



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0146772
(43) 공개일자 2022년11월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/36 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/055 (2006.01) A61N 1/04 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61N 1/36025 (2013.01)
A61B 5/0036 (2021.08)
(21) 출원번호 10-2021-0053454
(22) 출원일자 2021년04월26일
심사청구일자 2021년04월26일

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
민병경
서울특별시 강동구 상암로 325, 1동 301호 (상일동, 삼성빌라)
박제춘
경기도 성남시 분당구 정자로 115, 501동 606호(정자동, 한솔마을주공아파트)
(74) 대리인
윤귀상

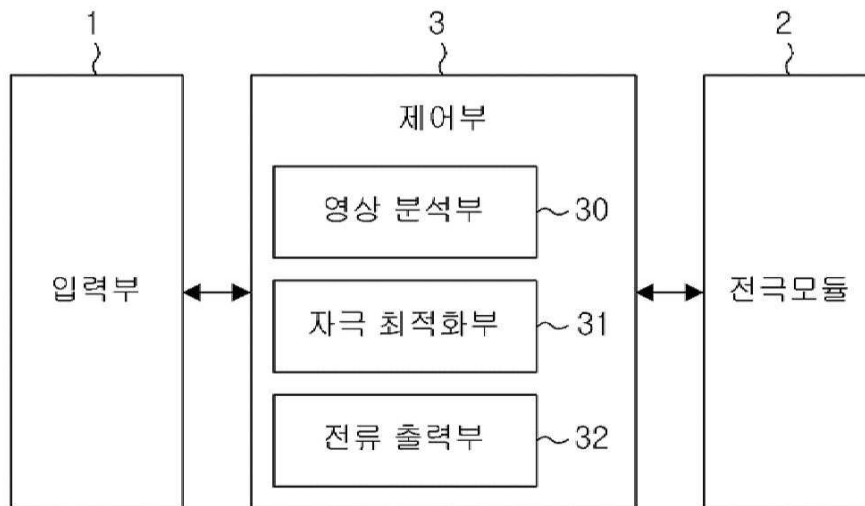
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 방법, 이를 제공하기 위한 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터-판독가능매체

(57) 요약

본 발명은 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 방법, 컴퓨터-판독가능매체에 관한 것으로, 본 발명에 따르면, 대상자의 뇌 영상을 입력 받는 입력부; 대상자의 두피에 전류 자극을 가할 수 있는 다수의 전극모듈 및 입력된 뇌 영상을 기반으로 타겟 지점을 파악하고, 파악된 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈을 하나 이상 선정하며, 상기 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 기반으로 상기 전극모듈에 자극 전류 신호를 출력하는 제어부를 포함하는 고정밀 전류 뇌자극 장치를 제공할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/0042 (2013.01)

A61B 5/055 (2022.01)

A61B 5/4064 (2021.01)

A61N 1/0456 (2013.01)

A61N 1/36031 (2017.08)

A61N 1/36034 (2017.08)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711129979
과제번호	2020M3C1B8081319
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	휴먼플러스융합연구개발챌린지사업(R&D)
연구과제명	비침습적 뇌자극-뇌파 동조 기반 뇌기능 증강연구
기 여 율	1/1
과제수행기관명	고려대학교
연구기간	2021.01.01 ~ 2021.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

대상자의 뇌 영상을 입력 받는 입력부;

대상자의 두피에 전류 자극을 가할 수 있는 다수의 전극모듈 및

입력된 뇌 영상을 기반으로 타겟 지점을 파악하고, 파악된 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈을 하나 이상 선정하며, 상기 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 기반으로 상기 전극모듈에 자극 전류 신호를 출력하는 제어부를 포함하는 고정밀 전류 뇌자극 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 전극모듈은,

상기 제어부로부터 자극 전류 신호가 출력되어 두피에 전류 자극을 가하는 자극 전극 및

상기 전류 자극에 따라 뇌파 신호를 측정하는 탐지 전극을 포함하는 고정밀 전류 뇌자극 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제어부는,

개인별 뇌 영상을 기반으로 타겟 지점을 파악하고, 파악된 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈을 도출하여 선정하는 영상 분석부;

상기 전극모듈에 상기 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 이용하여 자극 전류 파형을 도출하는 자극 최적화부 및

상기 전극모듈에 상기 자극 전류 파형에 따라 상기 자극 전류 신호를 출력하는 전류 출력부를 포함하는 고정밀 전류 뇌자극 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 자극 최적화부는,

상기 전류 출력부를 통해 상기 전극모듈에서 전류 자극이 가해지도록 제어하고, 상기 탐지 전극으로부터 상기 뇌파 신호를 수신 받아 고유 주파수를 검출하며, 검출된 고유 주파수를 자극 파라미터에 적용하는 것으로 하는 고정밀 전류 뇌자극 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 자극 최적화부는,

상기 전극모듈에 상기 자극 전류 신호의 출력으로 이루어지는 3차원 공간의 전자기장 생성 시뮬레이션에 의해서, 상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단하는 것을 특징으로 하는 고정밀 전류 뇌자극 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 자극 최적화부는,

상기 전극모듈에 의해 생성되는 전자기장을 통해 소정 위치(r)에 가해지는 전계값 $E(r)$ 을 구하고, 구해진 전계값 $E(r)$ 을 기초로 상기 전극모듈의 전자기장 분포를 파악하여 상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단하는 것을 특징으로 하는 고정밀 전류 뇌자극 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 자극 최적화부는,

상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되도록 상기 자극 파라미터를 조정하여 상기 전극모듈로 출력되는 상기 자극 전류 신호를 변화시키는 것을 특징으로 하는 고정밀 전류 뇌자극 장치.

청구항 8

고정밀 전류 뇌 자극 장치를 이용한 뇌자극 방법에 있어서,

입력부가 대상자의 뇌 영상을 입력 받는 뇌영상 입력단계;

제어부가 입력된 뇌 영상을 기반으로 타겟 지점을 파악하는 타겟지점 분석단계;

상기 제어부가 상기 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈을 하나 이상 선정하는 전극 선정단계 및

상기 제어부가 상기 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 기반으로 상기 전극 모듈에 자극 전류 신호를 출력하는 자극 제어단계를 포함하는 고정밀 전류 뇌자극 방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 자극 전류 신호가 출력된 전극모듈로부터 이루어지는 3차원 공간의 전자기장 생성 시뮬레이션에 의해서, 상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단하는 자극 조정단계를 더 포함하고,

상기 자극 조정단계는,

상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되도록 자극 파라미터를 조정하여 상기 전극모듈로 출력되는 자극 전류 신호를 변화시키는 것을 특징으로 하는 고정밀 전류 뇌자극 방법.

청구항 10

제8항 또는 제9항에 따라 고정밀 전류 뇌자극 방법을 제공하는 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 방법, 컴퓨터-판독가능매체에 관한 것으로, 더욱 자세하게는 개인별 MR 뇌영상을 기반으로 최적화한 위치에 전류 자극을 가할 수 있어, 다른 부위에 대한 자극을 최소화하고 해당하는 3차원 뇌 공간 상의 타겟 지점에 최적의 자극을 줄 수 있는 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 방법, 컴퓨터-판독가능매체에 관한 것이다.

배경 기술

- [0003] 전기를 다루는 의학 기술은 과학 기술의 진보와 함께 많은 발전이 있었으며, 현재 "뇌 심부 자극술(deep brain stimulation)"은 수전증이나 파킨슨병의 치료에 사용되고 있다.
- [0004] 하지만 침습 과정에서 필연적으로 발생하는 미세 두뇌 손상, 뇌수술 요구 등의 이유로 저비용, 저위험성을 가진 비침습 두뇌 자극술이 각광받고 있다.
- [0005] 경두개 전류 자극(transcranial Current Stimulation, tCS)술에는 경두개 직류 자극(transcranial Direct Current Stimulation, tDCS), 경두개 교류 자극(transcranial Alternating Current Stimulation, tACS), 경두개 랜덤 전류 자극(transcranial Random Current Stimulation, tRCS) 등이 있다.
- [0006] 경두개 전류 자극(tCS)은 약물과 병행이 가능하며, 약물 치료와는 독립적인 기전의 치료법을 가지고 있어 뇌 부위를 조절하여 증상을 호전시키는 것에 기대를 주고 있다. 미국 등의 해외와 국내에서는 급속한 임상연구 사례가 늘고 있으며 관련 연구 결과들이 활발하게 보고되고 있다.
- [0007] tDCS는 일정한 세기의 직류 전류를 사용하여 뇌를 자극하는 기술로서, 자극하려는 목표에 양극 전극(anode)을 위치하고 음극 전극(cathode)이 기준 전극이 되어 전류 회로를 생성함으로써, 일반적으로 양극에서 신경 활성화, 음극에서 신경 억제가 일어난다.
- [0008] tACS는 뇌파 모양의 교류 전류를 사용하여 뇌 진동 변화를 유도하는 기술로서, 뇌 진동 활동의 동조, 비동조가 일어나 뇌를 변화시킬 수 있다. 자극 주파수 특성에 따라 인지, 정서, 행동 등에 영향을 미친다.
- [0009] 종래 대부분의 tCS 기술은 대표적인 두피 전극 위치 시스템인 10-20 혹은 10-10 국제 규격 시스템 기반의 두피 상의 고정된 위치에서 전기 자극을 주는 것으로 이루어져 있어, 개인마다 해부학적으로 모양이 다른 뇌의 형태에 따라 전기 자극의 위치를 변화시킬 수 없고 동일한 위치에만 전기 자극을 줄 수 있어 뇌자극 효용성이 크지 않은 한계가 있다.
- [0010] 종래의 기술로 한국공개특허 제10-2020-0023798호(두뇌 자극 장치)가 공개되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0012] 상기와 같은 문제를 해결하고자, 본 발명의 목적은 개인별 뇌 구조를 3차원적으로 얻을 수 있는 MR 뇌영상을 기반으로 최적화한 위치에 전류 자극을 가할 수 있어서 개인 맞춤형 뇌자극 패러다임이며, 기존의 전극 조합이 효율적으로 영향을 끼치지 못하는 영역까지 목표 전자기장이 형성될 수 있도록 전류 자극을 가할 수 있어서, 다른 부위에 대한 자극을 최소화하고 해당하는 타겟 지점에 최적의 자극을 줄 수 있는 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 방법, 컴퓨터-판독가능매체를 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

- [0014] 상기와 같은 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치는 대상자의 뇌 영상을 입력 받는 입력부; 대상자의 두피에 전류 자극을 가할 수 있는 다수의 전극모듈 및 입력된 뇌 영상을 기반으로 타겟 지점을 파악하고, 파악된 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈을 하나 이상 선정하며, 상기 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 기반으로 상기 전극모듈에 자극 전류 신호를 출력하는 제어부를 포함하는 고정밀 전류 뇌자극 장치를 제공할 수 있다.
- [0015] 여기서, 상기 전극모듈은 상기 제어부로부터 자극 전류 신호가 출력되어 두피에 전류 자극을 가하는 자극 전극 및 상기 전류 자극에 따라 뇌파 신호를 측정하는 탐지 전극을 포함할 수 있다.
- [0016] 또한 상기 제어부는, 개인별 뇌 영상을 기반으로 타겟 지점을 파악하고, 파악된 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈을 도출하여 선정하는 영상 분석부; 상기 전극모듈에 상기 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 이용하여 자극 전류 파형을 도출하는 자극 최적화부 및 상기 전극모듈에 상기 자극 전류 파형에 따라 상기 자극 전류 신호를 출력하는 전류 출력부를 포함할 수 있다.
- [0017] 또한 상기 자극 최적화부는, 상기 전류 출력부를 통해 상기 전극모듈에서 전류 자극이 가해지도록 제어하고, 상기 탐지 전극으로부터 상기 뇌파 신호를 수신 받아 고유 주파수를 검출하며, 검출된 고유 주파수를 자극 파라미터에 적용하는 것을 특징으로 한다.
- [0018] 또한 상기 자극 최적화부는, 상기 전극모듈에 상기 자극 전류 신호의 출력으로 이루어지는 3차원 공간의 전자기장 생성 시뮬레이션에 의해서, 상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단하는 것을 특징으로 한다.
- [0019] 또한 상기 자극 최적화부는, 상기 전극모듈에 의해 생성되는 전자기장을 통해 소정 위치(r)에 가해지는 전계값 $E(r)$ 을 구하고, 구해진 전계값 $E(r)$ 을 기초로 상기 전극모듈의 전자기장 분포를 파악하여 상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단하는 것을 특징으로 한다.
- [0020] 또한 상기 자극 최적화부는, 상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되도록 상기 자극 파라미터를 조정하여 상기 전극모듈로 출력되는 상기 자극 전류 신호를 변화시키는 것을 특징으로 한다.
- [0022] 또한 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 방법은 고정밀 전류 뇌 자극 장치를 이용한 뇌자극 방법에 있어서, 입력부가 대상자의 뇌 영상을 입력 받는 뇌영상 입력단계; 제어부가 입력된 뇌 영상을 기반으로 타겟 지점을 파악하는 타겟지점 분석단계; 상기 제어부가 상기 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈을 하나 이상 선정하는 전극 선정단계 및 상기 제어부가 상기 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 기반으로 상기 전극모듈에 자극 전류 신호를 출력하는 자극 제어단계를 포함하는 고정밀 전류 뇌자극 방법을 제공할 수 있다.
- [0023] 또한 상기 자극 전류 신호가 출력된 전극모듈로부터 이루어지는 3차원 공간의 전자기장 생성 시뮬레이션에 의해서, 상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단하는 자극 조정단계를 더 포함하고, 상기 자극 조정단계는 상기 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되도록 자극 파라미터를 조정하여 상기 전극모듈로 출력되는 자극 전류 신호를 변화시키는 것을 특징으로 한다.
- [0025] 또한 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 방법을 제공하는 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체를 제공할 수 있다.

발명의 효과

- [0027] 상기와 같은 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 방법, 컴퓨터-판독가능매체는 사람마다 뇌의 형태가 다르기 때문에 개인별 MR 뇌영상을 기반으로 최적의 타겟 지점을 도출하여 전류 자극을 가함으로써, 개인 맞춤형으로 높은 공간 해상도를 확보할 수 있다.
- [0028] 이에 다른 부위에 대한 자극을 최소화하고 해당하는 타겟 영역에 최적의 자극을 줄 수 있다.

[0029] 이에 따라, 최적의 치료 효과를 확보하고 진료 비용을 최소화할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0031] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치를 도시한 블록도.

도 2의 (a) 및 (b)는 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 전극모듈의 배치를 도시한 예시도.

도 3의 (a) 및 (b)는 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치의 전극모듈의 저면과 평면을 도시한 예시도.

도 4의 (a) 내지 (c)는 도 1의 자극 최적화부를 통해 전극모듈들의 전자기장이 변화되어 전자기장 중심점의 위치가 조정되는 모습을 나타낸 예시도.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 방법을 나타낸 흐름도.

도 6은 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 방법이 자극 조정단계를 더 포함하는 모습을 나타낸 흐름도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0032] 이하, 도면을 참조한 본 발명의 설명은 특정한 실시 형태에 대해 한정되지 않으며, 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있다. 또한, 이하에서 설명하는 내용은 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변환, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0033] 이하의 설명에서 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용되는 용어로서, 그 자체에 의미가 한정되지 아니하며, 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.

[0034] 본 명세서 전체에 걸쳐 사용되는 동일한 참조번호는 동일한 구성요소를 나타낸다.

[0035] 본 발명에서 사용되는 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 또한, 이하에서 기재되는 "포함하다", "구비하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것으로 해석되어야 하며, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0036] 또한, 명세서에 기재된 "...부", "...기", "모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어나 소프트웨어 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0037] 본 발명에서 장치 및 방법은 무선통신망을 통해 통신하는 스마트폰, 태블릿 등을 포함하는 이동통신 단말기에서 제공됨이 바람직하나, 유선통신망을 통해 통신하는 컴퓨터 등의 단말기에서도 제공될 수 있다. 하기 설명에서 이동통신 단말기를 기준으로 설명하나, 이에 한정되지는 않는다.

[0039] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 방법, 컴퓨터-판독가능매체를 상세히 살펴보기로 한다.

[0041] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치를 도시한 블록도이고, 도 2의 (a) 및 (b)는 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 전극모듈의 배치를 도시한 예시도이고, 도 3의 (a) 및 (b)는 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치의 전극모듈의 저면과 평면을 도시한 예시도이며, 도 4의 (a) 내지 (c)는 도 1의 자극 최적화부를 통해 전극모듈들의 전자기장이 변화되어 전자기장 중심점의 위치가 조정되는 모습을 나타낸 예시도이

다.

- [0043] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치는 사람마다 뇌의 형태가 다르기 때문에 개인별 뇌 영상(MR 영상)을 기반으로 최적의 타겟 지점을 도출하여 전류 자극을 가할 수 있는 것으로, 저장부(미도시), 입력부(1), 전극모듈(2) 및 제어부(3)를 포함할 수 있다.
- [0044] 한편, 본 발명의 실시예에 따른 고정밀 전류 뇌자극 장치는, 도 2와 같이, 캡(CAP) 형상으로 머리에 착용이 가능하도록 형성되어 전극모듈(2)을 통해 대상자의 두피에 전류 자극을 가할 수 있다.
- [0045] 이러한 고정밀 전류 뇌자극 장치는 경두개 전류 자극(transcranial Current Stimulation, tCS) 기술이 적용될 수 있고, 보다 바람직하게는 경두개 교류 자극(transcranial Alternating Current Stimulation, tACS) 기술이 적용될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0046] 이때 고정밀 전류 뇌자극 장치는 전극모듈(2)의 배치가 10-20 혹은 10-10시스템 기반으로 이루어질 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0047] 구체적으로, 저장부(미도시)는 입력 받은 뇌 영상, 자극 파라미터, 타겟 지점, 자극 전류 파형 등 고정밀 전류 뇌자극 장치에서 다루지는 모든 정보들을 저장할 수 있다.
- [0048] 입력부(1)는 대상자의 뇌 영상을 입력 받아 저장부에 저장하고 제어부(3)로 전달할 수 있다. 여기서 뇌 영상은 MRI(magnetic resonance image)로, MRI 장치로부터 바로 수신 받거나, MRI 장치와 연결되어 있는 또는 뇌 영상이 저장되어 있는 단말기로부터 수신 받을 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0049] 또한 입력부(1)는 연동되어 있는 단말기를 통해 대상자 또는 사용자로부터 각 전극모듈(2)의 최적화된 자극 파라미터를 입력 받아 제어부(3)로 전달하여 설정되도록 할 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0050] 전극모듈(2)은 다수 개가 구비되어 대상자의 두피에 전류 자극을 가할 수 있는 것으로, 제어부(3)로부터 자극 전류 신호를 출력 받아 전류 자극을 가할 수 있다.
- [0051] 도 3의 (a)를 참조하면, 전극모듈(2)의 저면은 자극 전극(20), 탐지 전극(21) 및 절연체(22)를 포함할 수 있다.
- [0052] 자극 전극(20)은 제어부(3)로부터 자극 전류 신호가 출력되어 두피에 전류 자극을 가할 수 있다.
- [0053] 탐지 전극(21)은 자극 전극(20)에 의한 전류 자극에 따라 뇌파 신호를 측정하여 제어부(3)로 전달할 수 있다.
- [0054] 절연체(22)는 자극 전극(20)과 탐지 전극(21) 사이에 형성되어, 전극끼리 전기적으로 영향을 받지 않도록 분리시켜 줄 수 있다.
- [0055] 또한 전극모듈(2)의 평면은 도 3의 (b)와 같이, LED(23)를 더 포함할 수 있다.
- [0056] LED(23)는 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성될 경우, 제어부(3)에 의해 점등되는 것으로, 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성된 것을 나타낼 수 있다.
- [0057] 즉, 점등에 의해 타겟 지점에 전류 자극을 위한 최적의 전자기장이 형성되었음을 대상자 또는 사용자에게 알릴 수 있다.
- [0058] 제어부(3)는 입력된 뇌 영상을 기반으로 타겟 지점을 파악하고, 파악된 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈(2)을 하나 이상 선정할 수 있다. 또한 제어부(3)는 선정된 전극모듈(2)에 자극 전류 신호를 출력할 수 있는데, 자극 파라미터를 기반으로 자극 전류 신호가 생성되도록 하여 최적의 전류 자극이 가해지도록 할 수 있다.
- [0059] 이를 위해, 제어부(3)는 영상 분석부(30), 자극 최적화부(31) 및 전류 출력부(32)를 포함할 수 있다.
- [0060] 영상 분석부(30)는 입력된 대상자의 뇌 영상을 기반으로 해부학적 타겟 지점을 파악하고, 파악된 타겟 지점을 기초로 최적의 전극모듈(2)을 하나 이상 도출하여 선정할 수 있다. 이때, 복수의 전극모듈(2)을 선정하는 것이 보다 바람직하나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0061] 또한 최적의 전극모듈(2)은 타겟 지점과 인접하게 위치하고 있는 전극모듈(2)일 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.
- [0062] 이는 사람마다 뇌의 형태(두개골의 물성, 피질의 물성, 피질의 구조 등)가 모두 다르기 때문에 뇌 영상을 기반

으로 최적의 타겟 지점을 도출함으로써, 최적의 전류 자극을 가할 수 있도록 하기 위한 것이다.

[0063] 자극 최적화부(31)는 전극모듈(2)에 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화되어 있는 자극 파라미터를 이용하여 타겟 지점에 효과적으로 전류 자극이 가해질 수 있는 최적의 자극 전류 파형을 도출할 수 있다.

[0064] 여기서 자극 파라미터는 주파수(Freq, Frequency), 위상(Phs, Phase) 및 진폭(Amp, Amplitude) 중 하나 이상을 포함할 수 있으며, 모두 포함하는 것이 바람직하나, 이에 한정되지는 않는다.

[0065] 이때, 자극 최적화부(31)는 전극모듈(2)에 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 기반으로 하기 수학식 1을 통해 전극모듈(2)의 자극 전류 파형(x_{raw})을 도출할 수 있다.

[0067] [수학식 1]

$$x_{raw}(t) = A_{f_A}(t) \sin(2\pi f_A t) + \overline{A_{f_P}} \sin(2\pi f_P t) + W(t)$$

[0069] 여기서, $x_{raw}(t)$ 는 자극 전류 파형, t 는 시간, f_A 는 진폭을 담당하는 주파수, A_{f_A} 는 f_A 의 진폭을 결정하는 상수, f_P 는 위상을 담당하는 주파수, $\overline{A_{f_P}}$ 는 f_P 의 최대 진폭을 결정짓는 상수, $W(t)$ 는 가우시안 노이즈이다.

[0070] 한편, 자극 최적화부(31)는 전극모듈(2)에 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화되어 있는 자극 파라미터의 주파수를 사용하는 대신 대상자의 개인별 고유 주파수를 검출하여, 자극 파라미터로 고유 주파수를 적용할 수도 있다.

[0071] 보다 구체적으로, 자극 최적화부(31)는 전극모듈(2)에서 전류 자극이 가해지도록 전류 출력부(32)에 신호를 전달할 수 있다. 이에 전류 출력부(32)가 전극모듈(2)에 자극 전류 신호를 출력할 수 있다.

[0072] 이에 따라 전극모듈(2)의 탐지 전극(21)이 뇌파 신호를 감지하여 자극 최적화부(31)로 전달할 수 있다.

[0073] 이와 같이 자극 최적화부(31)는 전극모듈(2)의 탐지 전극(21)으로부터 뇌파 신호를 수신 받아 고유 주파수를 검출할 수 있다.

[0074] 이때, 자극 최적화부(31)는 고속 푸리에 변환(FFT) 또는 웨이블릿 변환을 통해 수신 받은 뇌파 신호로부터 가장 효과적으로 나타나는 개인별 고유 주파수를 검출할 수 있다.

[0075] 일반적으로 고속 푸리에 변환은 신호 해석에서 이용되고 있는데, 고속 푸리에 변환의 수식은 하기 수학식 2와 같이 이루어질 수 있다.

[0077] [수학식 2]

$$x(e^{j\omega}) = Fx[n] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j\omega n}$$

[0079] 자극 최적화부(31)는 상기와 같은 고속 푸리에 변환을 이용할 경우, 이산시간 푸리에 변환을 통해 고유 주파수를 검출할 수 있는데, 이산추출시간이 n 일 경우 하기와 같은 수학식 3을 이용하여 고유 주파수를 검출할 수 있다.

[0081] [수학식 3]

$$DTFTx(n) = X(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) \exp(-j\omega n)$$

[0083] 이 경우 고유 주파수가 분석 시간 전체에서 어느 특정 시점에서 발생했는지 알 수 없기 때문에, 단시간 푸리에 변환(Short Time Fourier Transform, STFT)을 적용하여 최대한 가까운 시점에서의 뇌파의 주파수 성분에 의미를 두어 고유 주파수를 검출할 수 있다.

[0084] 또한 이산시간 푸리에 변환 시 변환 속도를 높이기 위하여 고속 푸리에 변환의 쿨리-튜키 알고리즘(Cooley-

Tukey algorithm) 등을 적용할 수 있다.

[0085] 또한 자극 최적화부(31)는 웨이블릿 변환을 통해 고유 주파수를 검출할 수 있는데, 뇌파 신호의 파형과 유사한 Morlet 웨이블릿 함수를 이용할 수 있다.

[0086] 이에 자극 최적화부(31)는 웨이블릿 변환을 통해 고유 주파수를 검출할 시, 하기 수학식 4를 이용하여 뇌파 신호(x(t))의 시간과 주파수 상관관계를 확인하고, 고유 주파수를 검출할 수 있다.

[0088] [수학식 4]

$$Wx[t]; \alpha, \beta = \frac{1}{\sqrt{|\alpha|}} \int_{-\infty}^{\infty} x[t] \Psi_{\alpha, \beta}^* \left(\frac{t-\beta}{\alpha} \right) dt$$

[0090] 자극 최적화부(31)는 상기와 같은 과정으로 검출된 고유 주파수를 자극 파라미터의 주파수에 적용하여, 고유 주파수에 따른 자극 전류 파형이 도출되도록 할 수 있다. 개인별 고유 주파수를 적용함으로써 대상자에게 보다 적합한 전류 자극이 가해지도록 할 수 있다.

[0091] 한편, 자극 최적화부(31)는 타겟 지점에 보다 최적화된 전류 자극이 이루어질 수 있도록, 뇌 물성값들이 반영된 3차원 공간의 전자기장 생성 시뮬레이션을 통해서 자극 전류 신호를 미세 조정하는 것으로 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되도록 할 수도 있다.

[0092] 구체적으로, 자극 최적화부(31)는 전극모듈(2)에 자극 전류 파형에 따라 자극 전류 신호가 출력되면, 전극모듈(2)이 생성하는 3차원 공간 상의 뇌의 목표 자극 위치의 전자기장이 전자기장 생성 시뮬레이션에 의해서 구해지고, 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단할 수 있다.

[0093] 보다 구체적으로, 자극 최적화부(31)는 뇌의 소정 위치(r)에 가해지는 전계값 E(r)을 구할 수 있다. 이에 구해진 전계값 E(r)을 기초로 전극모듈(2)의 전자기장 분포를 파악하여 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단할 수 있다.

[0094] 자극 최적화부(31)에서 목표 전자기장이 형성 여부에 대한 판단은 전자기장 분포에서 전자기장 중심점이 타겟 지점에 위치될 경우 목표 전자기장이 형성되었다고 판단할 수 있다.

[0095] 이때, 전계값 E(r)은 하기 수학식 5를 통해 구해질 수 있다.

[0097] [수학식 5]

$$E(r) = \frac{1}{4\pi\epsilon} \sum_{n=1}^N Q_n \frac{r-r_n}{|r-r_n|^3}$$

[0099] 여기서, E(r)은 다수의 전극모듈에 의한 전계값, ϵ 는 유전률, N은 전극모듈의 개수, Q_n 은 각 전극모듈의 전계값, $r-r_n$ 은 전계측정점 위치 r과 n번째 전극모듈 위치 r_n 사이의 거리이다.

[0100] 자극 최적화부(31)는 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되도록 전극모듈(2)로부터 출력되는 자극 전류 신호를 변화시킬 수 있다. 이를 통해 전자기장 중심점의 위치를 조정하는 것이다.

[0101] 여기서 자극 최적화부(31)는 자극 전류 신호를 변화시키기 위해, 전극모듈(2)의 자극 파라미터를 조정하고 자극 전류 파형을 다시 도출하고, 전류 출력부(32)가 다시 도출된 자극 전류 파형에 따라 자극 전류 신호를 생성하여 전극모듈(2)에 출력하도록 할 수 있다.

[0102] 도 4에 나타난 바와 같이, E1, E2, E3, E4의 전극모듈에 동일한 전류 세기를 가지는 자극 전류 신호가 출력될 경우, E1, E2, E3, E4의 전극모듈 중심에 전자기장 중심점(T)이 위치될 수 있으며, E3의 전극모듈에 출력되는 자극 전류 신호의 전류 세기가 변화됨에 따라 전자기장 분포가 변화하여 전자기장 중심점(T)의 위치가 조정될 수 있다.

[0103] 즉, 전극모듈(2)들에서 출력되는 자극 전류 신호의 전류 세기나 상호 위상 조합 등이 변화됨에 따라 전자기장의 세기가 변화되어 전자기장의 분포가 달라질 수 있고, 전자기장의 분포가 바뀌면서 전자기장 중심점(T)의 위치가 조정될 수 있는 것이다.

- [0104] 자극 최적화부(31)는 상기와 같은 과정을 통해 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었다고 판단될 경우, 현재 전극모듈(2)들로 출력되고 있는 자극 전류 신호의 자극 전류 파형을 전극모듈(2)의 최적의 자극 전류 파형으로 결정할 수 있다.
- [0105] 또한 자극 최적화부(31)는 최적의 자극 전류 파형이 결정되면, 전극모듈(2)에 신호를 전송하여 LED(23)를 점등시킬 수 있다.
- [0106] 전류 출력부(32)는 자극 최적화부(31)로부터 신호가 수신되면, 다수의 전극모듈(2) 중 선정된 전극모듈(2)에 자극 전류 신호를 출력할 수 있다.
- [0108] 이러한 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치를 이용한 고정밀 전류 뇌자극 방법에 대하여 하기에서 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0110] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 방법을 나타낸 흐름도이고, 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 방법이 자극 조정단계를 더 포함하는 모습을 나타낸 흐름도이다.
- [0112] 도 5를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 방법은 뇌 영상 입력단계(S1), 타겟지점 분석단계(S2), 전극 선정단계(S3) 및 자극 제어단계(S4)를 포함할 수 있다.
- [0113] 뇌 영상 입력단계(S1)는 고정밀 전류 뇌자극 장치의 입력부(1)가 대상자의 개인별 뇌 영상을 입력 받을 수 있다.
- [0114] 타겟지점 분석단계(S2)는 고정밀 전류 뇌자극 장치의 제어부(3)가 입력된 뇌 영상을 기반으로 개인별 해부학적 타겟 지점을 파악할 수 있다.
- [0115] 전극 선정단계(S3)는 제어부(3)가 S2 단계에서 파악된 타겟 지점에 따라 최적의 전극모듈(2)을 하나 이상 선정할 수 있다.
- [0116] 자극 제어단계(S4)는 제어부(3)가 타겟 지점에서 목표 전자기장이 형성되도록 최적화된 자극 파라미터를 기반으로 자극 전류 파형을 도출하고, 도출된 자극 전류 파형에 따라 전극모듈(2)에 자극 전류 신호를 출력할 수 있다. 이에 전류 자극이 대상자에게 가해질 수 있다.
- [0117] 도 6을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 방법은 자극 조정단계(S5)를 더 포함할 수 있다.
- [0118] 자극 조정단계(S5)는 제어부(3)가 자극 전류 신호가 출력된 전극모듈(2)로부터 이루어지는 3차원 공간의 전자기장 생성 시뮬레이션에 의해서, 뇌자극의 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었는지 판단할 수 있다.
- [0119] S5 단계는 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되도록 전극모듈(2)로 출력되는 자극 전류 신호를 변화시킬 수 있다. 이에 전극모듈(2) 주변에 형성된 전자기장이 변화되어 뇌 속의 3차원 공간 상의 전자기장 중심점의 위치가 조정될 수 있다.
- [0120] 또한 S5 단계는 제어부(3)가 상기 과정을 통해 전자기장 중심점이 타겟 지점에 위치되어, 타겟 지점에 목표 전자기장이 형성되었다고 판단되면, 현재 전극모듈(2)로 출력되고 있는 자극 전류 신호의 자극 전류 파형을 전극모듈(2)의 최적의 자극 전류 파형으로 결정할 수 있다.
- [0121] 이에 S5 단계에서 제어부(3)가 최적의 자극 전류 파형에 따라 자극 전류 신호를 생성하여 전극모듈(2)로 출력하는 것으로, 대상자에게 자극이 가해지도록 할 수 있다. 또한 S5 단계에서 제어부(3)는 최적의 자극 전류 파형이 결정되면, 전극모듈(2)에 신호를 전송하여 LED(23)를 점등시킬 수도 있다.
- [0123] 아울러, 본 발명은 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 컴퓨터가 판독 가능한 코드를 저장하여 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 판독될 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 저

장 장치를 포함한다.

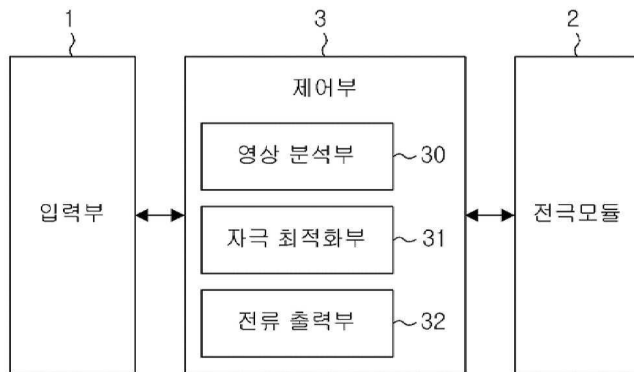
- [0124] 컴퓨터가 판독 가능한 코드는, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에서 대상자의 뇌 영상이 입력될 시 고정밀 전류 뇌 자극 장치에 의하여 전류 자극이 이루어질 때, 본 발명에 따른 뇌자극 방법을 구현하는 단계들을 수행하도록 구성된다. 상기 컴퓨터가 판독 가능한 코드는 다양한 프로그래밍 언어들로 구현될 수 있다. 그리고 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 기술자들에 의하여 용이하게 프로그래밍될 수 있다.
- [0125] 컴퓨터 판독 가능 저장 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 방송파(예를 들어 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현하는 것을 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 판독 가능한 코드가 저장되고 실행될 수 있다.
- [0127] 상기에서 설명한 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 비침습적 두피 전극 조합 기반의 전류 뇌자극 공간 해상도 증강형 고정밀 전류 뇌자극 장치 및 방법, 컴퓨터-판독가능매체는 사람마다 뇌의 형태가 다르기 때문에 개인별 MR 뇌영상을 기반으로 최적의 타겟 지점을 도출하여 전류 자극을 가함으로써, 높은 공간 해상도를 확보할 수 있다.
- [0128] 이에 다른 부위에 대한 자극을 최소화하고 해당하는 타겟 영역에 최적의 자극을 줄 수 있다.
- [0129] 이에 따라, 최적의 치료 효과를 확보하고 진료 비용을 최소화할 수 있다.
- [0131] 이상으로 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하였으나, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고 다른 구체적인 형태로 실시할 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 따라서 이상에서 기술한 실시예는 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것이다.

부호의 설명

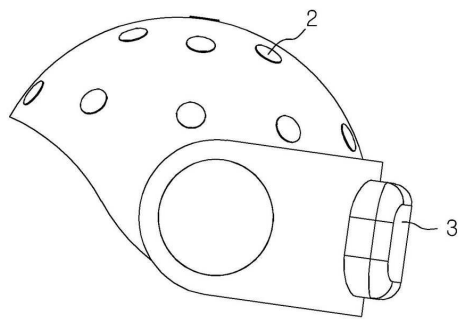
- [0133]
- 1: 입력부
 - 2: 전극모듈
 - 20: 자극 전극
 - 21: 탐지 전극
 - 22: 절연체
 - 23: LED
 - 3: 제어부
 - 30: 영상 분석부
 - 31: 자극 최적화부
 - 32: 전류 출력부

도면

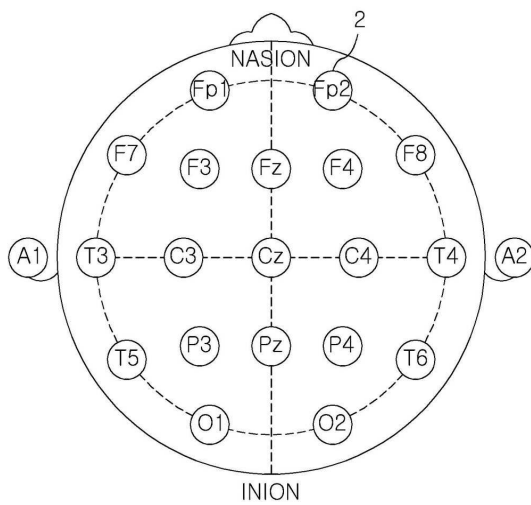
도면1



도면2

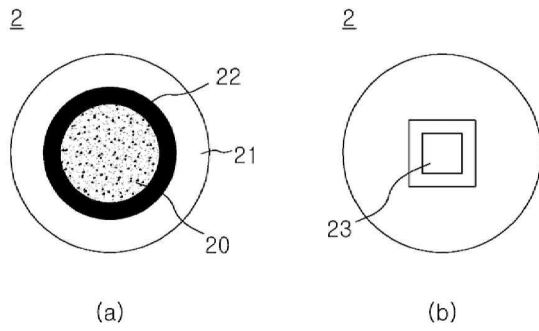


(a)

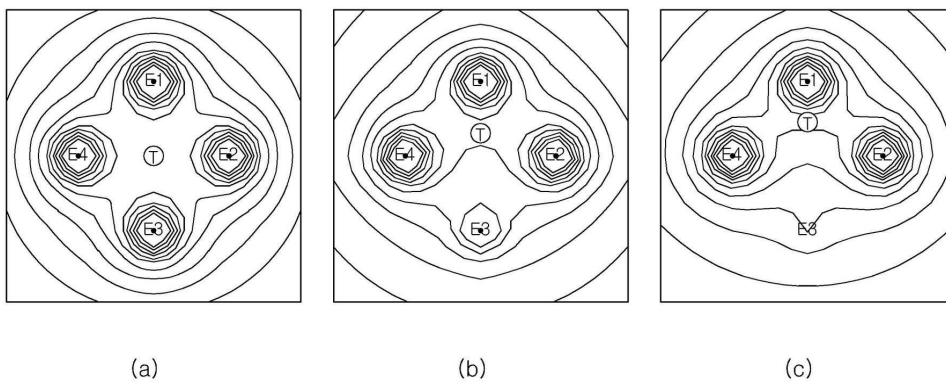


(b)

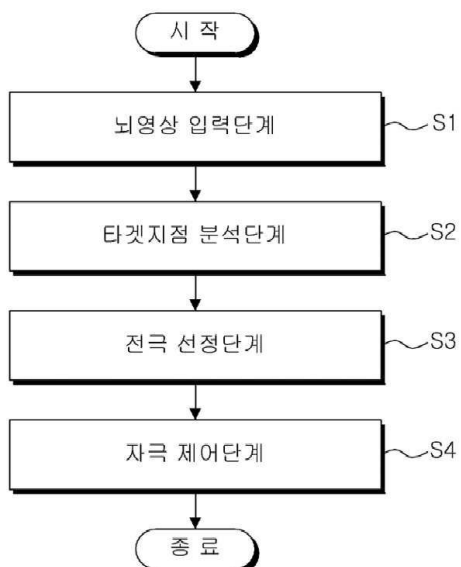
도면3



도면4



도면5



도면6

