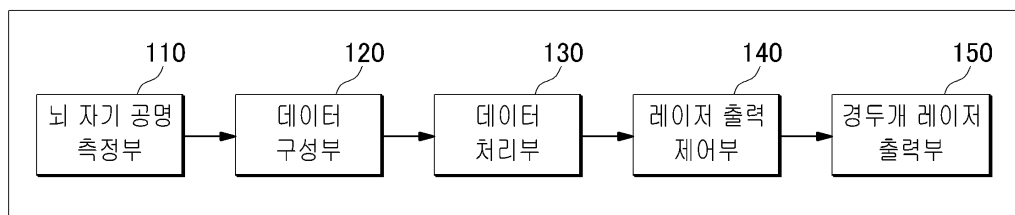
도면

도면1

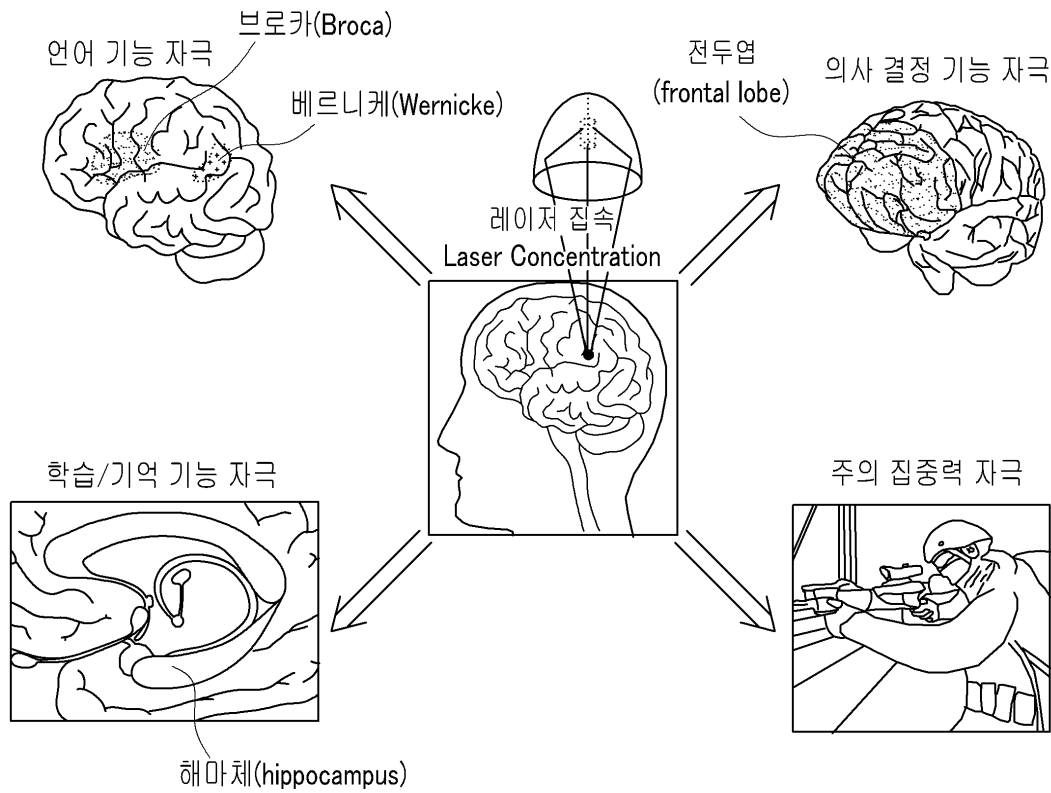


도면2

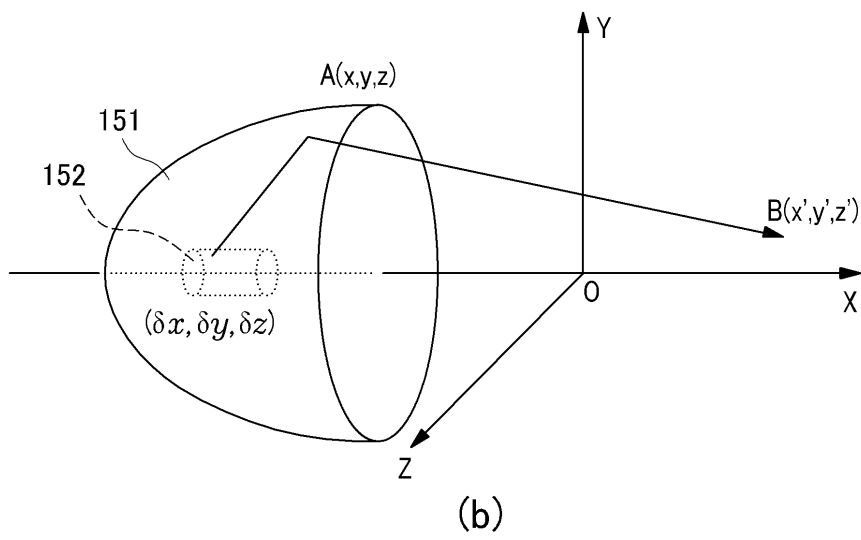
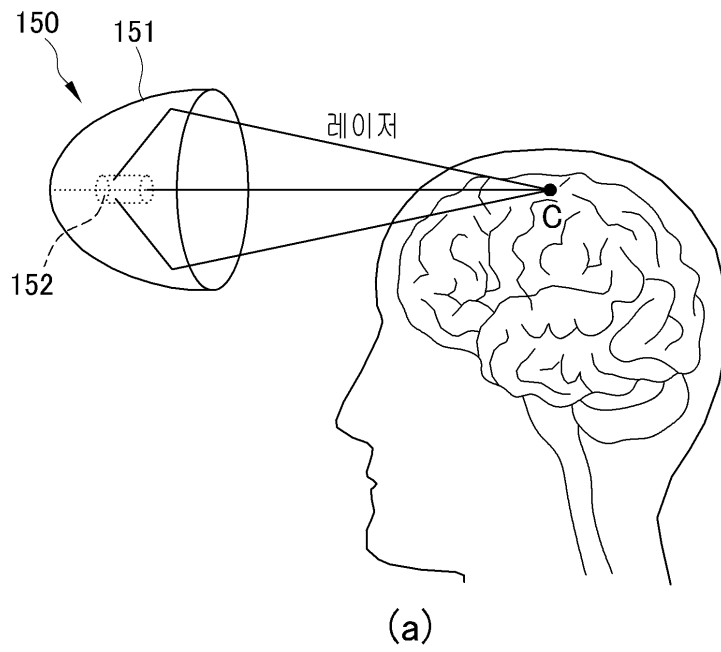
100



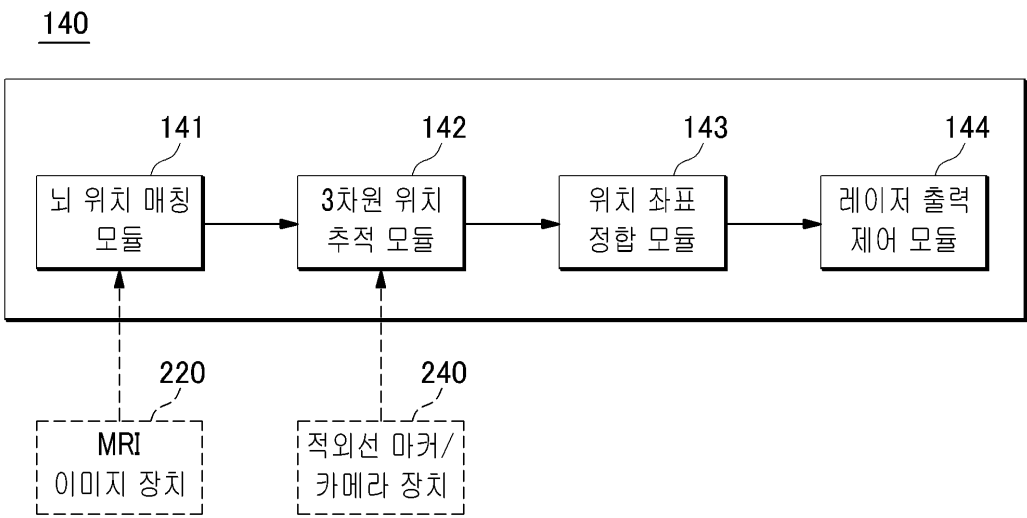
도면3



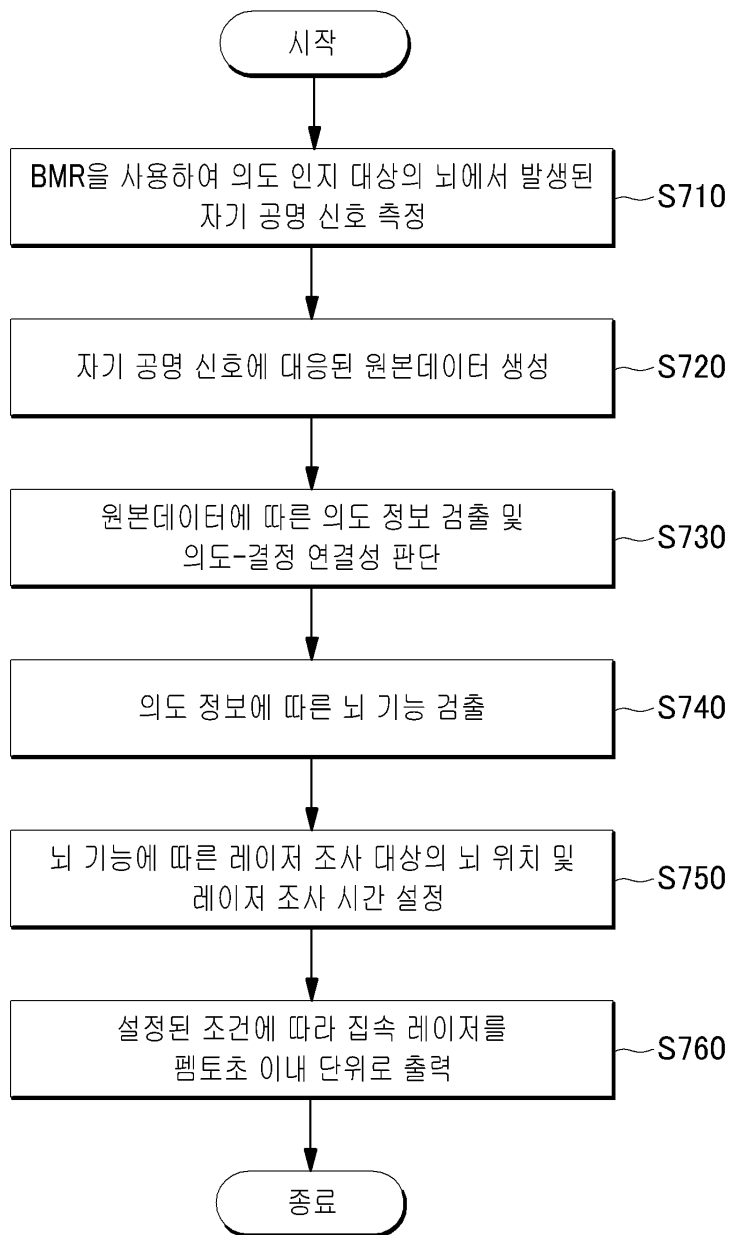
도면4



도면5



도면6



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 제1항

【변경전】

자기 공명 신호를 측정하도록 제어하는 하는 뇌 자기 공명 측정부;

【변경후】

자기 공명 신호를 측정하도록 제어하는 뇌 자기 공명 측정부;