

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2021-0051525
(43) 공개일자 2021년05월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G06F 3/01 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)

A61B 5/24 (2021.01) A61B 5/374 (2021.01)

(52) CPC특허분류

G06F 3/015 (2013.01)

A61B 5/316 (2021.01)

(21) 출원번호 10-2019-0136912

(22) 출원일자 2019년10월30일

심사청구일자 2019년10월30일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

정원주

서울특별시 강남구 삼성로64길 5, 107동 302호

박용구

서울특별시 성북구 인촌로13길 14, 206호

(74) 대리인

김홍석

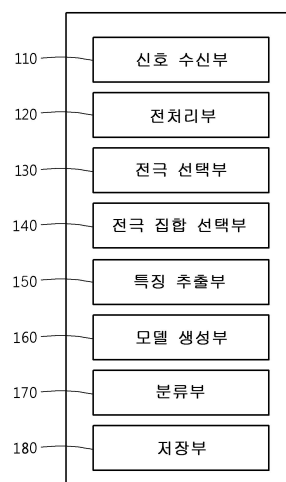
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 뇌전도 신호의 TDP와 상관관계 계수를 이용한 운동 심상 분류 장치 및 방법

(57) 요약

운동 심상 분류 장치 및 운동 심상 분류 모델 생성 장치가 개시된다. 상기 운동 심상 분류 모델 생성 장치는 미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 뇌전도 신호를 전처리하는 전처리부, TDP(Time Domain Parameter)를 이용하여 운동 심상 분류를 위한 제1 전극을 선택하는 전극 선택부, 상기 제1 전극과 가장 관련이 높은 전극들의 집합인 전극 집합을 선택하는 전극 집합 선택부, 상기 전극 집합에 포함된 전극들로부터 출력된 뇌전도 신호로부터 특징(feature)을 추출하는 특징 추출부, 및 상기 특징 추출부로부터 출력되는 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 모델 생성부를 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/374 (2021.01)

A61B 5/7264 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711080929

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 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 1/2

과제수행기관명 한국과학기술연구원

연구기간 2019.01.01 ~ 2019.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711080898

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 정보통신기술진흥센터

연구사업명 정보통신방송연구개발사업

연구과제명 딥러닝을 이용하여 사람의 의도를 인지하는 BCI 기반 뇌인지컴퓨팅 기술 개발

기 여 율 1/2

과제수행기관명 고려대학교산학협력단

연구기간 2019.01.01 ~ 2019.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 뇌전도 신호를 전처리하는 전처리부;

TDP(Time Domain Parameter)를 이용하여 운동 심상 분류를 위한 제1 전극을 선택하는 전극 선택부;

상기 제1 전극과 가장 관련이 높은 전극들의 집합인 전극 집합을 선택하는 전극 집합 선택부;

상기 전극 집합에 포함된 전극들로부터 출력된 뇌전도 신호로부터 특징(feature)을 추출하는 특징 추출부; 및

상기 특징 추출부로부터 출력되는 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 모델 생성부를 포함하는 운동 심상 분류 모델 생성 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 미리 정해진 주파수 대역은 0.5Hz 내지 40Hz이고,

상기 미리 정해진 시간 대역은 운동 심상 명령이 주어진 시점으로부터 0.5초내지 2.5초인,

운동 심상 분류 모델 생성 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 전극 선택부는 뇌전도 신호에 대해 TDP를 계산한 후 전극별 피쳐 비율을 계산하고, 가장 높은 피쳐 비율을 보이는 전극을 상기 제1 전극으로 선택하는,

운동 심상 분류 모델 생성 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

K(K는 2 이상의 자연수) 개의 전극들 중 k(k는 K보다 작거나 같은 자연수) 번째 전극에서 I(I는 2 이상의 자연수) 번의 측정 중 i(i는 I보다 작거나 같은 자연수) 번째로 측정된 뇌전도 신호($x_i^{(k)}$)의 TDP($T_{(i,p)}^{(k)}$)는 수학식 1에 의해 정의되고,

$$T_{(i,p)}^{(k)} = \log \left(\text{var} \left(\frac{d^p x_i^{(k)}}{dn^p} \right) \right), p = 0, 1, 2$$

상기 수학식 1은 이고,

상기 n은 N보다 작거나 같은 자연수로써 뇌전도 신호의 측정 시점(time point)를 의미하고, 상기 N은 2 이상의 자연수로써 뇌전도 신호의 샘플링 회수를 의미하는,

운동 심상 분류 모델 생성 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 전극 집합 선택부는 상기 제1 전극과의 상관관계 계수(correlation coefficient)에 기초하여 상기 전극 집합을 선택하는,

운동 심상 분류 모델 생성 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 특징 추출부는 FBCSP(Filter-Bbank Common Spacial Pattern) 기법을 이용하여 특징을 추출하는,

운동 심상 분류 모델 생성 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 분류기는 SVM(Support Vector Machine) 모델인,

운동 심상 분류 모델 생성 장치.

청구항 8

미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 분류 대상 뇌전도 신호를 전처리하는 전처리부;

FBCSP 기법을 이용하여 상기 분류 대상 뇌전도 신호로부터 특징을 추출하는 특징 추출부; 및

제1항에 기재된 운동 심상 분류 모델 생성 장치에 의해 생성된 운동 심상 분류 모델에 기초하여 상기 분류 대상 뇌전도 신호를 분류하는 분류부를 포함하는 운동 심상 분류 장치.

청구항 9

미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 뇌전도 신호를 전처리하는 전처리부;

TDP(Time Domain Parameter)를 이용하여 운동 심상 분류를 위한 제1 전극을 선택하는 전극 선택부;

상기 제1 전극과 가장 관련이 높은 전극들의 집합인 전극 집합을 선택하는 전극 집합 선택부;

상기 전극 집합에 포함된 전극들로부터 출력된 뇌전도 신호로부터 특징(feature)을 추출하는 특징 추출부;

상기 특징 추출부로부터 출력되는 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 모델 생성부;

상기 모델 생성부에 의해 생성된 분류 모델을 이용하여 분류 대상 뇌전도 신호를 분류하는 분류부를 포함하고,

상기 전처리부는 상기 분류 대상 뇌전도 신호를 상기 미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 전처리하고,

상기 특징 추출부는 상기 분류 대상 뇌전도 신호로부터 특징을 추출하고,

상기 분류부는 상기 특징 추출부에 의해 추출된 상기 분류 대상 뇌전도 신호의 특징에 기초하여 상기 분류 대상 뇌전도 신호를 분류하는,

운동 심상 분류 장치.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 뇌전도 신호(electroencephalogram, EEG)를 이용한 운동 심상 예측에 관한 것이며, 보다 상세하게는 뇌전도 신호의 TDP(Time Domain Parameter)와 상관관계 계수(correlation coefficients)를 이용한 CSP(Common Spatial Pattern) 기반의 동작 예측 기법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0003] 뇌-기계 인터페이스(brain-computer interface technique, BCI)는 근육의 움직임 없이 사람의 의도에 대한 뇌 신호를 기계로 번역해주는 기술로써, 공학, 재활 등과 같은 다양한 분야에서 활발하게 연구가 진행되고 있다.
- [0004] 뇌-기계 인터페이스에 이용되는 뇌 신호 중 뇌전도 신호는 높은 분해능과 비침습적인 특성으로 인해 가장 많이 연구되고 있다. 뇌전도 신호에 대해서는 사람이 운동 심상을 상상할 경우 대뇌 피질에서 발생하는 뇌전도 신호의 파워(power)가 각각 감소/증가하는 현상인 ERD(Event-Related Desynchronization)/ERS(Event-Related Synchronization)가 발생한다. 따라서, 운동 심상 예측 뇌-기계 인터페이스에서는 뇌전도 신호의 ERD와 ERS와 관련된 특징(feature)을 추출하는 것에 대한 연구가 진행되고 있다.
- [0005] 그러나, 뇌전도 신호는 낮은 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratios, SNR)로 인해 직접적으로 이용하기에는 많은 어려움이 있다. 따라서, 뇌전도 신호의 특징을 추출하기 위해 공통 공간 분포(CSP) 기법이 널리 쓰이고 있다. CSP 방법은 ERD/ERS 관련 특징을 추출하는 방법으로 하나의 운동 심상에 대해 분산을 최대화 하면서 동시에 다른 운동 심상에 대해 분산을 최소화하는 공간 필터를 이용하여 뇌전도 신호의 분산 특징을 추출하는 방법이다.
- [0006] 최근에는 모든 전극을 사용하는 CSP 방법의 성능을 향상시키기 위해 잡음 또는 의도와 관계없는 전극을 제외하여 CSP를 적용하는 방법이 연구되고 있다. spares CSP 기법은 정규화된 CSP 필터의 계수를 이용하여 큰 계수에 대응하는 전극만을 사용하는 방법으로 성능 향상을 이루었다. CSP-R-MF 방법은 필터 뱅크를 통한 주파수 대역 분석과 LASSO 알고리즘을 통하여 주파수 대역별 최적 전극을 추출하여 성능 향상을 이루었다.
- [0007] 그러나, 기존의 CSP 기반의 잡음 또는 의도와 관계없는 전극을 제외하여 성능을 향상시키는 방법은 모든 전극에 대해 CSP를 적용하여 선택한다는 단점이 존재한다. 이는 CSP를 적용하는 시점에서 이미 잡음 또는 의도와 관계없는 전극이 포함되어 최적의 판단을 하기 어렵다는 단점이 존재한다. 또한, CSP 방법을 기반으로 선택된 전극들에 다시 한번 CSP를 적용하여 특징을 선택하는 경우, 최적의 운동 심상 관련 공간 패턴을 얻지 못할 가능성이 존재한다. 이에 본 발명의 발명자는 CSP 기법을 이용하여 운동 심상 분류를 할 경우, CSP와 독립적인 방법을 이용하여 잡음 및 의도와 관계없는 전극을 선택하는 것이 보다 정확한 분석을 가능하게 해줄 것이라고 예측하였다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0009] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 제1457477호 (2014.11.05. 공개)
- (특허문헌 0002) 대한민국 공개특허 제2012-0125948호 (2012.11.19. 공개)
- (특허문헌 0003) 미합중국 공개특허 제2019-0212816호 (2019.06.11. 공개)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명이 이루고자 하는 기술적인 과제는 CSP 기법과는 독립적인 기법을 이용하여 잡음 및 의도와 관계없는 전극을 선택함으로써 보다 정확한 분석이 가능한 운동 심상 분류 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 실시예에 따른 운동 심상 분류 모델 생성 장치는 미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 뇌전도 신호를 전처리하는 전처리부, TDP(Time Domain Parameter)를 이용하여 운동 심상 분류를 위한 제1 전극을 선택하는 전극 선택부, 상기 제1 전극과 가장 관련이 높은 전극들의 집합인 전극 집합을 선택하는 전극 집합 선택부, 상기 전극 집합에 포함된 전극들로부터 출력된 뇌전도 신호로부터 특징(feature)을 추출하는 특징 추출부, 및 상기 특징 추출부로부터 출력되는 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 모델 생성부를 포함한다.

[0013] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 운동 심상 분류 장치는 미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 분류 대상 뇌전도 신호를 전처리하는 전처리부, FBCSP 기법을 이용하여 상기 분류 대상 뇌전도 신호로부터 특징을 추출하는 특징 추출부, 및 상술한 운동 심상 분류 모델 생성 장치에 의해 생성된 운동 심상 분류 모델에 기초하여 상기 분류 대상 뇌전도 신호를 분류하는 분류부를 포함한다.

[0014] 또한, 본 발명의 다른 실시예에 따른 운동 심상 분류 장치는 미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 뇌전도 신호를 전처리하는 전처리부, TDP(Time Domain Parameter)를 이용하여 운동 심상 분류를 위한 제1 전극을 선택하는 전극 선택부, 상기 제1 전극과 가장 관련이 높은 전극들의 집합인 전극 집합을 선택하는 전극 집합 선택부, 상기 전극 집합에 포함된 전극들로부터 출력된 뇌전도 신호로부터 특징(feature)을 추출하는 특징 추출부, 상기 특징 추출부로부터 출력되는 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 모델 생성부, 상기 모델 생성부에 의해 생성된 분류 모델을 이용하여 분류 대상 뇌전도 신호를 분류하는 분류부를 포함하고, 상기 전처리부는 상기 분류 대상 뇌전도 신호를 상기 미리 정해진 주파수 대역의 성분과 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 전처리하고, 상기 특징 추출부는 상기 분류 대상 뇌전도 신호로부터 특징을 추출하고, 상기 분류부는 상기 특징 추출부에 의해 추출된 상기 분류 대상 뇌전도 신호의 특징에 기초하여 상기 분류 대상 뇌전도 신호를 분류한다.

발명의 효과

[0016] 본 발명의 실시 예에 따른 운동 심상 분류 장치 및 방법에 의할 경우, TDP를 통해 피험자별 운동 심상에 가장 큰 영향을 미치는 전극을 선택한 후 해당 전극과 강한 상관관계 계수를 가지는 전극들을 선택함으로써 해당 피험자에 대해 운동 심상과 가장 관련된 전극을 선택할 수 있는 효과가 있다.

[0017] 또한, CSP 기법과 독립적인 방법을 통해 선택된 전극들에 CSP 기법을 적용함으로써 운동 심상 관련 전극들에 대해 최적의 공간 패턴을 추출할 수 있음과 동시에 사용 전극의 개수를 줄일 수 있어 뇌-기계 인터페이스의 처리 속도 및 편의성을 향상시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 본 발명의 상세한 설명에서 인용되는 도면을 보다 충분히 이해하기 위하여 각 도면의 상세한 설명이 제공된다.

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 분류 모델 생성 장치의 기능 블록이다.

도 2는 도 1에 도시된 분류 모델 생성 장치에 의한 운동 심상 분류 모델의 생성 과정을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 3은 본 발명에서 사용된 18개의 전극 위치를 도시한다.

도 4는 본 발명을 이용하여 해당 데이터의 5명의 피험자에 대한 분류 정확도를 나타낸 표를 도시한다.

도 6은 본 발명을 이용하여 해당 데이터의 4명의 피험자에 대하여 분류 정확도를 나타낸 표를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 본 명세서에 개시되어 있는 본 발명의 개념에 따른 실시 예들에 대해서 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 본 발명의 개념에 따른 실시 예들을 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로서, 본 발명의 개념에 따른 실시 예들은 다양한 형태들로 실시될 수 있으며 본 명세서에 설명된 실시 예들에 한정되지 않는다.
- [0021] 본 발명의 개념에 따른 실시 예들은 다양한 변경들을 가할 수 있고 여러 가지 형태들을 가질 수 있으므로 실시 예들을 도면에 예시하고 본 명세서에서 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시 예들을 특정한 개시 형태들에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.
- [0022] 제1 또는 제2 등의 용어는 다양한 구성 요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성 요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하는 목적으로만, 예컨대 본 발명의 개념에 따른 권리 범위로부터 벗어나지 않은 채, 제1 구성 요소는 제2 구성 요소로 명명될 수 있고 유사하게 제2 구성 요소는 제1 구성 요소로도 명명될 수 있다.
- [0023] 어떤 구성 요소가 다른 구성 요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성 요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성 요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성 요소가 다른 구성 요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는 중간에 다른 구성 요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다. 구성 요소들 간의 관계를 설명하는 다른 표현들, 즉 "~사이에"와 "바로 ~사이에" 또는 "~에 이웃하는"과 "~에 직접 이웃하는" 등도 마찬가지로 해석되어야 한다.
- [0024] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로서, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 본 명세서에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0025] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0026] 이하, 본 명세서에 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 실시 예들을 상세히 설명한다. 그러나, 특허출원의 범위가 이러한 실시 예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [0028] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 분류 모델 생성 장치의 기능 블록이고, 도 2는 도 1에 도시된 분류 모델 생성 장치에 의한 운동 심상 분류 모델의 생성 과정을 설명하기 위한 흐름도이다. 도 2에서 테스트 단계는 분류 대상 뇌전도 신호를 분류하는 동작과 동일할 수 있다.
- [0029] 도 1과 도 2를 참조하면, 운동 심상 분류 장치, 분류 장치, 운동 심상 분류 모델 생성 장치 등으로 명명될 수도 있는 분류 모델 생성 장치(10)는 신호 수신부(110), 전처리부(120), 전극 선택부(130), 전극 집합 선택부(140), 특징 추출부(150), 모델 생성부(160), 분류부(170), 및 저장부(180) 중 적어도 하나를 포함한다.
- [0030] 예컨대, 운동 심상을 분류하는 모델을 생성하는 분류 모델 생성 장치(10)는 전처리부(120), 전극 선택부(130), 전극 집합 선택부(140), 특징 추출부(150), 모델 생성부(160)를 포함할 수 있다. 실시예에 따라, 분류 모델 생성 장치(10)는 신호 수신부(110) 및/또는 저장부(180)를 더 포함할 수도 있다.
- [0031] 또한, 운동 심상을 분류하는 분류 장치(10)는 전처리부(120), 특징 추출부(150), 분류부(170)를 포함한다. 실시예에 따라, 분류 장치(10)는 신호 수신부(110) 및/또는 저장부(180)를 더 포함할 수도 있다. 또한, 분류 장치(10)에는 전극 선택부(130), 전극 집합 선택부(140), 및 모델 생성부(160)가 포함됨으로써, 분류 모델의 생성과

분류 대상 신호의 분류 동작을 모두 수행할 수도 있다.

- [0032] 분류 모델 생성 장치(10) 및/또는 분류 장치(10)는 적어도 하나의 프로세서를 이용하여 구현될 수 있으며, 여기서, 프로세서는 중앙 처리 장치(CPU, Central Processing Unit), 마이크로 컨트롤러 유닛(MCU, Micro Controller Unit), 애플리케이션 프로세서(AP, Application Processor), 마이컴(Micom, Micro Processor), 전자 제어 유닛(ECU, Electronic Controlling Unit) 및/또는 각종 연산 처리 및 제어 신호의 생성이 가능한 다른 전자 장치 등을 포함할 수 있다. 이들 장치는 예를 들어 하나 또는 둘 이상의 반도체 칩 및 관련 부품을 이용하여 구현될 수 있다. 일 실시예에 의하면, 프로세서는 저장부(180)에 저장된 적어도 하나의 애플리케이션(소프트웨어, 프로그램이나 앱 등으로 표현 가능하다)을 구동시켜, 미리 정의된 연산, 판단, 처리 및/또는 제어 동작 등을 수행할 수도 있다. 여기서, 저장부(180)에 저장된 애플리케이션은, 설계자에 의해 직접 작성되어 저장부(180)에 입력 및 저장된 것일 수도 있고, 또는 유선 또는 무선 통신 네트워크를 통해 접속 가능한 전자 소프트웨어 유통망을 통하여 획득 또는 갱신된 것일 수도 있다.
- [0033] 또한, 분류 모델 생성 장치(10) 및/또는 분류 장치(10)는 이와 같은 프로세서가 하나 이상 설치된 적어도 하나의 정보 처리 장치를 이용하여 구현될 수도 있으며, 전자 정보 처리 장치는 데스크톱 컴퓨터, 랩톱 컴퓨터, 서버용 컴퓨터, 스마트 폰, 태블릿 피씨, 스마트 시계, 내비게이션 장치, 휴대용 게임기, 두부 장착형 디스플레이(HMD, Head Mounted Display) 장치, 인공지능 음향 재생 장치, 디지털 텔레비전, 가전기기, 기계 장치 및/또는 전자적으로 정보의 연산/처리 및 이와 관련된 제어가 가능하고 에너지 관리를 위해 특별히 제작된 적어도 하나의 장치를 포함할 수 있다.
- [0035] 신호 수신부(110)는 피험자의 두부로부터 뇌전도 신호를 측정하는 소정의 측정 장치로부터 뇌전도 신호를 수신할 수 있다. 신호 수신부(110)에 의해 수신된 뇌전도 신호는 저장부(180)에 저장될 수 있다. 실시예에 따라, 신호 수신부(110)는 유무선 통신망을 통하여 별도의 전자 장치 및/또는 서버 등으로부터 뇌전도 신호를 수신할 수도 있다. 다른 실시예로, 신호 수신부(110)는 소정의 입출력 인터페이스를 통하여 저장 장치로부터 뇌전도 신호를 수신하는 것도 가능하다.
- [0036] 신호 수신부(110)에 의해 수신되는 뇌전도 신호는 훈련(학습)을 위한 뇌전도 신호, 학습된 모델(분류 모델)을 테스트하기 위한 뇌전도 신호, 및/또는 분류 장치(10)에 의한 분류의 대상이 되는 분류 대상 뇌전도 신호가 있을 수 있다.
- [0038] 전처리부(120)는 신호 수신부(110)에 의해 수신된 뇌전도 신호 또는 저장부(180)에 저장되어 있는 뇌전도 신호를 전처리할 수 있다. 구체적으로, 전처리부(120)는 뇌전도 신호가 적어도 미리 정해진 주파수 대역의 성분을 갖도록 뇌전도 신호를 전처리, 즉 뇌전도 신호를 대상으로 주파수 대역 필터링 동작을 수행할 수 있다. 미리 정해진 주파수 대역의 신호만이 유의미한 신호일 수 있기 때문이며, 여기서 미리 정해진 주파수 대역은 0.5 Hz 내지 40 Hz 사이의 주파수 대역일 수 있다. 또한, 전처리부(120)는 뇌전도 신호가 적어도 미리 정해진 시간 대역의 성분을 갖도록 뇌전도 신호를 전처리, 즉 뇌전도 신호를 대상으로 시간 대역 필터링 동작을 수행할 수 있다. 다시 말해, 전처리부(120)는 뇌전도 신호가 운동 심상 명령이 주어진 시점으로부터 t1(예컨대, 0.5초)과 t2(예컨대, 2.5초) 사이의 신호만을 갖도록 전처리 동작을 수행할 수 있다. 상술한 바와 같이, 전처리부(120)는 주파수 대역에서의 전처리 동작 및/또는 시간 대역에서의 전처리 동작을 수행할 수 있다.
- [0039] 실시예에 따라, 전처리부(120)는 미리 정해진 전극 집합에 포함된 전극으로부터 출력된 뇌전도 신호만을 대상으로 전처리 동작을 수행할 수도 있다. 즉, 분류 장치(10)는 미리 정해진 전극 집합의 뇌전도 신호를 이용하여 운동 심상을 분류하기 때문에, 전처리 후에 전극 및/또는 전극 집합이 선택되는 것이 아니고, 미리 정해진 전극 집합의 뇌전도 신호만을 전처리할 수도 있다.
- [0041] 전극 선택부(130)는 TDP(Time Domain Parameter)를 이용하여 운동 심상 분류에 가장 적합한(가장 관련 있는) 최적 전극을 선택할 수 있다. 구체적으로, 전극 선택부(130)는 뇌전도 신호에 대해 TDP를 계산한 후 전극별 피셔 비율(Fisher ratio)을 계산한다. 결국, 전극 선택부(130)는 가장 높은 피셔 비율을 보이는 전극을 최적의 전극, 즉 최적 운동 심상 전극으로 선택할 수 있다.
- [0042] 각각이 피험자의 두부 중 상이한 지점에 부착되어 피험자의 뇌전도 신호를 측정하는 K개의 전극들(K는 2 이상의

자연수) 중 k 번째 전극(k 는 K 보다 작거나 같은 자연수)의 i 번째 뇌전도 신호($x_i^{(k)}$)에 대한 TDP($T_{(i,p)}^{(k)}$)는 수학식 1과 같이 정의된다. 여기서, i 는 I 보다 작거나 같은 자연수이고, I 는 전극별 측정 회수(예컨대, 100)를 의미한다.

[수학식 1]

$$T_{(i,p)}^{(k)} = \log \left(\text{var} \left(\frac{d^p x_i^{(k)}}{dn^p} \right) \right), p = 0, 1, 2$$

수학식 1에서, p 는 TDP의 타입(type)으로써, 첫 번째 타입($p=0$ 인 경우)은 뇌전도 신호의 파워(signal power)를, 두 번째 타입($p=1$ 인 경우)은 주파수 대역에 대한 뇌전도 신호의 변화(변화의 정도 또는 변화율, the EEG pattern for mean frequency)를, 세 번째 타입($p=2$ 인 경우)은 주파수 변화에 대한 뇌전도 신호의 변화(변화의 정도 또는 변화율, the EEG pattern for frequency change)를 나타낸다. 또한, n 은 N 보다 작거나 같은 자연수으로써 뇌전도 신호의 측정 시점(time point)을 의미할 수 있다. N 은 2 이상의 자연수으로써 채널(즉, 전극)별 측정(또는 샘플링)의 회수(the number of time samples per channel)를 의미할 수 있다.

전극 선택부(130)는 위 세가지 타입의 TDP를 이용하여 k 번째 전극의 피서 비율($F^{(k)}$)을 계산할 수 있다. 피서 비율($F^{(k)}$)은 수학식 2를 이용하여 계산된다.

[수학식 2]

$$F^{(k)} = \frac{\sum_{p=0}^2 \left(\frac{1}{|I_1|} \sum_{i \in I_1} T_{(i,p)}^{(k)} - \frac{1}{|I_2|} \sum_{i \in I_2} T_{(i,p)}^{(k)} \right)^2}{\sum_{p=0}^2 \sum_{c=1}^2 \frac{1}{|I_c|} \sum_{i \in I_c} \left(T_{(i,p)}^{(k)} - \sum_{i \in I_c} T_{(i,p)}^{(k)} \right)^2}$$

수학식 2에서, $|I_c|$ 는 인덱스 셋(index set) I_c 의 크기(size), 즉 클래스 c 에 해당하는 측정 신호의 총 개수를 의미할 수 있다.

전극 선택부(130)는 모든 전극의 피서 비율을 계산한 후 가장 높은 피서 비율을 가지는 전극을 최적 운동 심상 전극(k_p)으로 선택할 수 있다.

전극 집합 선택부(140)는 최적 운동 심상 전극을 이용하여, 피험자별 운동 심상과 가장 관련이 높은 전극 집합(즉, 운동 심상 관련 최적 전극 집합)을 선택할 수 있다. 즉, 전극 집합 선택부(140)는 전극 선택부(130)에 의해 선택된 전극(최적 운동 심상 전극)과 가장 관련이 높은 전극 집합을 선택할 수 있다. 예컨대, 전극 집합 선택부(140)는 최적 운동 심상 전극과의 상관관계 계수가 높은 전극들을 운동 심상 관련 최적 전극 집합으로 선택할 수 있다. 상관관계 계수가 높은 전극이 서로 동일한 운동 심상에 대해 강한 관계를 형성한다고 볼 수 있기 때문이다. 운동 심상관련 최적 전극 집합(S)은 수학식 3과 같이 정의된다.

[수학식 3]

$$S = \left\{ q \in \{1, 2, \dots, K\} \mid \bar{\rho}_1^{(k_q, q)} \geq \rho_{thr} \text{ and } \bar{\rho}_2^{(k_q, q)} \geq \rho_{thr} \right\}$$

수학식 3에서, $\bar{\rho}_c^{(k_q, q)}$ 는 클래스 c 에 대해 전극 k_p 와 전극 q 의 평균 상관관계 계수를 나타내고, ρ_{thr} 는 임계값을 나타낸다. 결국, 전극 집합 선택부(140)는 수학식 3을 이용하여 운동 심상 관련 최적 전극 집합을 선택할 수 있으며, 운동 심상 관련 최적 전극 집합에는 최적 운동 심상 전극 또한 포함될 수 있다.

[0056] 또한, 수학식 3에서의 $\rho_c^{-(k_q, q)}$ 는 수학식 4에 의해 정의될 수 있다.

[0057] [수학식 4]

$$\bar{\rho}_c^{(k_p, q)} = \frac{1}{|I_c|} \sum_{i \in I_c} \rho_i^{(k_p, q)}, \quad c = 1, 2$$

[0058]

[0059] 수학식 4에서 $\rho_i^{(k_p, q)}$ 는 클래스 c에 대한 평균 상관관계 계수(mean correlation coefficient)를 의미하고, 수학식 5에 의해 정의될 수 있다.

[0060] [수학식 5]

$$\rho_i^{(k_p, q)} = \frac{C(x_i^{(k_p)}, x_i^{(q)})}{\sqrt{P(x_i^{(k_p)})} \sqrt{P(x_i^{(q)})}}, \quad q = 1, 2, \dots, K, \text{ and } q \neq k_p$$

[0061]

[0062] 즉, 수학식 5는 i번째 측정 신호에 대하여 전극 k_p 와 전극 q 사이의 상관관계 계수(correlation coefficient)를 의미한다. 또한, 수학식 5에서 $C(x_i^{(k_p)}, x_i^{(q)})$ 와 $P(x_i^{(q)})$ 는 수학식 6에 의해 정의될 수 있다.

[0063] [수학식 6]

$$C(x_i^{(k_p)}, x_i^{(q)}) = \sum_{n=1}^N \left(x_i^{(k_p)}(n) - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_i^{(k_p)}(n) \right) \left(x_i^{(q)}(n) - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_i^{(q)}(n) \right)$$

$$P(x_i^{(q)}) = \sum_{n=1}^N \left(x_i^{(q)}(n) - \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_i^{(q)}(n) \right)^2$$

[0064]

[0066] 특징 추출부(150)는 전극 집합($\mathcal{S}$)에 대해 분류 모델을 학습시키기 위한(즉, 분류기를 학습시키기 위한 특징(feature)을 추출할 수 있다. 일 예로, 특징 추출부(150)는 전극 집합($\mathcal{S}$)에 포함된 전극들의 뇌전도 신호에 FBCSP(filter-bank CSP) 기법을 적용하여 특징을 추출할 수 있으며, 구체적인 과정은 다음과 같다.

[0067] m-번째 필터 बैं크를 통과한 뇌전도 신호 X_m 의 공분산 행렬 E_m 는 수학식 7와 같이 나타난다.

[0068] [수학식 7]

$$E_m = \frac{X_m X_m^T}{\text{trace}(X_m X_m^T)}$$

[0069]

[0070] $E_{m,c}$ 를 클래스 c의 공분산 행렬이라 하면, 각각의 클래스의 공분산 행렬의 합은 $\bar{E}_m = E_{m,1} + E_{m,2}$ 로 표현되고, 고유값 분해를 통해 다음 수학식 8와 같이 쓸 수 있다.

[0071] [수학식 8]

$$\bar{E}_m = U_m \Lambda_m U_m^T$$

[0072]

[0073] 백색화 행렬($Q_m = \sqrt{\Lambda_m^{-1}} U_m^T$)을 이용하면, 백색화 공분산 행렬 S_m 는 다음 수학식 9와 같이 나타낼 수 있다.

[0074] [수학식 9]

$$S_m = Q_m \bar{E}_m Q_m^T = W_m A_m W_m^T$$

[0076] 본 발명에서는 A_m 에 대해 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값에 해당하는 W_m 의 두 개의 공간필터를 사용하였으나, 본 발명의 권리범위가 이에 제한되는 것은 아니다. 그 후 X_m 을 공간필터 W_m 로 필터링 하여, 해당 신호의 분산을 특징으로 사용할 수 있다. 따라서, m 번째 필터뱅크에 대해 두 개의 특징벡터 $\bar{v}_{m,1} = [v_{m,1,1}, v_{m,1,2}, \dots, v_{m,1,N}]^T$ 와 $\bar{v}_{m,2} = [v_{m,2,1}, v_{m,2,2}, \dots, v_{m,2,N}]^T$ 가 얻어진다. 여기서, N 은 훈련 신호의 개수이다. 그 후 소구역에 대해 M 개의 필터뱅크를 모두 통과한 특징벡터를 모은 특징 집합 V 는 다음 수학식 10과 같이 구성된다.

[0077] [수학식 10]

$$V = [\bar{v}_{1,1}, \bar{v}_{1,2}, \bar{v}_{2,1}, \bar{v}_{2,2}, \dots, \bar{v}_{M,1}, \bar{v}_{M,2}]$$

[0079] FBCSP는 각 특징벡터의 상호정보량을 계산하여, 상호정보량이 가장 높은 필터뱅크 2개를 선택한다. 선택된 두 개의 필터뱅크에 대한 특징벡터 집합은 다음 수학식 11과 같이 새롭게 정의된다.

[0080] [수학식 11]

$$\hat{V} = [\bar{f}_{1,1}, \bar{f}_{1,2}, \bar{f}_{2,1}, \bar{f}_{2,2}]$$

[0082] 결국, 특징 추출부(150)는 $\hat{V}$ 를 특징으로 추출할 수 있다.

[0084] 모델 생성부(160)는 분류 모델(또는 분류기)를 학습시킴으로써, 운동 심상 분류 모델을 생성할 수 있다. 구체적으로, 모델 생성부(160)는 특징 추출부(150)에 의해 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습시킴으로써, 뇌전도 신호로부터 운동 심상을 분류하는 분류 모델을 생성할 수 있다. 예시적인 분류기는 SVM(Support Vector Machine)일 수 있다.

[0086] 분류부(170)는 모델 생성부(160)에 의해 생성된 분류 모델을 이용하여 운동 심상(motor imagery, MI)을 분류할 수 있다. 다른 예로, 분류 장치(10)에 모델 생성부(160)가 포함되지 않는 경우에는, 분류부(170)는 분류 모델 생성 장치(10)에 의해 생성된 분류 모델을 이용하여 운동 심상을 분류할 수 있다.

[0088] 저장부(180)에는 신호 수신부(110)에 의해 수신된 뇌전도 신호, 전처리부(120)에 의해 전처리된 뇌전도 신호, 전극 선택부(130)에 의해 선택된 전극 집합에 대한 정보, 전극 집합 선택부(140)에 의해 선택된 전극 집합에 대한 정보, 특징 추출부(150)에 의해 추출된 특징, 모델 생성부(160)에 의해 생성된 분류 모델, 분류기(170)에 의한 분류 결과 중 적어도 하나 이상이 저장될 수 있다.

[0090] [실시예]

[0091] 본 발명의 성능평가를 위해 공개 데이터셋인 BCI competition III dataset IVa와 BCI competition IV dataset I를 사용하였다. 먼저, BCI competition III dataset IVa는 피험자 5명(al, aa, av, aw, ay)에 대하여 두 개의 운동 심상에 대해 측정되었다. 해당 데이터는 extended international 10/20 system에 따라 118개의 전극에서 추출되었으며 샘플링 주파수는 100Hz이다. 각 클래스마다 140회씩 총 280회의 운동 심상 신호 측정이 이루어졌다. 해당 데이터는 훈련 신호와 테스트 신호로 나누어져 제공되고 각 피험자(al, aa, av, aw, ay)에 대하여 제공되는 훈련 신호의 개수는 각각 224, 168, 84, 56, 28이고 테스트 신호의 개수는 각각 56, 112, 96, 224, 252개이다.

[0092] 해당 데이터의 전처리는 다음과 같다. 본 발명에서는 성능 평가를 위해 118개의 전극 중 운동 심상과 관련된 18개의 전극을 이용하였다. 도 3에는 18개 전극의 측정 위치를 나타낸다. TDP 추출 단계와 운동 심상 관련 최적

전극 선택 단계에서는 0.5Hz ~ 40Hz 사이의 주파수 대역 필터링을 실시하였고, 사용된 시간 대역은 운동 심상 명령이 주어지고 0.5초 후부터 2.5초까지의 신호를 사용하였다. 그 후 FBCSP를 통한 특징 추출 단계에서는 4Hz ~ 36Hz 사이의 주파수를 4Hz 간격으로 총 8개의 필터뱅크를 사용하였다.

[0093] 도 4는 본 발명을 이용하여 해당 데이터의 5명의 피험자에 대한 분류 정확도를 나타낸 표를 도시한다. 성능 평가를 위해 CSP 기반의 방법인 FBRCSP, FBSCSP, CSP-R-MF 방법과 비교를 하였다. 본 발명의 결과 피험자 5명의 평균 정확도를 비교하였을 때, 기존의 가장 높은 정확도를 보이는 FBSCSP 방법 대비 약 1.37%의 평균 정확도 향상을 보였다.

[0094] BCI competition IV dataset I는 피험자 4명(a, b, f, g)에 대하여 두 개의 운동 심상에 대해 측정되었다. 해당 데이터는 extended international 10/20 system에 따라 59개의 전극에서 추출되었으며 샘플링 주파수는 100Hz이다. 각 클래스마다 100회씩 총 200회의 운동 심상 신호 측정이 이루어졌다. 해당 데이터셋의 성능평가를 위해 총 200회의 데이터에 대해 10×10 cross-validation을 이용하여 분류 성능을 측정하였다.

[0095] 해당 데이터의 전처리는 다음과 같다. TDP 추출 단계와 운동 심상 관련 최적 전극 선택 단계에서는 0.5Hz ~ 40Hz 사이의 주파수 대역 필터링을 실시하였고, 사용된 시간 대역은 운동 심상 명령이 주어지고 0.5초 후부터 2.5초까지의 신호를 사용하였다. 그 후 FBCSP를 이용한 특징 추출 단계에서는 4Hz ~ 36Hz 사이의 주파수를 4Hz 간격으로 총 8개의 필터뱅크를 사용하였다. 도 5는 본 발명을 이용하여 해당 데이터의 4명의 피험자에 대하여 분류 정확도를 나타낸 표를 도시한다. 성능평가를 위해 CSP 기반의 방법인 FBSCSP, CSP-R-MF 방법과 비교를 하였다. 본 발명의 결과 피험자 4명의 평균 분류 정확도를 비교하였을 때, 기존의 가장 높은 정확도를 보이는 FBSCSP 방법 대비 4%의 평균 분류 정확도 향상을 보였다.

[0097] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성 요소, 소프트웨어 구성 요소, 및/또는 하드웨어 구성 요소 및 소프트웨어 구성 요소의 집합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시 예들에서 설명된 장치 및 구성 요소는, 예를 들어, 프로세서, 컨트롤러, ALU(Arithmetic Logic Unit), 디지털 신호 프로세서(Digital Signal Processor), 마이크로 컴퓨터, FPA(Field Programmable array), PLU(Programmable Logic Unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(Operation System, OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(Processing Element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 컨트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(Parallel Processor)와 같은, 다른 처리 구성(Processing Configuration)도 가능하다.

[0098] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(Computer Program), 코드(Code), 명령(Instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(Collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성 요소(Component), 물리적 장치, 가상 장치(Virtual Equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(Signal Wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(Embody)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

[0099] 실시 예에 따른 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 실시 예를 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), 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. 상

기된 하드웨어 장치는 실시 예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

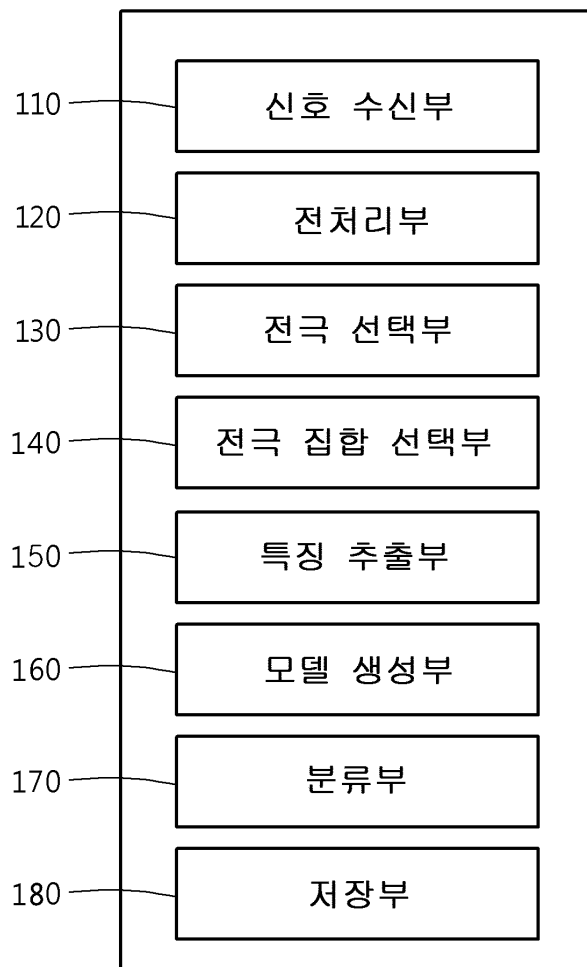
[0101] 본 발명은 도면에 도시된 실시 예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성 요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성 요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 등록청구범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0103] 10 : 분류 모델 생성 장치, 분류 장치
 110 : 신호 수신부
 120 : 전처리부
 130 : 전극 선택부
 140 : 전극 집합 선택부
 150 : 특징 추출부
 160 : 모델 생성부
 170 : 분류부
 180 : 저장부

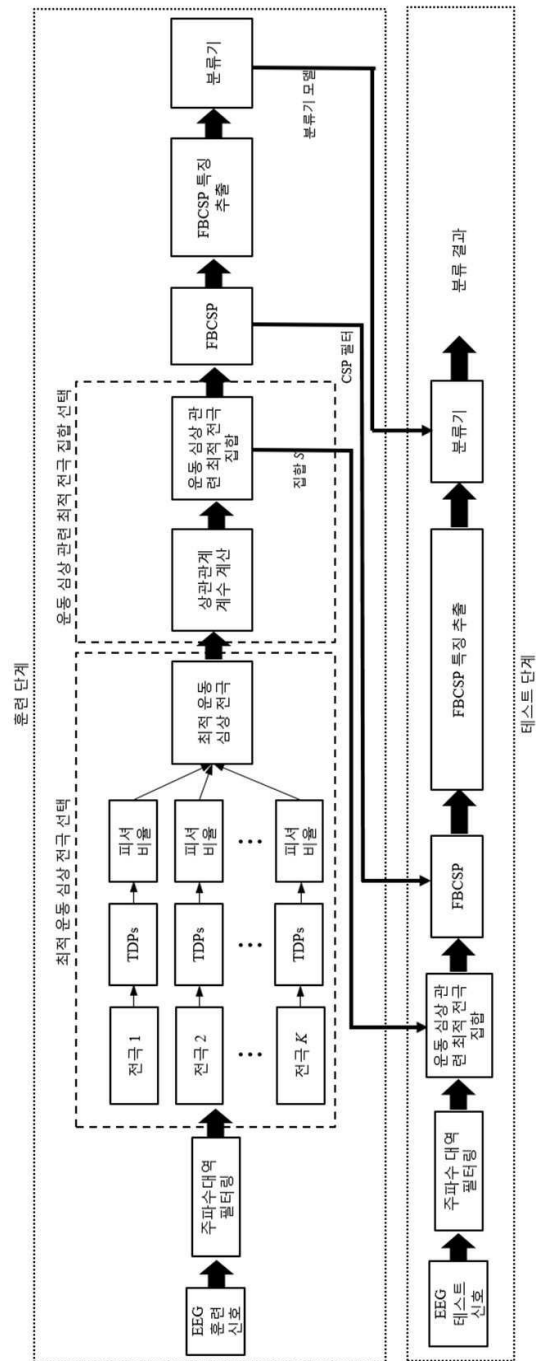
도면

도면1

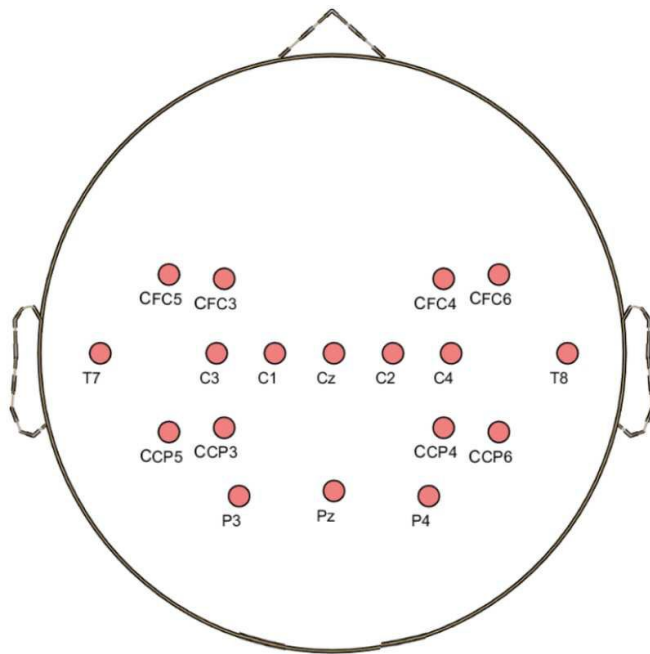


10

도면2



도면3



도면4

Subject	FBCSP	FBRCS	FBSCSP	CSP-R-MF	Proposed Method (Constant Threshold, $\rho_{thr} = 0.6$)	Proposed Method (Individual Threshold)
al	94.64	94.64	100	100	100	100 ($\rho_{thr} = 0.6$)
aa	88.39	91.07	90.18	89.29	90.18	91.96 ($\rho_{thr} = 0.7$)
av	71.42	75	70.91	73.46	72.45	72.45 ($\rho_{thr} = 0.6$)
aw	78.21	76.78	88.39	87.5	88.39	88.39 ($\rho_{thr} = 0.6$)
ay	83.73	93.65	89.31	85.31	92.86	92.86 ($\rho_{thr} = 0.6$)
mean	83.28	86.23	87.76	87.11	88.78	89.13

도면5

Subject	FBCSP	FBSCSP	CSP-R-MF	Proposed Method (Constant Threshold, $\rho_{thr} = 0.75$)	Proposed Method (Individual Threshold)
a	75	79.5	81.5	86.5	86.5 ($\rho_{thr} = 0.75$)
b	54	55.5	63	53.5	57.25 ($\rho_{thr} = 0.7$)
f	80.75	82.75	79	89.5	92.5 ($\rho_{thr} = 0.8$)
g	92.5	93	87.5	90.5	90.5 ($\rho_{thr} = 0.75$)
mean	75.56	77.69	77.75	80.00	81.69