



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0062285
(43) 공개일자 2019년06월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/048 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/04012 (2013.01)
A61B 5/048 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0148717
(22) 출원일자 2018년11월27일
심사청구일자 2018년11월27일
(30) 우선권주장
1020170159241 2017년11월27일 대한민국(KR)

(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 10 항

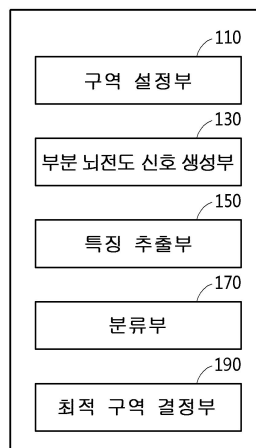
(54) 발명의 명칭 지역별 결합 뇌전도 신호의 CSP 특징을 이용한 운동 심상 분류 장치 및 방법

(57) 요약

운동 심상 분류 방법이 개시된다. 상기 운동 심상 분류 방법은 (a) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 구역 설정부가 피험자에게 부착된 복수의 전극들을 K(K는 2 이상의 자연수) 개의 구역으로 분류하는 단계, (b) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 부분 뇌전도 신호 생성부가 각 구역별로 포함된 전극들로부터 출력되는 뇌전도 신호를 결합하여 K 개의 부분 뇌전도 신호들을 생성하는 단계, (c) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 특징 추출부가 상기 K 개의 부분 뇌전도 신호들 각각에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징을 산출하는 단계, 및 (d) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 분류부가 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1

100



(52) CPC특허분류

A61B 5/7235 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 20170004510011001

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 정보통신방송연구개발사업

연구과제명 딥러닝을 이용하여 사람의 의도를 인지하는 BCI 기반 뇌인지컴퓨팅 기술 개발

기 여 율 1/1

주관기관 고려대학교 산학협력단

연구기간 2017.04.01 ~ 2017.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

- (a) 운동 심상 분류 장치에 포함되는 구역 설정부가 피험자에게 부착된 복수의 전극들을 K (K 는 2 이상의 자연수) 개의 구역으로 분류하는 단계;
- (b) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 부분 뇌전도 신호 생성부가 각 구역별로 포함된 전극들로부터 출력되는 뇌전도 신호를 결합하여 K 개의 부분 뇌전도 신호들을 생성하는 단계;
- (c) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 특징 추출부가 상기 K 개의 부분 뇌전도 신호들 각각에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징을 산출하는 단계; 및
- (d) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 분류부가 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 단계를 포함하는 운동 심상 분류 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 (c) 단계는,

분류 대상 동작인 클래스 1과 클래스 2 각각에 대하여 상기 부분 뇌전도 신호의 공분산 행렬을 생성하는 단계;

상기 클래스 1에 대한 공분산 행렬과 상기 클래스 2에 대한 공분산 행렬의 합(E_t)의 고유값 분해를 산출하는 단계;

고유값 분해의 결과로 생성된 고유값 행렬에서 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값을 산출하는 단계;

투영 행렬(W)에 포함되는 복수의 열(column)들 중 상기 가장 큰 고유값과 상기 가장 작은 고유값에 대응하는 2 개의 열을 공간 필터로 이용하여 상기 특징을 추출하는 단계를 포함하고,

상기 투영 행렬(W)은 수학식 1을 이용하여 생성되고,

상기 수학식 1은 $QE_tQ^T = W\Lambda W^T$ 이고,

상기 Q 는 수학식 2에 의해 정의되는 백색화 행렬이고,

상기 수학식 2는 $Q = \sqrt{\Lambda^{-1}} U^T$ 이고,

상기 U 는 고유 벡터이고,

상기 Λ 는 상기 고유값 행렬인,

운동 심상 분류 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 상기 최적 구역 결정부가 상기 K 개의 특징 중 가장 낮은 고유값 점수에 대응하는 특징을 제외한 특징을 이용하여 상기 (d) 단계가 반복 수행되도록 상기 분류를 제어하는,

운동 심상 분류 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,
상기 최적 구역 결정부가 분류 정확도에 기초하여 운동 심상 분류에 사용될 최적 구역을 결정하는,
운동 심상 분류 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,
상기 분류기는 SVM(Support Vector Machine)인,
운동 심상 분류 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,
상기 복수의 전극들 각각은 적어도 하나의 구역에 포함되는,
운동 심상 분류 방법.

청구항 7

피험자에게 부착된 복수의 전극들을 K(K는 2 이상의 자연수) 개의 구역으로 분류하는 구역 설정부;
각 구역별로 포함된 전극들로부터 출력되는 뇌전도 신호를 결합하여 K 개의 부분 뇌전도 신호들을 생성하는 부분 뇌전도 신호 생성부;
상기 K 개의 부분 뇌전도 신호들 각각에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징을 산출하는 특징 추출부; 및
추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 분류부를 포함하는 운동 심상 분류 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,
상기 특징 추출부는,
분류 대상 동작인 클래스 1과 클래스 2 각각에 대하여 상기 부분 뇌전도 신호의 공분산 행렬을 생성하고,
상기 클래스 1에 대한 공분산 행렬과 상기 클래스 2에 대한 공분산 행렬의 합(E_t)의 고유값 분해를 산출하고,
고유값 분해의 결과로 생성된 고유값 행렬에서 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값을 산출하고,
투영 행렬(W)에 포함되는 복수의 열(column)들 중 상기 가장 큰 고유값과 상기 가장 작은 고유값에 대응하는 2 개의 열을 공간 필터로 이용하여 상기 특징을 추출하고,
상기 투영 행렬(W)은 수학식 1을 이용하여 생성되고,
상기 수학식 1은 $QE_tQ^T = W\Lambda W^T$ 이고,
상기 Q는 수학식 2에 의해 정의되는 백색화 행렬이고,

상기 수학식 2는 $Q = \sqrt{\Lambda^{-1}} U^T$ 이고,

상기 U 는 고유 벡터이고,

상기 Λ 는 상기 고유값 행렬인,

운동 심상 분류 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 운동 심상 분류 장치는 최적 구역 결정부를 더 포함하고,

상기 최적 구역 결정부는 상기 K 개의 특징 중 가장 낮은 고유값 점수에 대응하는 특징을 제외한 특징을 이용하여 상기 분류기를 학습하도록 상기 분류부를 제어하는,

운동 심상 분류 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 최적 구역 결정부는 분류 정확도에 기초하여 운동 심상 분류에 사용될 최적 구역을 결정하는,

운동 심상 분류 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 뇌전도 신호를 이용한 동작 예측에 관한 것으로, 특히 측정 전극의 위치에 기반한 전극의 지역별 분석을 이용한 동작 예측 기법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 뇌-기계 인터페이스(Brain-Computer Interface technique, BCI)는 직접적인 근육의 움직임이 아닌 측정된 뇌 신호를 해석하여 직접 명령 신호로 전환하는 기술이며, 의료 분야, 공학 분야 등에 적용되어 다방면으로 개발이 진행 중이다.

[0004] BCI에 이용되는 뇌 신호에는 뇌전도(electroencephalogram, EEG), 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI), 기능적 근적외선 분광법(functional near infrared spectroscopy, fNIRs) 등이 있다. 이들 중 뇌전도(EEG)를 이용하는 방법이 가장 널리 사용되고 있다. 뇌전도는 두피에 부착된 전극을 통해 측정하기 때문에, 비침습적으로 접근성이 편하고 시간에 대한 분해능이 뛰어나다는 장점을 가지고 있다. 그러나, 뇌전도 신호는 뇌의 내부에서 측정되는 것이 아니라 두피에 부착된 전극을 통해 측정되기 때문에 낮은 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)를 가지게 되므로 뇌전도를 이용하여 분류에 적합한 특징을 추출하는 알고리즘이 필요하다.

[0005] CSP(Common Spatial Pattern)는 뇌전도에서 분류에 적합한 특징을 추출하는데 가장 널리 사용되는 기법이다. CSP 기법은 공간 필터를 이용하여 두 가지 클래스 분류에 가장 적합한 특징을 추출하는 것으로서, 운동 심상에서 분류하고자 하는 두 개의 동작에 대하여 하나의 동작에 대해 뇌전도의 분산을 가장 크게 해줌과 동시에 나머지 동작에 대해서는 뇌전도의 분산을 가장 작게 만들어주는 공간 필터를 생성한다. 공간 필터를 통과한 뇌전도 신호는 운동 심상을 분류하는 가장 높은 특징을 가지게 된다.

[0006] CSP를 기반으로 하는 분류 방법들은 측정된 모든 뇌전도 신호들의 공분산 행렬을 이용한다. 측정된 전극의 개수가 C(C는 2 이상의 자연수)라 할 때, $C \times C$ 크기를 가지는 평균 공분산 행렬을 추정하게 되고 이에 대한 고유값

분석을 통해 공간 필터를 추출하게 된다. 그러나, 운동 심상의 경우 뇌의 각 지역별로 동일한 피험자를 대상으로 동일한 실험을 하더라도 활성화되는 지역이 모두 동일하지 않고 그 정도도 일정하지가 않다. 따라서, 보다 높은 분류 정확도를 위하여 운동 심상 분류에 적합한 측정 전극의 뇌전도 신호를 이용하는 전극 선택 기법이 제시되었다.

[0007] 이러한 전극 선택 기법을 이용하였을 때, 기존의 모든 전극을 사용하는 CSP 보다 피험자별 운동 심상 분류에 의미 있는 정보를 지니고 있는 전극들을 추출하여 분류 정확도의 향상을 보였고, 적합한 전극 선택을 위한 다양한 연구가 진행되고 있다.

[0008] 그러나, 두피에 부착된 전극에서 측정된 뇌전도 신호는 해당 위치의 뇌 내부 신호원과 일대일 대응 관계를 갖지 않으며, 여러 위치의 뇌 내부 신호원들의 신호가 섞여서 측정되는 것으로 알려져 있다. 이에 따라, 운동 심상에 의미 있는 뇌 내부의 신호원은 특정 전극의 추출보다 특정 지역의 전극들과 연관 관계가 있을 수 있으며, 전극 선택이 아닌 인접한 전극들로 구성된 지역(또는 구역)의 선택이 더 높은 분류 정확도를 제공할 수 있다.

[0009] 따라서, 본 발명에서는 인접한 전극들 사이에서 동일한 내부 신호원의 신호를 공유할 수 있음에 착안하여 적합한 특정 전극의 선택이 아닌 인접한 전극들을 포함하는 적합한 지역의 선택을 수반하는 CSP 기반의 운동 심상 분류 기법을 제안한다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0011] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 KR 10-1524585 (2015.05.26 등록)
(특허문헌 0002) 대한민국 등록특허 KR 10-1462869 (2014.11.12 등록)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0012] 본 발명이 이루고자 하는 기술적인 과제는 뇌의 내부 신호원에서 발생한 운동 심상에 대하여 보다 근원적인 지역 정보를 얻고, 이를 바탕으로 높은 분류 정확도를 제공하는 운동 심상 분류 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0014] 본 발명의 실시 예에 따른 운동 심상 분류 방법은 (a) 운동 심상 분류 장치에 포함되는 구역 설정부가 피험자에게 부착된 복수의 전극들을 $K(K$ 는 2 이상의 자연수) 개의 구역으로 분류하는 단계, (b) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 부분 뇌전도 신호 생성부가 각 구역별로 포함된 전극들로부터 출력되는 뇌전도 신호를 결합하여 K 개의 부분 뇌전도 신호들을 생성하는 단계, (c) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 특정 추출부가 상기 K 개의 부분 뇌전도 신호들 각각에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징을 산출하는 단계, 및 (d) 상기 운동 심상 분류 장치에 포함되는 분류부가 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 단계를 포함한다.

- [0015] 또한, 본 발명의 실시 예에 따른 운동 심상 분류 장치는 피험자에게 부착된 복수의 전극들을 $K(K$ 는 2 이상의 자연수) 개의 구역으로 분류하는 구역 설정부, 각 구역별로 포함된 전극들로부터 출력되는 뇌전도 신호를 결합하여 K 개의 부분 뇌전도 신호들을 생성하는 부분 뇌전도 신호 생성부, 상기 K 개의 부분 뇌전도 신호들 각각에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징을 산출하는 특정 추출부, 및 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 분류부를 포함한다.

발명의 효과

- [0017] 본 발명의 실시 예에 따른 운동 심상 분류 장치 및 방법에 의할 경우, 전극의 위치를 기반으로 인접한 전극들을

포함하는 지역을 설정하여 높은 분류 정확도를 제공할 수 있는 효과가 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 실시 예에 따른 운동 심상 분류 장치의 기능 블록도이다.
- 도 2는 도 1에 도시된 구역 설정부에 의해 설정된 각 구역을 도시한다.
- 도 3은 본 도 1에 도시된 운동 심상 분류 장치에 의해 수행되는 운동 심상 분류 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- 도 4는 본 발명에서 예시적으로 사용된 18개 전극의 위치를 나타낸다.
- 도 5는 발명의 평가를 위해 사용한 부분 지역과 포함되는 전극들의 명칭을 나타낸 표를 도시한다.
- 도 6은 각각의 부분 지역에 대하여 피험자별 고유값 점수의 분포를 나타낸 표를 도시한다.
- 도 7은 본 발명을 이용하여 해당 데이터의 5명의 피험자에 대한 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 범

위가 이러한 실시 예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.

[0028] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동 심상 분류 장치의 기능 블록도이다. 도 1을 참조하면, 운동 심상 분류 장치(100)는 구역 설정부(110), 부분 뇌전도 신호 생성부(130), 특징 추출부(150), 분류부(170) 및 최적 구역 결정부(190)를 포함한다.

[0029] 구역 설정부(110)는 피험자에게 부착된 복수 개의 전극들을 K(K는 2 이상의 자연수) 개의 구역으로 분류할 수 있다. 구체적으로, 피험자에게 부착된 전극의 개수가 K일 때, 구역 설정부(110)는 각 전극의 위치를 기반으로 인접한 전극끼리 그룹핑하여 각 구역당 n(n은 2 보다는 크거나 같고 K 보다는 작은 자연수) 개의 전극이 포함되도록 전체 지역을 나눈다. 일 예로, 임의의 전극과 상기 임의의 전극과 가장 인접한 n-1 개의 전극이 포함되도록 구역이 설정될 수 있다. 피험자에게 부착된 전극들 각각이 적어도 하나 이상의 구역에 포함되도록 구역이 분류(또는 결정)되며, 복수의 전극들 중 임의의 전극은 하나의 구역에만 포함될 수도 있으며 둘 이상의 구역에 중복되어 포함될 수도 있다. 또한, 실시 예에 따라, 각 구역에 포함되는 전극의 개수는 상이할 수도 있다. 즉, 구역 설정부(110)는 임의의 전극과 상기 임의의 전극과 가장 인접한 적어도 하나의 전극이 포함되도록 K 개의 구역을 결정할 수 있다.

[0030] 구역 설정부(110)에 의해 설정된 각 구역을 도시하는 도 2를 참조하면, 전극 CFC5는 인접한 전극들인 CFC3, C3 및 T7과 그룹핑되어 하나의 구역으로 설정될 수 있다. 또한, 전극 C4는 인접한 전극들인 C2, CFC4, CFC6, CCP4, CCP6 및 T8과 그룹핑되어 하나의 구역으로 설정될 수 있다. 이처럼, 각 구역에 포함되는 전극의 개수는 상이할 수도 있으나, 본 발명의 권리 범위가 이에 제한되는 것은 아니다.

[0031] 다른 실시 예로, 상술한 K 개의 구역 및/또는 각 구역에 포함되는 전극은 미리 정해질 수도 있다. 이 경우, 운동 심상 분류 장치(100)는 상술한 구역 설정부(110)를 포함하지 않을 수도 있다.

[0033] 부분 뇌전도 신호 생성부(130)는 각 구역에 포함되는 전극들 각각으로부터 수신(또는 출력)되는 뇌전도 신호를 결합하여 부분 뇌전도 신호를 생성한다. 각 구역별로 하나의 부분 뇌전도 신호가 생성되기 때문에, 생성되는 부분 뇌전도 신호의 개수는 구역의 개수(K 개)와 동일할 수 있다.

[0035] 특징 추출부(150)는 부분 뇌전도 신호 생성부(130)에 의해 생성된 복수의 부분 뇌전도 신호들 각각에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern)기법을 적용하여 특징(또는 특징 벡터)을 추출하고, 고유값 점수를 산출할 수 있다.

[0036] CSP 기법은 분류 대상 동작인 두 클래스 뇌전도 신호에 대하여 분산 차이를 극대화시키는 알고리즘이다. CSP 기법은 분류 대상 동작의 뇌전도 신호에 대하여 하나의 클래스의 뇌전도 신호는 분산을 가장 크게 만들어줌과 동시에 다른 하나의 클래스의 뇌전도 신호는 분산을 가장 작게 만들어주는 공간 필터를 생성한다. 이러한 공간 필터를 통과한 뇌전도 신호를 이용하여 도출된 특징(또는 특징 벡터)은 운동 심상의 분류 성능 향상에 효과적이다. 여기서 도출된 특징은 뇌전도 신호의 분산을 의미할 수도 있다.

[0037] 이하에서는 특징 추출부(150)가 CSP 기법을 이용하여 특징(또는 특징 벡터)을 추출하는 과정을 보다 상세히 설명하기로 한다. 우선, 특징 추출부(150)는 부분 뇌전도 신호 생성부(200)에 의해 생성된 부분 뇌전도 신호 X의 공분산 행렬 E를 생성한다. 공분산 행렬 E는 수학식 1과 같다.

수학식 1

$$E = \frac{XX^T}{\text{trace}(XX^T)}$$

[0039] 여기서, X는 부분 뇌전도 신호를 의미한다. 분류 대상 동작에 대한 클래스 1, 2의 공분산 행렬을 각각 E₁, E₂라 하면 두 공분산 행렬의 합은 고유값 분해를 통해 수학식 2와 같이 표현될 수 있다.

수학식 2

$$E_i = E_1 + E_2 = UAU^T$$

여기서, U 는 고유 벡터이고 A 는 고유값 행렬을 의미한다. 상기 고유 벡터 및 고유값 행렬에 대하여 백색화 행렬 Q 를 $Q = \sqrt{\Lambda^{-1}} U^T$ 로 정의하면, 백색화 공분산 행렬(백색화 변환된 공분산 행렬) S 는 수학식 3과 같이 표현될 수 있다.

수학식 3

$$S = QE_iQ^T = WAW^T$$

여기서, W 는 각각의 열이 공간 필터들로 구성된 투영 행렬을 나타낸다. 또한, 본 발명에서는 투영 행렬 W 에서 고유값 행렬 A 에 대해 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값에 해당하는 2 개의 열을 공간 필터로 사용하여 특징(또는 특징 벡터)을 추출한다.

또한, 고유값 행렬 A 에 대하여 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값의 차이를 고유값 점수 β 로 정의한다. CSP 알고리즘에서 고유값 점수 β 는 두 클래스 간의 분산 차이와 비례하는 성질을 가지고 있다. 따라서, 각각의 부분 뇌전도 신호들에 대하여 해당 지역의 고유값 점수 β 가 클수록, 해당 지역에 CSP 알고리즘을 적용할 때 두 클래스의 분산의 차이를 더 크게 할 수 있음을 의미하고, 이는 운동 심상 분류에 대해서 의미 있는 정보를 가지고 있는 것으로 판단할 수 있다. 따라서, 본 발명에서는 총 K 개의 부분 지역을 설정할 경우, 총 K 개의 CSP 특징과 K 개의 고유값 점수를 추출할 수 있다. K 개의 고유값 점수를 오름 차순으로 정렬한 후 총 K 개의 CSP 특징에서 고유값 점수가 낮은 지역의 CSP 특징들을 제거해가며 분류 정확도를 계산하면 가장 분류 정확도가 높은 경우의 지역들을 판단할 수 있다. 따라서, 본 발명에서는 피험자의 운동 심상에 대하여 가장 의미 있는 지역 정보를 고유값 점수를 통해서 추출함으로써 분류 정확도를 향상시킬 수 있다.

분류부(170)는 특징 추출부(150)에 의해 추출된 특징(또는 특징 벡터)을 이용하여 분류기를 학습한다. 학습을 위한 훈련 데이터는 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호이며, 이러한 훈련 데이터에 대하여 특징 추출부(130)에 의해 추출된 특징(또는 특징 벡터)을 이용하여 분류기를 학습한다. 이때, 분류기는 SVM(Support Vector Machine) 기반일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

최적 구역 결정부(190)는 구역의 개수를 변화시키면서 가장 높은 분류 정확도를 나타내는 구역들을 결정한다. 구체적으로, 최적 구역 결정부(190)는 K 개의 CSP 특징(또는 특징 벡터)에서 가장 낮은 고유값 점수를 나타내는 구역의 CSP 특징을 순차적으로 제거해가며 분류기를 학습하고 그에 따른 분류 결과에 대한 분류 정확도를 산출한다.

예컨대, 최적 구역 결정부(190)는 추출된 K 개의 특징(또는 특징 벡터) 중 분류부(170)의 입력으로 사용될 특징을 결정할 수 있다. 구체적으로, 최적 구역 결정부(190)는 K 개의 특징 중 가장 낮은 고유값 점수를 나타내는 구역의 특징을 순차적으로 제거된 특징, 즉 K 개의 특징부터 L 개의 특징(L 은 1보다 크거나 같고 K 보다 작은 자연수) 각각을 입력 데이터로 사용하도록 분류부(170)를 제어할 수 있다.

또한, 최적 구역 결정부(190)는 소정의 테스트 신호를 이용하여 분류부(170)에 의해 학습된 분류기 각각의 분류 정확도를 산출하고, 가장 높은 분류 정확도를 나타내는 경우에 이용된 구역을 최적 구역으로 결정할 수 있다. 여기서, 분류 정확도란 전체 테스트 신호의 개수와 분류기를 통해 정확히 분류된 테스트 신호의 개수의 비를 의미한다. 산출된 분류 정확도를 토대로 가장 높은 분류 정확도가 산출되는 경우의 구역들을 최적의 구역으로 결

정한다. 적어도 하나의 구역이 최적의 구역으로 결정될 수 있다.

- [0052] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동 심상 분류 방법을 설명하기 위한 흐름도이다. 이하에서는 앞서 기재한 부분과 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0053] 우선, 운동 심상 분류 장치(100)에 포함되는 구역 설정부(110)는 피험자에게 부착된 복수 개의 전극들을 그룹핑하여 K 개의 구역으로 분할한다(S110). 이때, 상기 복수 개의 전극들 각각은 적어도 하나 이상의 구역에 포함되도록 분류된다. 이때, 임의의 전극이 서로 다른 구역에 중복되어 포함되어도 무방하다.
- [0054] 운동 심상 분류 장치(100)에 포함되는 부분 뇌전도 신호 생성부(130)는 각 구역에 포함되는 전극들로부터 출력되는 뇌전도 신호를 결합하여 K 개의 부분 뇌전도 신호를 생성할 수 있다(S130).
- [0055] 운동 심상 분류 장치(100)에 포함되는 특징벡터 추출부(150)는 상기 부분 뇌전도 신호에 대하여 CSP 기법을 적용하여 특징(또는 특징 벡터)을 추출한다(S150).
- [0056] 운동 심상 분류 장치(100)에 포함되는 분류부(170)는 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습한다(S170). 이때, 분류부(170)에 의한 분류기 학습 동작은 최적 구역 결정부(190)에 의해 제어될 수 있다.
- [0057] 또한, 최적 구역 결정부(190)는 분류부(170)에 의해 학습된 분류기의 분류 정확도에 기초하여 최적의 구역을 결정할 수 있다(S190).
- [0059] [실시예]
- [0060] 본 발명의 성능 평가를 위해 BCI Competition III Datasets IVa를 사용하였다. 해당 데이터 셋은 운동 심상의 성능 평가에 공개적으로 사용한 데이터로 특히 적은 수의 훈련신호를 통한 알고리즘의 성능평가에 유용하게 사용된다.
- [0061] 측정된 뇌전도 신호는 건강한 다섯 명의 피험자(al, aa, av, aw, ay)에 대하여 extended international 10/20 system에 따라서 118개의 전극에서 추출된 뇌전도 신호이다. 총 오른손과 다리, 두 개의 클래스로 구성이 되어 있고, 각 클래스에 대한 신호는 3.5초 간 화면을 통해 제시된다. 다섯 명의 피험자들에 대하여 각 클래스마다 140회 실험, 즉 총 280회의 실험이 이루어졌다. 다섯 명의 피험자(al, aa, av, aw, ay)의 훈련 신호의 개수는 각각 224, 168, 84, 56, 28이고 테스트 신호의 개수는 각각 56, 112, 96, 224, 252개이다.
- [0062] 본 발명에서는 extended international 10/20 system을 기준으로 운동 심상에 가장 영향을 준다고 알려진 18개의 전극에서 추출된 뇌전도 신호를 사용하였다. 도 4는 18개 전극의 위치를 나타낸다. 또한, 각 피험자의 신호가 기록된 3.5초 중 0.5초부터 3초까지의 신호만을 사용하였고 해당 신호들은 9Hz~30Hz의 주파수로 필터링을 하였다. 동작 분류를 위해서는 가장 널리 사용되는 분류기인 SVM(Support Vector Machine)을 사용하였다. 총 18개의 측정 전극을 사용하였기에 총 18개의 부분 지역에 대하여 평가를 진행하였다.
- [0064] 도 5는 발명의 평가를 위해 사용한 부분 지역과 포함되는 전극들의 명칭을 나타낸 표를 도시하고, 도 6은 각각의 부분 지역에 대하여 피험자별 고유값 점수의 분포를 나타낸 표를 도시하고, 도 7은 본 발명을 이용하여 해당 데이터의 5명의 피험자에 대한 분류 정확도를 나타낸 표를 도시한다. 비교 대상은 기존의 CSP 기반의 방법인 R-CSP와 FBCSP 그리고 2017년에 IEEE Sensor에 등재된 CSP 기반의 운동 심상 분류 방법인 SBRCSP와 비교를 하였다. 본 발명의 결과에서 괄호 안의 숫자는 가장 높은 정확도를 보였을 때의 사용된 부분 지역의 개수를 나타낸다.
- [0065] 본 발명에서 정확도 평가는 다섯 명의 피험자(al, aa, av, aw, ay)의 각각의 훈련 신호로 SVM 분류기를 학습한 후, 각각의 실제 테스트 신호의 클래스 대비 분류기를 통하여 나온 맞춘 테스트 신호의 클래스의 비율로 계산되었다. 본 발명은 비교대상으로 선정한 기존의 CSP 기반의 방법대비 높은 분류 정확도를 보였다. 피험자 aa를 제외하곤 모든 피험자들에 대하여 기존의 방법대비 높은 정확도 향상을 보였고 특히 피험자 ay의 경우 기존의 방법들과 비교하였을 때 매우 높은 정확도 향상을 보이는 것을 확인 할 수 있었다. 이는 피험자별 운동 심상 분류에 가장 의미 있는 정보를 포함하는 지역이 존재하고 이를 기반으로 분류를 하였을 때 전체 측정 지역을 모두 사용하는 기존의 방법들보다 높은 정확도 향상을 얻을 수 있다고 결론지을 수 있다.

[0067] 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), 마이크로컴퓨터, 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.

[0068] 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.

[0069] 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. 상기된 하드웨어 장치는 실시 예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0071] 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

[0073] 100 : 운동 심상 분류 장치
110 : 구역 설정부
130 : 부분 뇌전도 신호 생성부
150 : 특징 추출부

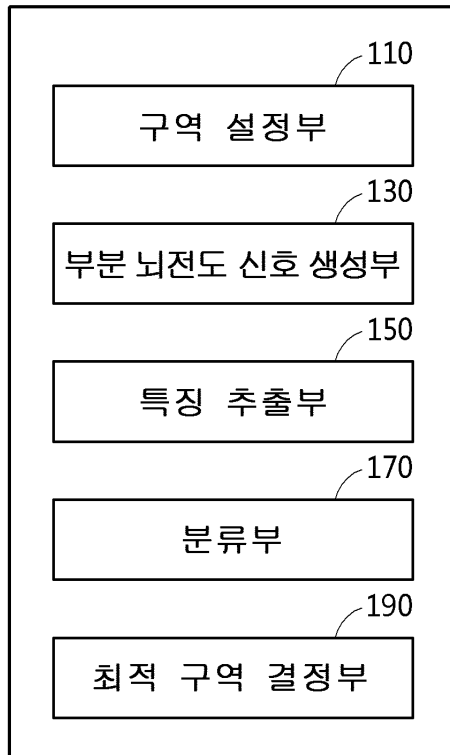
170 : 분류부

190 : 최적 구역 결정부

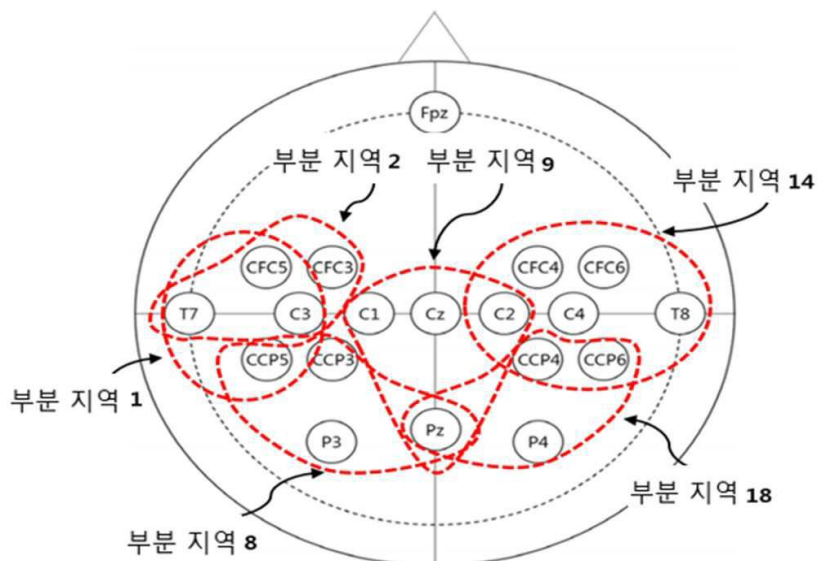
도면

도면1

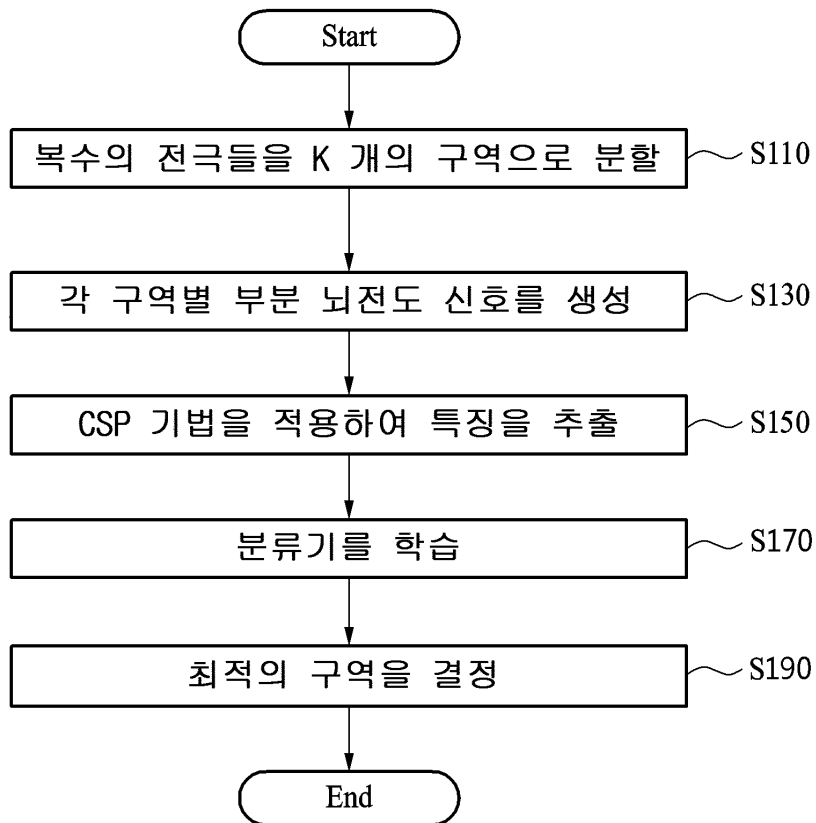
100



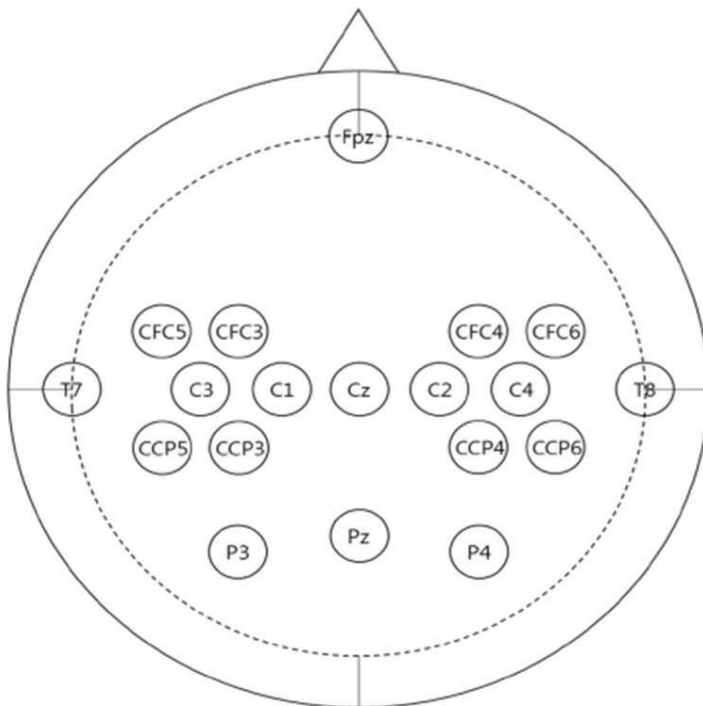
도면2



도면3



도면4



도면5

부분 지역번호	포함 전극	부분 지역번호	포함 전극
1	T7,CFC5,C3,CCP5	10	Pz,CCP,P3,Cz,CCP4,P4
2	CFC5,T7,C3,CFC3	11	C2,Cz,CFC4,C4,CCP4
3	CFC3,CFC5,C3,C1,Cz	12	CFC4,Cz,C2,CFC6,C4
4	C3,T7,CFC5,CFC3,CCP5,CCP3,C ₁	13	CFC6,CFC4,C4,T8
5	C1,CFC3,C3,CCP3,Cz	14	C4,C2,CFC4,CFC6,T8,CCP4,C _{CP6}
6	CCP5,T7,C3,CCP3,P3	15	T8,CFC6,C4,CCP6
7	CCP3,C3,C1,CCP5,P3,Cz,Pz	16	CCP4,Cz,C2,C4,CCP6,P4,Pz
8	P3,CCP5,CCP3,Pz	17	CCP6,C4,T8,CCP4,P4
9	Cz,C1,Pz,C2	18	P4,Pz,CCP4,CCP6

도면6

al	부분 지역번호	15	18	9	6	13	1	8	17	12	11	5	2	16	14	3	10	4	7
	고유값점수	0.22	0.251	0.274	0.287	0.23	0.308	0.309	0.324	0.344	0.345	0.349	0.349	0.356	0.358	0.392	0.434	0.457	0.476
aa	부분 지역번호	15	18	13	9	11	12	17	14	16	2	8	10	3	5	1	6	7	4
	고유값점수	0.044	0.049	0.059	0.068	0.077	0.085	0.086	0.091	0.096	0.135	0.136	0.14	0.15	0.165	0.171	0.183	0.2	0.218
av	부분 지역번호	9	15	17	5	10	13	18	3	14	2	8	11	7	16	12	1	4	6
	고유값점수	0.05	0.075	0.092	0.096	0.106	0.11	0.112	0.118	0.13	0.131	0.17	0.14	0.165	0.168	0.173	0.173	0.237	0.24
aw	부분 지역번호	8	18	15	17	2	1	9	10	13	11	3	12	16	6	14	4	5	7
	고유값점수	0.145	0.156	0.158	0.174	0.182	0.183	0.184	0.191	0.193	0.201	0.203	0.218	0.227	0.235	0.243	0.26	0.261	0.27
ay	부분 지역번호	15	13	11	12	17	14	18	9	16	1	2	6	8	3	10	4	5	7
	고유값점수	0.093	0.099	0.102	0.109	0.113	0.117	0.123	0.129	0.158	0.182	0.2	0.256	0.263	0.273	0.28	0.281	0.301	0.311

도면7

	R-CSP	FBCSP	SBRCS	본 발명
al	85.71	98.21	98.21	100 (18)
aa	74.11	80.36	86.61	77.68 (17)
av	58.16	61.73	63.78	74.49 (8)
aw	72.32	88.84	89.05	93.3 (7)
ay	75.40	73.81	77.78	91.67 (7)
평균	73.14	80.59	82.69	87.43

专利名称(译)	使用组合区域脑电信号的CSP特征的运动图像分类设备和方法		
公开(公告)号	KR1020190062285A	公开(公告)日	2019-06-05
申请号	KR1020180148717	申请日	2018-11-27
[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		
[标]发明人	정원주 박용구		
发明人	정원주 박용구		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 A61B5/048		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/048 A61B5/7235		
代理人(译)	Gimhongseok		
优先权	1020170159241 2017-11-27 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种运动图像分类方法。运动图像分类方法可以包括：(a)通过运动图像分类装置中包括的区域设置单元将附接到对象的多个电极分类为K个(K是两个或两个以上的自然数)区域，以及(b)将运动图像分类。通过组合从各个区域中包括的电极输出的EEG信号来产生K个部分EEG信号；(c)运动图像分类装置中包括的特征提取单元；以及通过将公共空间模式(CSP)技术应用于每个部分EEG信号来计算特征，以及(d)使用从运动图像分类设备中包括的分类器中提取的特征学习分类器。包括在内。

100

