



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년06월18일

(11) 등록번호 10-2124430

(24) 등록일자 2020년06월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/04 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/0476 (2013.01)

A61B 5/04012 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0082075

(22) 출원일자 2018년07월16일

심사청구일자 2018년07월16일

(65) 공개번호 10-2020-0008219

(43) 공개일자 2020년01월28일

(56) 선행기술조사문헌

US20130204122 A1

JP2002529132 A

US20080108909 A1

(73) 특허권자

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

민병경

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

안민희

서울특별시 동대문구 약령시로 68-1, 401호 (제기동)

(74) 대리인

윤귀상

전체 청구항 수 : 총 10 항

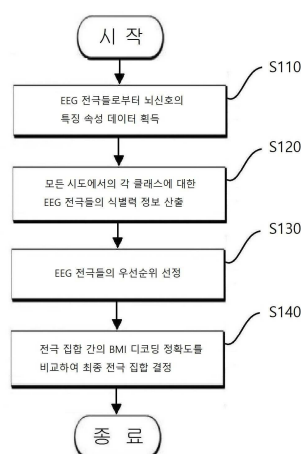
심사관 : 백양규

(54) 발명의 명칭 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법 및 상기 방법을 수행하기 위한 저장 매체

(57) 요약

본 발명은 BMI 디코딩 정확도에 실질적인 영향을 끼치는 EEG 전극의 숫자를 최소화할 수 있도록 구현한 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법 및 상기 방법을 수행하기 위한 저장 매체에 관한 것으로, 뇌신호 측정의 모든 시도(trial) 중에 복수개의 EEG(electroencephalogram) 전극들로부터 뇌신호의 특징 속성(feature) 데이터를 획득하는 단계; 상기 모든 시도에서의 각 클래스(class)에 대한 EEG 전극들의 식별력(discriminability) 정보를 산출하는 단계; 산출된 식별력 정보를 이용하여 BMI 디코딩 정확도에 영향을 끼치는 정도에 따라 EEG 전극들의 우선순위를 선정하는 단계; 및 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/7235 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 20170004320022004

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 SW컴퓨팅산업원천기술개발

연구과제명 (BCI-총괄/1세부)생각만으로 실생활 기기 및 AR/VR 디바이스를 제어하는 비침습 BCI 통합
뇌인지컴퓨팅 SW 플랫폼 기술 개발

기 여 율 1/3

주관기관 한국과학기술연구원(KIST)

연구기간 2018.01.01 ~ 2018.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2018004084

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 (이공)중견연구자지원(0.5억이상~3억이하)

연구과제명 시상 기반 뇌신호 분석을 통한 의식 연구

기 여 율 1/3

주관기관 고려대학교

연구기간 2018.03.01 ~ 2019.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2018017514

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 (원천)휴먼플러스융합연구개발사업

연구과제명 비침습적 뇌자극-뇌파 동조 기반 뇌기능 증강 연구

기 여 율 1/3

주관기관 고려대학교

연구기간 2018.04.01 ~ 2018.11.30

공지예외적용 : 있음

명세서

청구범위

청구항 1

BMI(Brain-Machine Interface) 구동을 위한 정신적 과제(mental task) 수행에 있어서, 뇌신호 측정의 모든 시도(trial) 중에 복수개의 EEG(electroencephalogram) 전극들로부터 뇌신호의 특징 속성(feature) 데이터를 획득하는 단계;

획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 목표로 설정된 BMI 디코딩 퍼포먼스를 이용하여 상기 모든 시도에서의 각 클래스(class)에 대한 EEG 전극들의 식별력(discriminability) 정보를 산출하는 단계;

산출된 식별력 정보를 이용하여 BMI 디코딩 정확도에 영향을 끼치는 정도에 따라 EEG 전극들의 우선순위를 선정하는 단계; 및

EEG 전극들의 우선순위를 기초로 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 포함하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 식별력 정보를 산출하는 단계는,

상기 모든 시도에서 각 EEG 전극들로부터 획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 BMI 디코딩 퍼포먼스 간의 상관(correlation)값 최고치 또는 공분산(covariance)값 최저치를 계산하여 BMI의 각 클래스에 대한 전극별 식별력 정보를 산출하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계는,

i번째로 상관값이 높은 i 순위 전극을 1번째로 상관값이 높은 제1 순위 전극만으로 구성된 제1 전극 집합에 추가하여 제2 전극 집합을 생성하는 집합 확장 단계;

상기 제2 전극 집합과 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수하면 상기 제1 전극 집합을 최종 전극 집합으로 결정하고, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수하면 i+1번째로 상관값이 높은 i+1 순위의 전극을 상기 제2 전극 집합에 추가하여 제3 전극 집합을 생성하는 정확도 비교 단계; 및

최종 전극 집합이 결정될 때까지 나머지 EEG 전극들을 순위에 따라 상기 제3 전극 집합에 차례로 추가하면서 상기 정확도 비교 단계를 다시 재실행하는 반복 수행 단계를 포함하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계는,

i번째로 공분산값이 낮은 i 순위 전극을 공분산값이 가장 낮은 제1 순위 전극만으로 구성된 제1 전극 집합에 추가하여 제2 전극 집합을 생성하는 집합 확장 단계;

상기 제2 전극 집합과 상기 제1 전극 집합과의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수하면 상기 제1 전극 집합을 최종 전극 집합으로 결정하고, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수하면 i+1번째로 공분산값이 낮은 i+1 순위의 전극을 상기 제2 전극 집합에 추가하여 제3 전극 집합을 생성하는

정확도 비교 단계; 및

최종 전극 집합이 결정될 때까지 나머지 전극을 순위에 따라 상기 제3 전극 집합에 차례로 추가하면서 상기 정확도 비교 단계를 다시 재실행하는 반복 수행 단계를 포함하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계에서 결정된 최종 전극 집합을 구성하는 EEG 전극들 중에서 유사한 특징 속성 데이터가 획득되는 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 클러스터링(clustering)하는 단계;

상기 제1 전극 집합에서 임의로 선택된 전극을 제거하여 제2 전극 집합을 생성하는 단계; 및

상기 제1 전극 집합과 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 더 포함하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 클러스터링하는 단계는,

케이 평균 클러스터링(K-means clustering) 기법 및 무감독 학습 계열의 유사 기법 중 적어도 하나의 기법을 사용하여 모든 EEG 전극들의 식별력 정보를 복수 개의 그룹으로 클러스터링하여 서로 유사한 특징 속성 데이터가 획득되는 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 생성하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 7

BMI(Brain-Machine Interface) 구동을 위한 정신적 과제(mental task) 수행에 있어서, 뇌신호 측정의 모든 시도(trial) 중에 서로 유사한 특징 속성(feature) 데이터가 획득되는 복수개의 EEG(electroencephalogram) 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 클러스터링(clustering)하는 단계;

상기 제1 전극 집합에서 임의로 선택된 EEG 전극을 제거하여 제2 전극 집합을 생성하는 단계; 및

상기 제1 전극 집합과 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 포함하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계는,

상기 제2 전극 집합의 EEG 전극만으로 BMI 디코딩 정확도를 산정하는 비교 정확도 산정 단계;

상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수한 경우 해당 EEG 전극을 상기 제1 전극 집합에서 제거하고, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수한 경우 해당 EEG 전극을 상기 제1 전극 집합에 유지시키는 전극 집합 결정 단계; 및

최종 전극 집합이 결정될 때까지 나머지 EEG 전극들을 임의의 순서로 상기 전극 집합 결정 단계에서 결정된 전극 집합에서 제거하거나 유지시키면서 상기 전극 집합 결정 단계를 다시 재실행하는 반복 수행 단계를 포함하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계에서 결정된 전극 집합을 구성하는 각각의 EEG 전극들로부터 뇌신호의 특징 속성(feature) 데이터를 획득하는 단계;

획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 목표 BMI 디코딩 퍼포먼스를 이용하여 상기 모든 시도에서의 각 클래스(class)에 대한 EEG 전극들의 식별력(discriminability) 정보를 산출하는 단계;

산출된 식별력 정보를 이용하여 목표 BMI 디코딩 정확도에 영향을 끼치는 정도에 따라 EEG 전극들의 우선순위를 선정하는 단계; 및

EEG 전극들의 우선순위를 기초로 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 더 포함하는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법.

청구항 10

제1항 내지 제9항 중 어느 하나의 항에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 수행하기 위한, 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법 및 상기 방법을 수행하기 위한 저장 매체에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 BMI 디코딩 정확도에 실질적인 영향을 끼치는 EEG 전극의 숫자를 최소화할 수 있도록 구현한 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법 및 상기 방법을 수행하기 위한 저장 매체에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] '뇌-기계 인터페이스(BMI: Brain-Machine Interface)'라 함은, 인간의 뇌를 기계와 연결하여 뇌신경 신호인 뇌파를 실시간 해석하여 활용하거나, 외부 정보를 입력하고 변조시켜 인간 능력을 증진시키는 융합 기술이다.

[0004] 여기서, 뇌파(Electroencephalography; EEG)란, 두뇌의 활동을 시공간적(spatio-temporal)으로 파악하는 대표적인 생체 신호로서, 임상 및 뇌 기능 연구에 폭넓게 이용되어 왔다.

[0005] 뇌파 측정에는 사용자의 두피에 전극을 붙여 뇌의 활동에 따라 발생하는 전류를 측정하는 방식이 사용된다.

[0006] 일반적으로, EEG 전극으로 뇌파를 측정하기 위해서는, 두개골에 구멍을 뚫어 전극을 이식하는 작업이 수반되었으나, 기술 개발에 따라 폴리이미드 기반 미세전극을 이용하여 침습적이지 않은 방법으로 가능한 많은 부위로부터 동시에 EEG를 기록하는 방법이 제안되어 왔다.

[0007] 기존에는, BMI 구동을 위해 EEG 전극이 설치된 헤어캡을 착용하였는데, 뇌파를 측정하기 위해 많은 수의 EEG 전극을 필요로 하였을 뿐만 아니라, 전극의 수가 많아 짐에 따라 해당 전극들로부터 측정되는 데이터를 처리하기 위한 고성능의 연산 장치가 필요하였다.

[0008] 또한, 실생활 환경에서 사용하기가 힘들었으며, 모든 전극을 사용하여 BMI를 구현한다는 점에서 비효율적이라는 단점을 가지고 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

[0010] (특허문헌 0001) 한국공개특허 제10-2017-0056295호

(특허문헌 0002) 한국공개특허 제10-2017-0091247호

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0011] 본 발명의 일측면은, 뇌신호의 특징 속성과 BMI 디코딩 성능과의 상관 최고치 또는 공분산 최저치를 계산한 후, BMI 디코딩 정확도에 영향을 끼치는 EEG 전극의 우선순위 선정을 통해 BMI 디코딩 정확도에 실질적인 영향을 끼치는 EEG 전극의 숫자를 최소화할 수 있도록 구현한 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법 및 상기 방법을 수행하기 위한 저장 매체를 제공한다.
- [0012] 본 발명의 기술적 과제는 이상에서 언급한 기술적 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0014] 본 발명의 일 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, BMI(Brain-Machine Interface) 구동을 위한 정신적 과제(mental task) 수행에 있어서, 뇌신호 측정의 모든 시도(trial) 중에 복수개의 EEG(electroencephalogram) 전극들로부터 뇌신호의 특징 속성(feature) 데이터를 획득하는 단계; 획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 목표로 설정된 BMI 디코딩 퍼포먼스를 이용하여 상기 모든 시도에서의 각 클래스(class)에 대한 EEG 전극들의 식별력(discriminability) 정보를 산출하는 단계; 산출된 식별력 정보를 이용하여 BMI 디코딩 정확도에 영향을 끼치는 정도에 따라 EEG 전극들의 우선순위를 선정하는 단계; 및 EEG 전극들의 우선순위를 기초로 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 포함한다.
- [0015] 일 실시예에서, 상기 식별력 정보를 산출하는 단계는, 상기 모든 시도에서 각 EEG 전극들로부터 획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 BMI 디코딩 퍼포먼스 간의 상관(correlation)값 최고치 또는 공분산(covariance)값 최저치를 계산하여 BMI의 각 클래스에 대한 전극별 식별력 정보를 산출할 수 있다.
- [0016] 일 실시예에서, 상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계는, i번째로 상관값이 높은 i 순위 전극을 1번째로 상관값이 높은 제1 순위 전극만으로 구성된 제1 전극 집합에 추가하여 제2 전극 집합을 생성하는 집합 확장 단계; 상기 제2 전극 집합과 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수하면 상기 제1 전극 집합을 최종 전극 집합으로 결정하고, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수하면 i+1번째로 상관값이 높은 i+1 순위의 전극을 상기 제2 전극 집합에 추가하여 제3 전극 집합을 생성하는 정확도 비교 단계; 및 최종 전극 집합이 결정될 때까지 나머지 EEG 전극들을 순위에 따라 상기 제3 전극 집합에 차례로 추가하면서 상기 정확도 비교 단계를 다시 재실행하는 반복 수행 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 일 실시예에서, 상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계는, i번째로 공분산값이 낮은 i 순위 전극을 공분산값이 가장 낮은 제1 순위 전극만으로 구성된 제1 전극 집합에 추가하여 제2 전극 집합을 생성하는 집합 확장 단계; 상기 제2 전극 집합과 상기 제1 전극 집합과의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수하면 상기 제1 전극 집합을 최종 전극 집합으로 결정하고, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수하면 i+1번째로 공분산값이 낮은 i+1 순위의 전극을 상기 제2 전극 집합에 추가하여 제3 전극 집합을 생성하는 정확도 비교 단계; 및 최종 전극 집합이 결정될 때까지 나머지 전극들을 순위에 따라 상기 제3 전극 집합에 차례로 추가하면서 상기 정확도 비교 단계를 다시 재실행하는 반복 수행 단계를 포함할 수 있다.
- [0018] 일 실시예에서, 본 발명의 일 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계에서 결정된 최종 전극 집합을 구성하는 EEG 전극들 중에서 유사한 특징 속성 데이터가 획득되는 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 클러스터링(clustering)하는 단계; 상기 제1 전극 집합에서 임의로 선택된 전극을 제거하여 제2 전극 집합을 생성하는 단계; 및 상기 제1 전극 집합과 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0019] 일 실시예에서, 상기 클러스터링하는 단계는, 케이 평균 클러스터링(K-means clustering) 기법 및 무감독 학습

계열의 유사 기법 중 적어도 하나의 기법을 사용하여 모든 EEG 전극들의 식별력 정보를 복수 개의 그룹으로 클러스터링하여 서로 유사한 특징 속성 데이터가 획득되는 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 생성할 수 있다.

[0020] 본 발명의 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, BMI(Brain-Machine Interface) 구동을 위한 정신적 과제(mental task) 수행에 있어서, 뇌신호 측정의 모든 시도(trial) 중에 서로 유사한 특징 속성(feature) 데이터가 획득되는 복수개의 EEG(electroencephalogram) 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 클러스터링(clustering)하는 단계; 상기 제1 전극 집합에서 임의로 선택된 EEG 전극을 제거하여 제2 전극 집합을 생성하는 단계; 및 상기 제1 전극 집합과 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 포함한다.

[0021] 일 실시예에서, 상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계는, 상기 제2 전극 집합의 EEG 전극만으로 BMI 디코딩 정확도를 산정하는 비교 정확도 산정 단계; 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수한 경우 해당 EEG 전극을 상기 제1 전극 집합에서 제거하고, 상기 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 상기 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수한 경우 해당 EEG 전극을 상기 제1 전극 집합에 유지시키는 전극 집합 결정 단계; 및 최종 전극 집합이 결정될 때까지 나머지 EEG 전극들을 임의의 순서로 상기 전극 집합 결정 단계에서 결정된 전극 집합에서 제거하거나 유지시키면서 상기 전극 집합 결정 단계를 다시 재실행하는 반복 수행 단계를 포함할 수 있다.

[0022] 일 실시예에서, 본 발명의 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 상기 최종 전극 집합을 결정하는 단계에서 결정된 전극 집합을 구성하는 각각의 EEG 전극들로부터 뇌신호의 특징 속성(feature) 데이터를 획득하는 단계; 획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 목표 BMI 디코딩 퍼포먼스를 이용하여 상기 모든 시도에서의 각 클래스(class)에 대한 EEG 전극들의 식별력(discriminability) 정보를 산출하는 단계; 산출된 식별력 정보를 이용하여 목표 BMI 디코딩 정확도에 영향을 끼치는 정도에 따라 EEG 전극들의 우선순위를 선정하는 단계; 및 EEG 전극들의 우선순위를 기초로 상기 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0023] 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체에는, BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 기록되어 있다.

[0024]

발명의 효과

[0025] 상술한 본 발명의 일측면에 따르면, BMI 구동을 위한 정신적 과제 수행 중에, BMI 디코딩 정확도에 실질적인 영향을 끼치는 EEG 전극의 숫자를 최소화할 수 있어, 휴대용 EEG-BMI 기술 개발에 기여할 수 있고, BMI 구동에 필요로 하는 연산량을 줄임으로써 BMI 응답 시간도 획기적으로 개선할 수 있다.

[0026] 또한, 두피의 특정 위치에만 EEG 전극을 적용시킴으로써, 헤어캡을 탈피할 수 있어 BMI의 사용성을 향상시킬 수 있을 뿐만 아니라, 실생활에 보다 용이하게 적용시킬 수 있어 BMI의 대중화를 이끌 수 있다.

[0027] 그리고, IoT, TV, 냉장고 또는 로봇 등과 BMI의 연동 환경을 구현할 수 있는 확장성을 제공할 수 있고, 홀로렌즈 탑재에 유리하여 AR/VR 기반의 BMI를 구현할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0029] 도 1은 기존의 BMI 구동 방법과 본 발명에 의한 BMI 구동 방법을 비교한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 설명하는 순서도이다.

도 3은 각각의 EEG 전극들에서 산출된 특징 정보 및 본 발명에 의해 자동으로 선택된 EEG 전극을 나타낸 그래프들이다.

도 4는 도 2의 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 설명하는 순서도이다.

도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 설명하는 순서도이다.

도 6은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 설명하는 순서도이다.

도 7은 본 발명에 의한 EEG 전극 선택을 설명하는 도면이다.

도 8은 도 6의 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 설명하는 순서도이다.

도 9는 본 발명의 더욱 또 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 설명하는 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 후술하는 본 발명에 대한 상세한 설명은, 본 발명이 실시될 수 있는 특정 실시예를 예시로서 도시하는 첨부 도면을 참조한다. 이들 실시예는 당업자가 본 발명을 실시할 수 있기에 충분하도록 상세히 설명된다. 본 발명의 다양한 실시예는 서로 다르지만 상호 배타적일 필요는 없음이 이해되어야 한다. 예를 들어, 여기에 기재되어 있는 특정 형상, 구조 및 특성은 일 실시예와 관련하여 본 발명의 정신 및 범위를 벗어나지 않으면서 다른 실시예로 구현될 수 있다. 또한, 각각의 개시된 실시예 내의 개별 구성요소의 위치 또는 배치는 본 발명의 정신 및 범위를 벗어나지 않으면서 변경될 수 있음이 이해되어야 한다. 따라서, 후술하는 상세한 설명은 한정적인 의미로서 취하려는 것이 아니며, 본 발명의 범위는, 적절하게 설명된다면, 그 청구항들이 주장하는 것과 균등한 모든 범위와 더불어 첨부된 청구항에 의해서만 한정된다. 도면에서 유사한 참조부호는 여러 측면에 걸쳐서 동일하거나 유사한 기능을 지칭한다.
- [0031] 이하, 도면들을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예들을 보다 상세하게 설명하기로 한다.
- [0033] 본 발명은, 도 1에 도시된 바와 같이, 기존의 전체 채널의 구성을 통해 BMI를 구동하는 것이 아니라, 자동으로 선택된 최소한의 EEG 전극들을 이용한 패러다임 최적 채널 집합 생성에 기한 BMI 구동에 관한 것이다.
- [0034] 이를 구현하기 위해 본 발명에서는, 각 EEG 전극들에서 나오는 뇌신호의 특징 속성(feature)과 BMI 디코딩 퍼포먼스와의 상관값 최고치 혹은 공분산값 최저치를 계산하여, BMI 디코딩 정확도에 유의미하게 영향을 끼치는 전극을 우선순위의 순서대로 선정하여 최소 전극을 선택하게 된다.
- [0036] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 설명하는 순서도이다.
- [0037] 도 2를 참조하며, 우선, BMI(Brain-Machine Interface) 구동을 위한 정신적 과제(mental task) 수행에 있어서, 뇌신호 측정의 모든 시도(trial) 중에 복수개의 EEG(electroencephalogram) 전극들로부터 뇌신호의 특징 속성(feature) 데이터를 획득한다(S110).
- [0038] 상술한 단계 S110에서 획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 목표로 설정된 BMI 디코딩 퍼포먼스를 이용하여 모든 시도에서의 각 클래스(class)에 대한 EEG 전극들의 식별력(discriminability) 정보를 산출한다(S120).
- [0039] EEG 전극에서 획득한 데이터에는 수십 또는 수백 개의 뇌신호 측정 시도가 포함되는데, 이로부터 각각의 시도 간의 상관(correlation) 혹은 공분산(covariance)을 계산하여 BMI의 각 클래스(class)에 대한 전극별 식별력(discriminability(R^2)) 정보를 산출할 수 있다.
- [0040] 특정 시도(즉, 하나의 시도)에서는, 각 클래스에 대한 시도와 시도 혹은 여러 시도들 사이에서의 상관 또는 공분산을 계산할 수 없다.
- [0041] 이에 따라, 본 발명에서는, 임의의 클래스에 대한 전체 시도 사이에서의 상관 또는 공분산을 계산하도록 한다.
- [0042] 여기서, 상관(correlation)이라 함은, 점 쌍성 상관 계수(point biserial correlation coefficient, r_{pbi})를 의미하는 것으로, 다음의 수학적 식 1과 같이 표현될 수 있다.

수학적 식 1

$$r_{pbi} = \frac{M_p - M_q}{s_t} \sqrt{pq}$$

- [0043]
- [0044] 여기서, M_p 은 양성 이진 값(positive binary value)(i.e. "1")을 받는 전극 집합의 평균(전체 test에 대한)이고, M_q 는 음성 이진 값(negative binary value)(i.e. "0")을 받는 전극 집합의 평균(전체 test에 대한)이며, s_t 은 전체 test의 표준편차이고, p 는 "0" 그룹에 속한 사건의 비율이고, q 는 "1" 그룹에 속한 사건의 비율이다.
- [0045] 여기서, 공분산(covariance)이라 함은, 정규화된 LDA 기반의 수축값(shrinkage-regularized LDA based)을 의미

하는 것으로 다음과 같이 계산될 수 있다.

- [0046] 정규화된 모든 시행(trial)을 포함하는 전극 데이터(x)와 모든 시행에 순서대로 대응하는 클래스의 일련번호(y)를 이용하여 하이퍼 매개변수(hyper parameter)(w)를 생성한 후, 각 EEG 전극별로 가중치를 부여하고 표준화하여 공분산값을 계산할 수 있다.
- [0047] 상술한 단계 S120에서 산출된 식별력 정보는 도 3에 도시된 바와 같은 각각의 그래프들로 표현될 수 있으며, 특정 EEG 전극들의 전극 집합이 다른 전극 집합에 비하여 보다 특징적인 패턴을 보여주기 때문에 각각의 전극 집합들을 서로 구분될 수 있다.
- [0048] 상술한 식별력 정보를 산출하는 단계(S120)에서는, 모든 시도에서 각 EEG 전극들로부터 획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 BMI 디코딩 퍼포먼스 간의 상관(correlation)값 최고치 또는 공분산(covariance)값 최저치를 계산하여 BMI의 각 클래스에 대한 전극별 식별력 정보를 산출할 수 있다.
- [0049] 상술한 단계 S120에서 산출된 식별력 정보를 이용하여 BMI 디코딩 정확도에 영향을 끼치는 정도에 따라 EEG 전극들의 우선순위를 선정한다(S130).
- [0050] 상술한 단계 S130에서 선정된 EEG 전극들의 우선순위를 기초로 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정함으로써(S130), 최종 전극 집합을 구성하는 최소한의 EEG 전극을 자동으로 선택할 수 있다.
- [0051] 여기서, 상술한 단계 S130에서의 구체적인 최종 전극 집합의 결정 방법은 도 4에서 설명하기로 한다.
- [0052] 상술한 바와 같은 단계를 가지는 본 발명의 일 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 상관 및 공분산에 의해 각 시도 간의 각 클래스별 특징 정보를 산출한 후, 산출된 특징 정보를 이용하여 각 채널 간의 식별력을 구분하게 된다.
- [0053] 다른 EEG 전극들과 구분된 각각의 식별력에 따라 서로 유사한 특징을 가지는 도 3에 도시된 바와 같은 EEG 전극들(즉, 도 3의 01, 0z 및 02)을 다양한 클러스터링 방법으로 자동 선택함으로써 최소 전극을 선택할 수 있다.
- [0054] 상술한 바와 같은 단계를 가지는 본 발명의 일 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법에 따르면, BMI 구동을 위한 정신적 과제 수행 중에, BMI 디코딩 정확도에 실질적인 영향을 끼치는 EEG 전극의 숫자를 최소화할 수 있어, 휴대용 EEG-BMI 기술 개발에 기여할 수 있고, BMI 구동에 필요로 하는 연산량을 줄임으로써 BMI 응답 시간도 획기적으로 절감할 수 있다.
- [0055] 기존의 ERP 및 공분산 계산은 로우(raw) 데이터 및 특정 패러다임에서만 유효하다는 한계가 있었으나, 본 발명은 일반적인 실험 패러다임에 대한 최적의 특성을 포획하기 위해 FFT 기반의 주파수 성분 추출 및 각 시도 간의 상관과 공분산을 분석함으로써 기존 기술의 한계를 극복할 수 있다.
- [0056] 또한, 기존의 기술은 특수한 실험만을 위해 개발된 전극 장치에 국한되는 방법으로서 다양한 실제 환경에 적용하기 힘든 한계가 있었으나, 본 발명은 일반적인 EEG 장비의 전극들을 통해 획득되는 모든 뇌파 신호에 대해 자동화된 적용이 가능하다는 점에서 기존 기술의 한계를 극복할 수 있다.
- [0057] 뿐만 아니라, 기존의 특정 공분산(p 공분산) 및 클러스터링(리만 클러스터링) 기법에 의존하는 방법은 실용화된 BMI 기술에 최적 보장이 안되며 적용하기 어렵다는 한계가 있었으나, 본 발명은 최적 전극의 집합을 선택하기 위해 다양한 상관관계 및 공분산 방법과 클러스터링 기법을 자유롭게 선택하여 분석하고, 가장 성능이 우수한 전극 집합을 결정할 수 있다는 점에서 기존 기술의 한계를 극복할 수 있다.
- [0059] 도 4는 도 2의 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 설명하는 순서도이다.
- [0060] 도 4를 참조하면, 최종 전극 집합을 결정하는 단계(S140)의 일 실시예는, 우선, i번째로 상관값이 높은 i 순위 전극을 1번째로 상관값이 높은 제1 순위 전극만으로 구성된 제1 전극 집합에 추가하여 제2 전극 집합을 생성한다(S141).
- [0061] 제2 전극 집합과 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여, 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수한 경우에(S142의 Yes의 경우), 기존 전극 집합인 제1 전극 집합을 유지하게 되며(S143)(즉, i 순위 전극이 배제된 기존 전극 집합), 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료된 경우라면(S144의 Yes의 경우) 제1 전극 집합을 바로 최종 전극 집합으로 결정한다.
- [0062] 다만, 아직 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료되지 않았다면(S144의 No의 경우), 모든 EEG 전

극에 대하여 정확도 비교가 완료될 때까지(S144의 Yes의 경우 또는 S146의 Yes의 경우) 나머지 EEG 전극들을 순위에 따라 제1 전극 집합에 차례로 추가하면서(S145) 정확도 비교 단계(S142)를 다시 재실행하게 된다.

[0063] 그러나, 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수하고(S142의 No의 경우), 아직, 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료되지 않았다면(S146의 No의 경우), 모든 EEG 전극에 대하여 정확도 비교가 완료될 때까지(S144의 Yes의 경우 또는 S146의 Yes의 경우) i 순위 전극은 그대로 유지하고, i+1째로 상관값이 높은 i+1 순위의 전극을 제2 전극 집합에 추가하여 제3 전극 집합을 생성(S147)해가면서 정확도 비교 단계(S142)를 다시 재실행하게 된다.

[0064] 즉, 상술한 바와 같은 단계를 가지는 최종 전극 집합을 결정하는 단계(S140)는, 높은 상관값을 가지는 EEG 전극으로부터 차례로 전극 집합을 늘려가며 BMI 디코딩 정확도를 비교 분석하는 방법에 해당한다.

[0066] 도 4를 참조하여 최종 전극 집합을 결정하는 단계(S140)의 다른 실시예를 설명하면, 우선, i번째로 공분산값이 낮은 i 순위 전극을 1번째로 공분산값이 낮은 제1 순위 전극만으로 구성된 제1 전극 집합에 추가하여 제2 전극 집합을 생성한다(S141).

[0067] 제2 전극 집합과 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여, 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수한 경우(S142의 Yes의 경우), 기존 전극 집합인 제1 전극 집합을 유지하게 되며(S143)(즉, i 순위 전극이 배제된 기존 전극 집합), 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료된 경우라면(S144의 Yes의 경우) 제1 전극 집합을 바로 최종 전극 집합으로 결정한다.

[0068] 다만, 아직 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료되지 않았다면(S144의 No의 경우), 모든 EEG 전극에 대하여 정확도 비교가 완료될 때까지(S144의 Yes의 경우 또는 S146의 Yes의 경우) 나머지 EEG 전극들을 순위에 따라 제1 전극 집합에 차례로 추가하면서(S145) 정확도 비교 단계(S142)를 다시 재실행하게 된다.

[0069] 그러나, 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수하고(S142의 No의 경우), 아직, 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료되지 않았다면(S146의 No의 경우), 모든 EEG 전극에 대하여 정확도 비교가 완료될 때까지(S144의 Yes의 경우 또는 S146의 Yes의 경우) i 순위 전극은 그대로 유지하고, i+1째로 공분산값이 낮은 i+1 순위의 전극을 제2 전극 집합에 추가하여 제3 전극 집합을 생성(S147)해가면서 정확도 비교 단계(S142)를 다시 재실행하게 된다.

[0070] 즉, 상술한 바와 같은 단계를 가지는 최종 전극 집합을 결정하는 단계(S140)는, 낮은 공분산값을 가지는 EEG 전극으로부터 차례로 전극 집합을 늘려가면서 BMI 디코딩 정확도를 비교 분석하는 방법에 해당한다.

[0072] 도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 설명하는 순서도이다.

[0073] 도 5를 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 도 2의 최종 전극 집합을 결정하는 단계(S140) 이후에, 최종 전극 집합을 결정하는 단계(S140)에서 결정된 최종 전극 집합을 구성하는 EEG 전극들 중에서 유사한 특징 속성 데이터가 획득되는 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 클러스터링(clustering)한다(S150).

[0074] 일 실시예에서, 상술한 단계 S150에서는, 도 2에서 상술한 단계 S120에서 산출된 모든 시도에서의 각 클래스(class)에 대한 EEG 전극들의 식별력(discriminability) 정보를 이용하여, 식별력이 유사한 각 EEG 전극들을 클러스터링함으로써 제1 전극 집합을 생성할 수 있다.

[0075] 일 실시예에서, 클러스터링하는 단계(S150)는, 케이 평균 클러스터링(K-means clustering, 데이터 처리에서의 클러스터 분석에 널리 사용되는 신호 처리의 벡터 양자화 방법) 기법 및 무감독 학습 계열의 유사 기법 중 적어도 하나의 기법을 사용하여 모든 EEG 전극들의 식별력 정보를 복수 개의 그룹으로 클러스터링하여 서로 유사한 특징 속성 데이터가 획득되는 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 생성할 수 있다.

[0076] 여기서, 케이 평균 클러스터링을 통해 생성된 복수 개의 전극 집합 중에 식별력 평균값 또는 별도의 교차 유효성 검사 손실(cross-validation loss, 연구결과에 대한 타당성을 그 연구에 사용하지 않은 다른 집단(sample)으로 평가해 보는 타당화 방법)율이 낮은 전극 집합이 BMI 퍼포먼스에 최적으로 기여하는 최소 전극 집합이 될 것이므로, 최소 전극 선택을 자동화할 수 있다.

[0077] 이 경우, 무감독 학습(unsupervised learning)이 가능해지는 장점, 즉, BMI 시연에서 번거로운 연습(training) 과정을 거치지 않고, BMI를 실시간으로 바로 사용할 수 있는 장점을 가지게 된다.

[0078] 따라서, 본 발명에 의할 경우, 케이 평균 클러스터링과 같은 무감독 학습 유형에 속한 다른 기법들을 적용하는

것도 가능하며, 패러다임에 따라 최상의 최소 전극 집합 구성을 수행하는 기법을 선택적으로 적용할 수 있다.

- [0079] 상술한 단계 S150에서 클러스터링된 제1 전극 집합에서 임의로 선택된 전극을 제거하여 제2 전극 집합을 생성한다(S160).
- [0080] S140에서 생성된 제1 전극 집합과 S160에서 생성된 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하게 된다(S170).
- [0081] 여기서, 단계 S150, S160 및 S170은, 도 6에서 후술하기로 한다.
- [0082] 상술한 바와 같은 단계를 가지는 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 도 2에서 상술한 단계 S140 또는 단계 S170에서 결정된 각각의 최종 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교한 후, 보다 높은 BMI 디코딩 정확도를 가지는 전극 집합을 최종 전극 집합으로 결정할 수 있다.
- [0084] 도 6은 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 설명하는 순서도이다.
- [0085] 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 모든 EEG 전극이 이루어 내는 BMI 디코딩 정확도에서 EEG 전극을 하나씩 배제하면서, BMI 디코딩 정확도의 증감을 판별하여, BMI 디코딩 퍼포먼스에 효과적이지 못한 EEG 전극을 차례로 제외해 가는 방식이다.
- [0086] 도 6을 참조하면, 우선, BMI(Brain-Machine Interface) 구동을 위한 정신적 과제(mental task) 수행에 있어서, 뇌신호 측정의 모든 시도(trial) 중에 서로 유사한 특징 속성(feature) 데이터가 획득되는 복수개의 EEG(electroencephalogram) 전극들로 구성된 제1 전극 집합을 클러스터링(clustering)한다(S210).
- [0087] 상술한 단계 S210에서 클러스터링된 제1 전극 집합에서 임의로 선택된 EEG 전극을 제거하여 제2 전극 집합을 생성한다(S220).
- [0088] 일 실시예에서, 상술한 단계 S220에서의 EEG 전극을 제거 방법은, 케이 평균 클러스터링(K-means clustering) 기법이 사용될 수 있다.
- [0089] 즉, 전체 EEG 전극 중 유사한 특성을 가지는 전극 집합을 클러스터링하여 생성한 후, 해당 전극 집합에 속한 EEG 전극 중 가장 교차 유효성 검사 정확도(cross-validation accuracy)가 낮은 전극을 제1 전극 집합에서 제외할 수 있다.
- [0090] 상술한 단계 S210에서 생성된 제1 전극 집합과 상술한 단계 S220에서 생성된 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교하여 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정함으로써(S230), 최종 전극 집합을 구성하는 최소한의 EEG 전극을 자동으로 선택할 수 있다.
- [0091] 여기서, 상술한 단계 S230의 제1 전극 집합과 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교 방법은, 도 8에서 후술하기로 한다.
- [0092] 상술한 바와 같은 단계를 가지는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, EEG 전극을 배제했을 때의 BMI 디코딩 정확도의 증감을 판별하여, 성능에 비효과적인 전극을 제외함으로써 EEG 전극을 선택할 수 있다.
- [0093] 또한, 유사한 특성의 EEG 전극들을 다양한 클러스터링 방법으로 수집하여 성능이 가장 낮은 전극을 제외한 후, 남은 전극들로 보간(interpolation)하는 방법을 반복하여 도 7에 도시된 바와 같이 가장 성능이 우수한 전극 집합(즉, 도 7의 01, 0z 및 02)을 탐색할 수 있다.
- [0095] 도 8은 도 6의 최종 전극 집합을 결정하는 단계를 설명하는 순서도이다.
- [0096] 도 8을 참조하면, 최종 전극 집합을 결정하는 단계(S230)는, 상술한 단계 S220에서 생성한 제2 전극 집합의 EEG 전극만으로 BMI 디코딩 정확도를 산정한다(S231).
- [0097] 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 더 우수하고(S232의 No의 경우), 아직 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료되지 않았다면(S236의 No의 경우), 모든 EEG 전극에 대하여 정확도 비교가 완료될 때까지(S234의 Yes의 경우 또는 S236의 Yes의 경우) 해당 EEG 전극이 제거된 제1 전극 집합에서 다음 순위의 EEG 전극을 추가로 제거하여 제3 전극 집합을 생성(S237)해가면서 정확도 비교 단계(S232)를 다시 재실행하게 된다.
- [0098] 그러나, 제1 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도가 제2 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도보다 더 우수한 경우(S232의

Yes의 경우) 해당 EEG 전극을 제1 전극 집합에 유지하고(S233), 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료된 경우라면(S234의 Yes의 경우) 제1 전극 집합을 바로 최종 전극 집합으로 결정하게 된다.

[0099] 다만, 아직 모든 EEG 전극들에 대한 상술한 정확도 비교가 완료되지 않았다면(S234의 No의 경우) 모든 EEG 전극에 대하여 정확도 비교가 완료될 때까지(S144의 Yes의 경우 또는 S146의 Yes의 경우) 해당 EEG 전극이 유지된 제1 전극 집합에서 다음 순위(즉, $i+1$)의 EEG 전극을 추가로 제거하여 제3 전극 집합을 생성해가면서(S235) 정확도 비교 단계(S232)를 다시 재실행하게 된다.

[0101] 도 9는 본 발명의 더욱 또 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법을 설명하는 순서도이다.

[0102] 도 9를 참조하면, 본 발명의 더욱 또 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 도 6에서 상술한 최종 전극 집합을 결정하는 단계(S230)에서 결정된 전극 집합을 구성하는 각각의 EEG 전극들로부터 뇌신호의 특징 속성(feature) 데이터를 획득한다(S240).

[0103] 상술한 단계 S240에서 획득한 뇌신호의 특징 속성 데이터와 목표 BMI 디코딩 퍼포먼스를 이용하여 모든 시도에 서의 각 클래스(class)에 대한 EEG 전극들의 식별력(discriminability) 정보를 산출한다(S250).

[0104] 상술한 단계 S250에서 산출된 식별력 정보를 이용하여 목표 BMI 디코딩 정확도에 영향을 끼치는 정도에 따라 EEG 전극들의 우선순위를 선정한다(S260).

[0105] 상술한 단계 S260에서 선정된 EEG 전극들의 우선순위를 기초로 모든 시도에서 뇌신호 측정에 필수적인 적어도 하나의 EEG 전극으로 구성된 최종 전극 집합을 결정하게 된다(S270).

[0106] 여기서, 상술한 단계 S240, S250, S260 및 S270 각각의 내용은 도 2의 S110, S120, S130 및 S140의 내용이 동일하게 적용될 수 있다.

[0107] 상술한 바와 같은 단계를 가지는 더욱 또 다른 실시예에 따른 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 도 6에서 상술한 단계 S230 또는 단계 S270에서 결정된 각각의 최종 전극 집합의 BMI 디코딩 정확도를 비교한 후, 보다 높은 BMI 디코딩 정확도를 가지는 전극 집합을 최종 전극 집합으로 결정할 수 있다.

[0109] 상술한 바와 같은 BMI용 EEG 최소 전극 선택 방법은, 애플리케이션으로 구현되거나 다양한 컴퓨터 구성요소를 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령어의 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체는 프로그램 명령어, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다.

[0110] 상기 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체에 기록되는 프로그램 명령어는 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야의 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다.

[0111] 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체의 예에는, 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CDROM, DVD 와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령어를 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다.

[0112] 프로그램 명령어의 예에는, 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드도 포함된다. 상기 하드웨어 장치는 본 발명에 따른 처리를 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

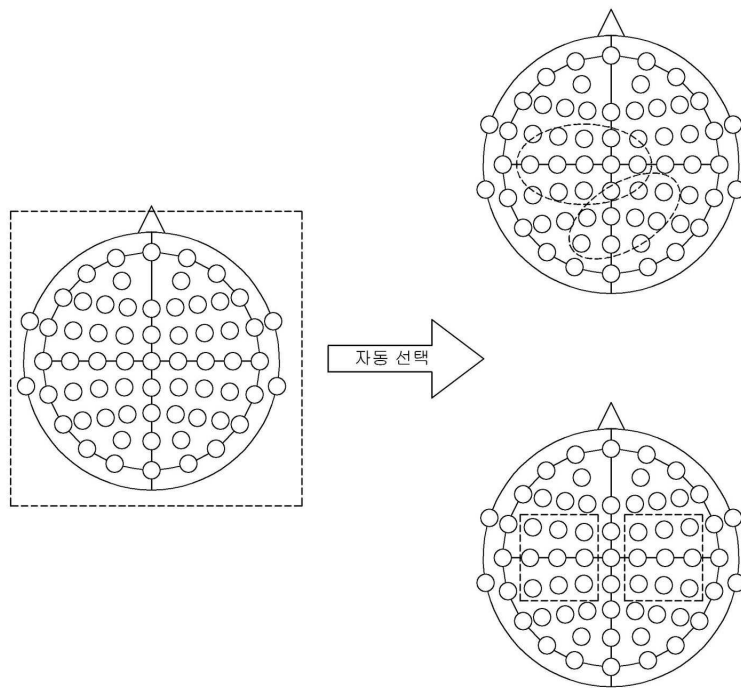
[0114] 이상에서는 실시예들을 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특허 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

산업상 이용가능성

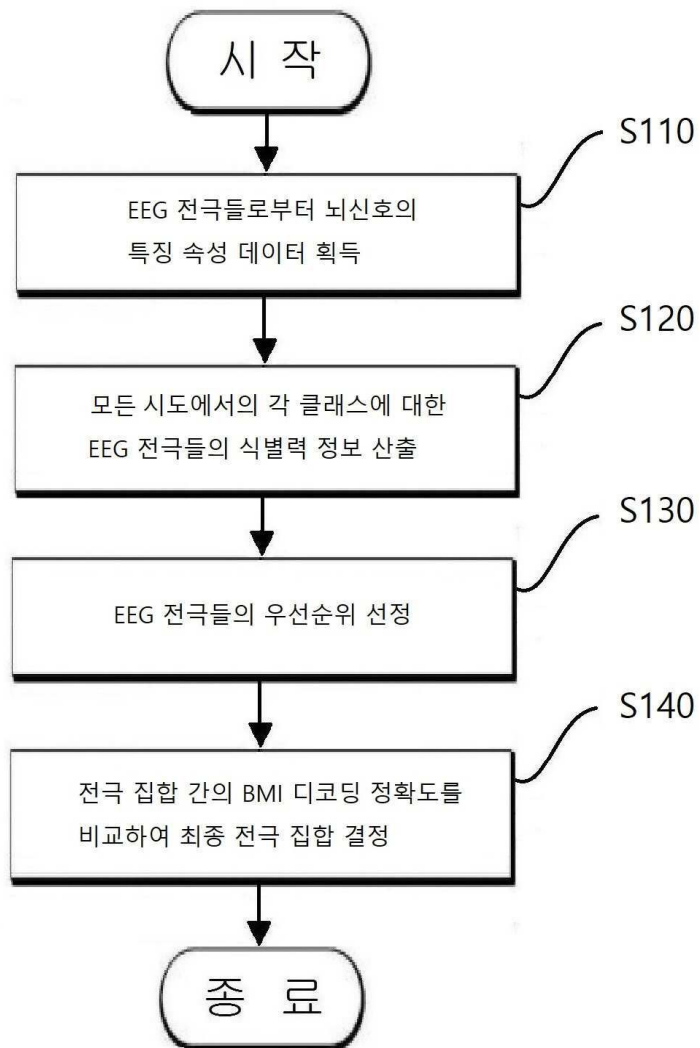
[0116] 본 발명에 따르면, 다양한 실험 패러다임에 적용 가능하고, 알려진 여러 분석 기법의 취사선택 및 채택이 용이하여 범용성을 실현할 수 있고, 기존에 개발된 기법들을 쉽게 조합할 수 있고, 템플릿화된 구조로 손쉬운 커스터마이징 가능하여 구현이 용이하며, 공개 기술들을 수용할 수 있으므로 저렴한 비용으로 개발할 수 있고, 현재 사용되고 있는 EEG 및 BMI 기기에 즉시 적용이 가능하여 실용성을 확보할 수 있으며, 최적의 전극 집합을 자동으로 탐색하여 결과를 도출하고, 각 사용자, 패러다임, 전극배치 환경에 능동적인 적응과 구동이 가능하여 편의성을 제공할 수 있다.

도면

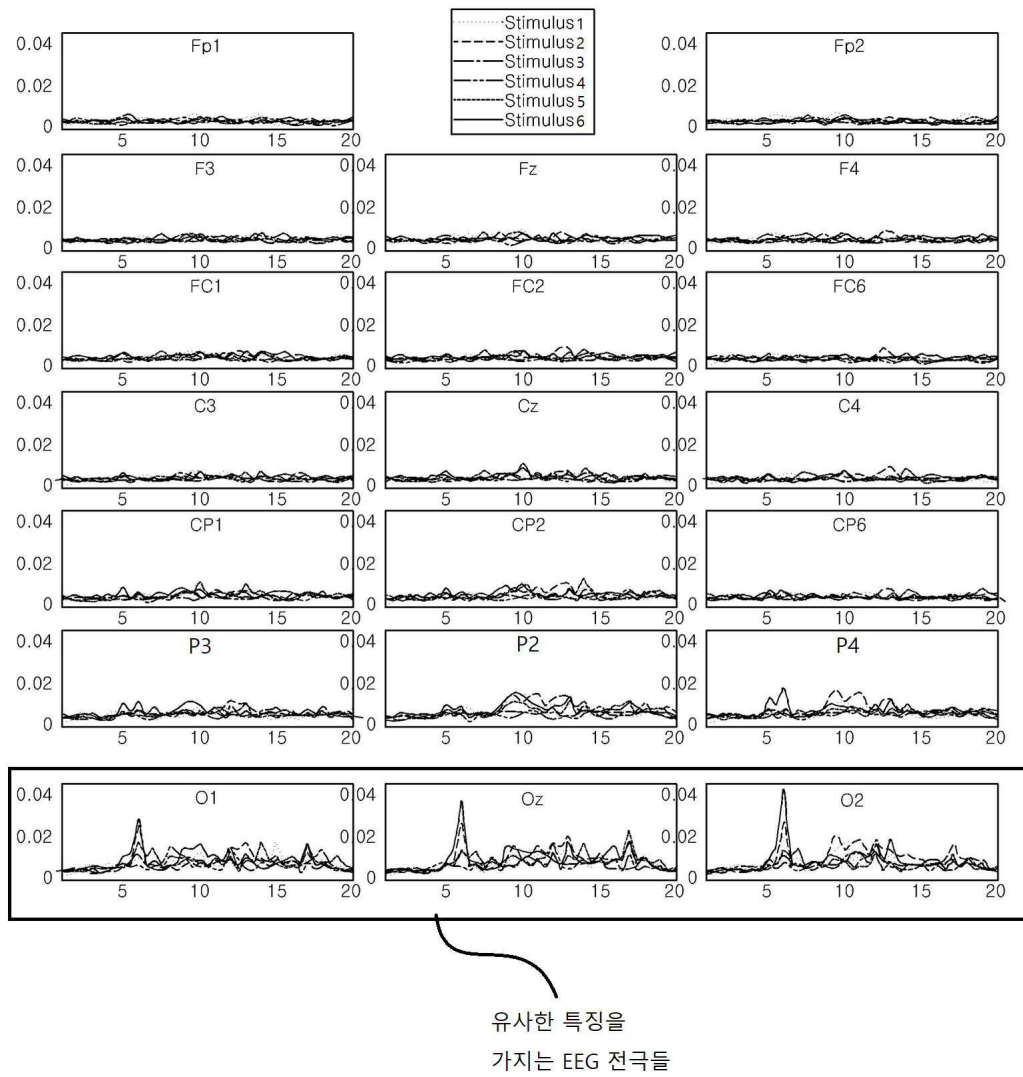
도면1



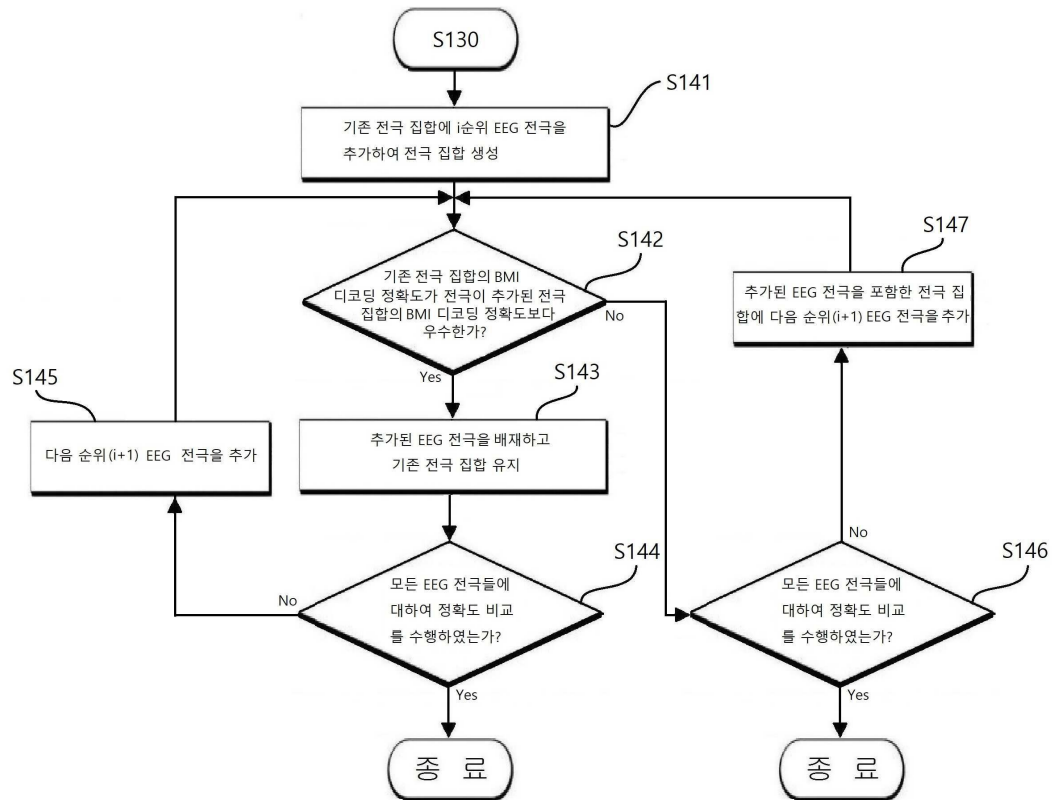
도면2



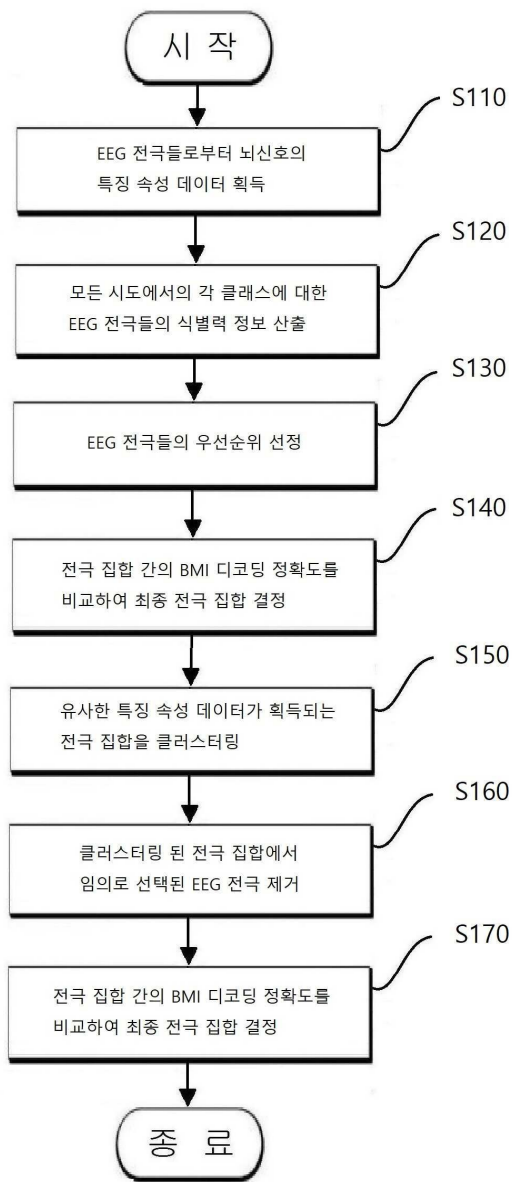
도면3



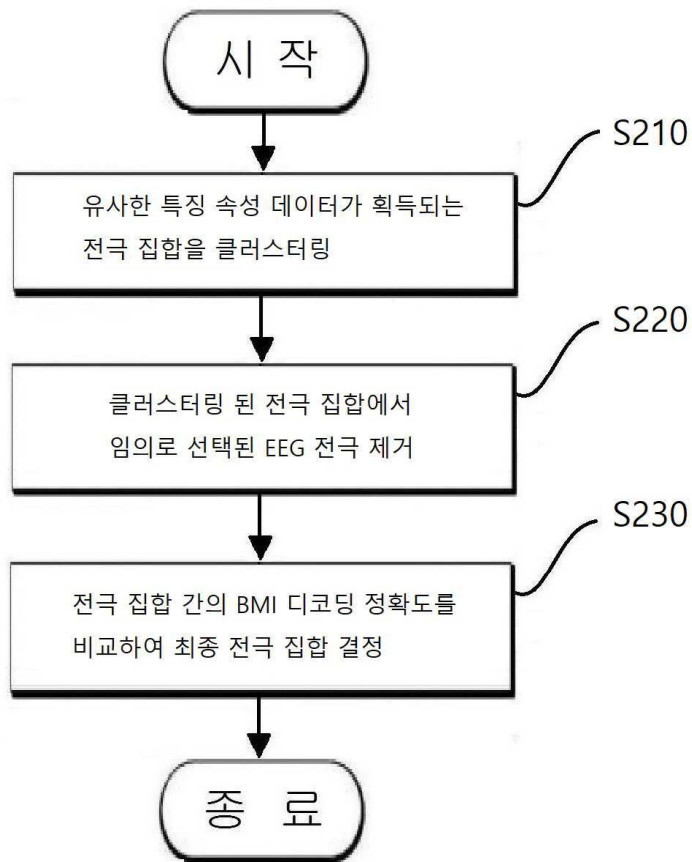
도면4



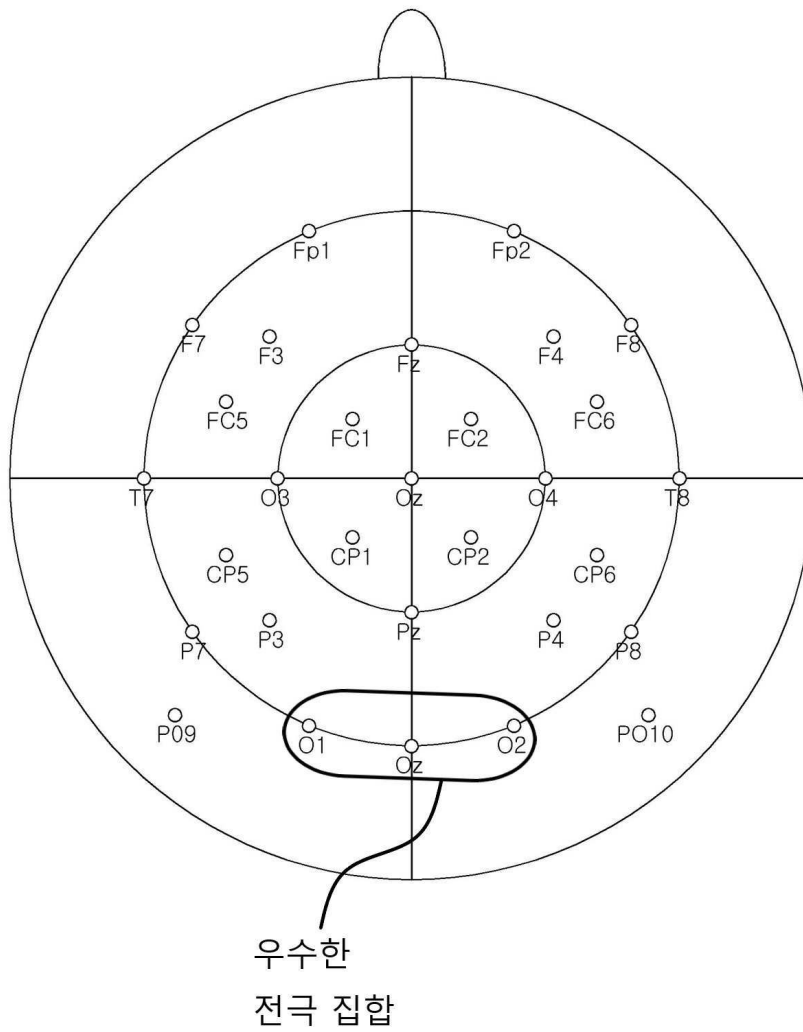
도면5



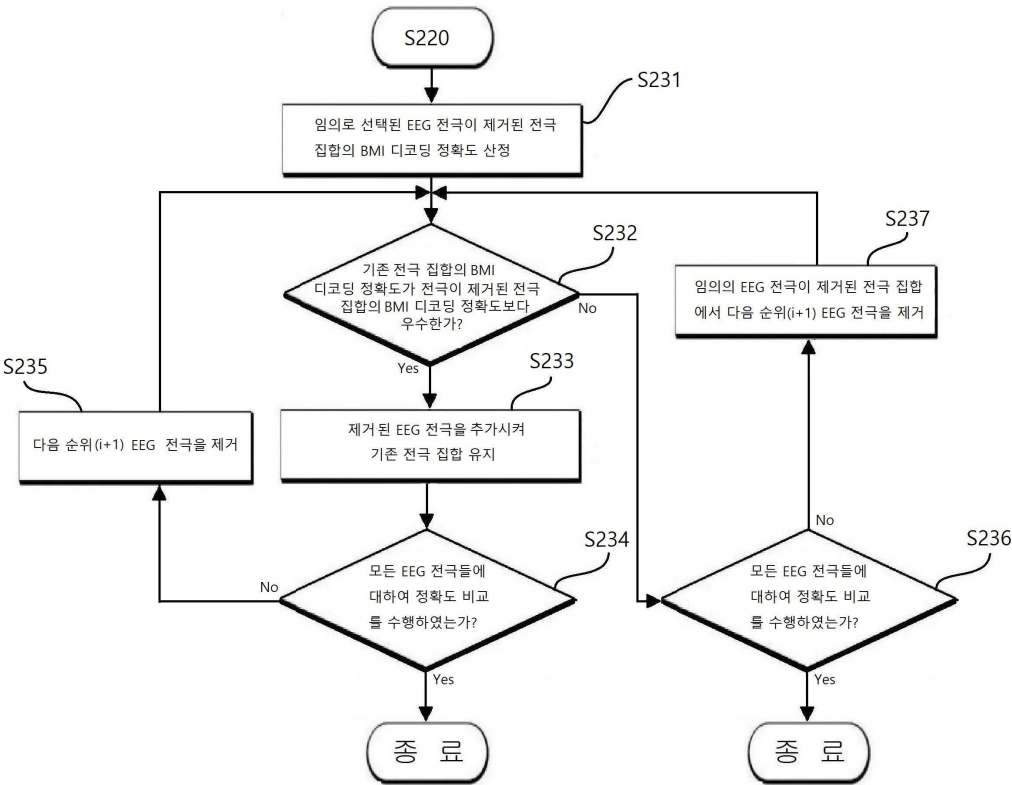
도면6



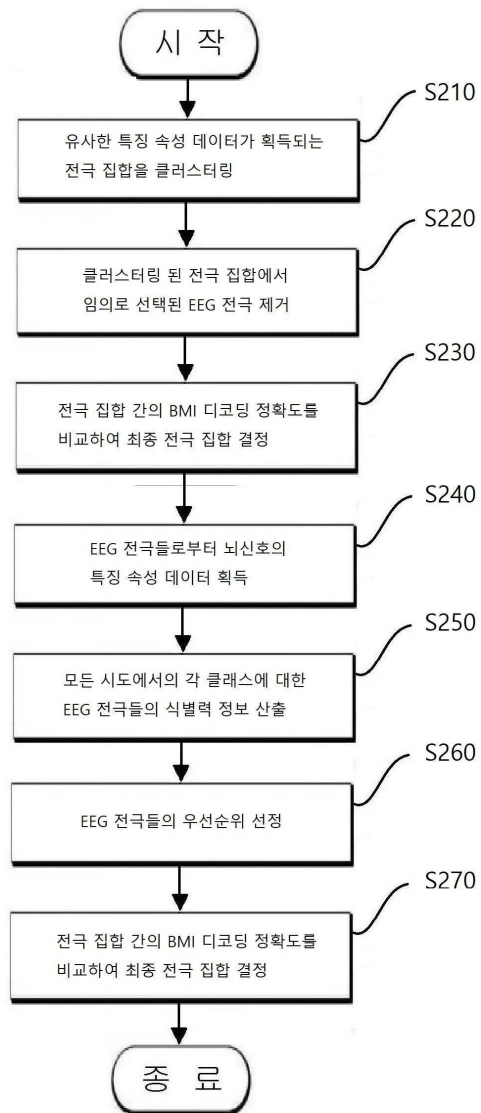
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	用于bmi的EEG最小电极选择方法和用于执行该方法的存储介质		
公开(公告)号	KR102124430B1	公开(公告)日	2020-06-18
申请号	KR1020180082075	申请日	2018-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	高丽大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	高丽大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	高丽大学产学合作基金会		
[标]发明人	민병경 안민희		
发明人	민병경 안민희		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/7235		
审查员(译)	Baekyanggyu		
其他公开文献	KR1020200008219A		

摘要(译)

本发明涉及一种用于BMI的EEG最小电极选择方法，该方法被实现为最小化实质上影响BMI解码精度的EEG电极的数量，以及用于执行该方法的存储介质，所有脑信号测量试验（试验）从多个EEG（脑电图）电极获取脑信号的特征数据；在上述所有尝试中，计算每个类别的EEG电极的可分辨性信息；使用计算出的判别功率信息，根据对BMI解码精度的影响程度，选择EEG电极的优先级；在所有上述尝试中，确定最终电极组，该最终电极组由至少一个对脑信号测量必不可少的EEG电极组成。

