



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년11월11일  
(11) 등록번호 10-2043193  
(24) 등록일자 2019년11월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01)  
A61B 5/0478 (2006.01) A61B 5/048 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/7264 (2013.01)  
A61B 5/04012 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2017-0171186  
(22) 출원일자 2017년12월13일  
심사청구일자 2017년12월13일  
(65) 공개번호 10-2019-0070558  
(43) 공개일자 2019년06월21일  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020110037726 A\*  
KR1020140009715 A\*  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
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  
김동용, 김홍석

전체 청구항 수 : 총 5 항

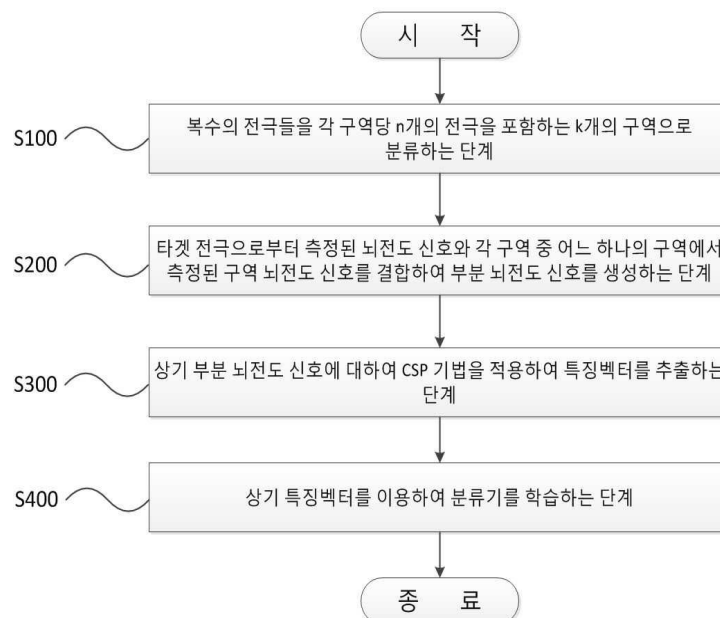
심사관 : 김성훈

(54) 발명의 명칭 지역간 결합 뇌전도 신호 CSP 특징을 이용한 운동심상 분류 장치 및 그 방법

(57) 요약

운동심상 분류 방법이 개시된다. 상기 운동심상 분류 방법은 (a) 운동심상 분류 장치에 포함되는 구역 분류부에 의해 수행되고, 피험자에 부착된 복수의 전극들을 각 구역당 n개의 전극을 포함하는 k개의 구역으로 나누는 단계, (b) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 부분 뇌전도 신호 생성부에 의해 수행되고, 상기 복수의 전극들 (뒷면에 계속)

대표도 - 도3



중 어느 하나의 전극인 타겟 전극으로부터 측정된 분류대상 동작의 뇌전도 신호를 상기 k개의 구역 중 어느 하나의 구역에서 측정된 분류대상 동작의 구역 뇌전도 신호와 각각 결합하여 하나의 타겟 전극당 k개의 부분 뇌전도 신호를 생성하는 단계, (c) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 특징벡터 추출부에 의해 수행되고, 상기 부분 뇌전도 신호에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징벡터를 추출하는 단계, 및 (d) 운동심상 분류 장치에 포함되는 분류부에 의해 수행되고, 상기 특징벡터를 이용하여 분류기를 학습하는 단계를 포함한다.

(52) CPC특허분류

**A61B 5/0478** (2013.01)

**A61B 5/048** (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) 운동심상 분류 장치에 포함되는 구역 설정부에 의해 수행되고, 피험자에 부착된 복수의 전극들을 각 구역당  $n$ ( $n$ 은 2 이상의 자연수) 개의 전극을 포함하는  $k$ ( $k$ 는 2 이상의 자연수) 개의 구역으로 분류하는 단계;
  - (b) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 부분 뇌전도 신호 생성부에 의해 수행되고, 상기 복수의 전극들 중 어느 하나의 전극인 타겟 전극으로부터 측정된 분류대상 동작의 뇌전도 신호를 상기  $k$  개의 구역 각각에서 측정된 분류대상 동작의 구역 뇌전도 신호와 결합하여 하나의 타겟 전극당  $k$  개의 부분 뇌전도 신호를 생성하는 단계;
  - (c) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 특징벡터 추출부에 의해 수행되고, 상기 부분 뇌전도 신호에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징벡터를 추출하는 단계;
  - (d) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 분류부에 의해 수행되고, 상기 특징벡터를 이용하여 분류기를 학습하는 단계; 및
  - (e) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 추출부에 의해 수행되고, 각 구역당 포함되는 전극의 개수인  $n$ 을 변화시키면서 상기 (a) 내지 (d) 단계를 반복적으로 수행하여 가장 높은 분류 정확도를 나타내는 타겟 전극과  $n$ 을 추출하는 단계를 포함하고,
- 상기 (a) 단계는 상기 복수의 전극들 각각이 적어도 하나 이상의 구역에 포함되도록 분류하는, 운동심상 분류 방법.

**청구항 2**

- 제1항에 있어서,
- 상기 (c) 단계는
- (c-1) 상기 분류대상 동작의 각 분류에 대하여 상기 부분 뇌전도 신호의 공분산 행렬을 생성하는 단계;
  - (c-2) 상기 공분산 행렬의 합의 고유값 분해를 산출하는 단계; 및
  - (c-3) 상기 산출된 고유값 분해를 이용하여 각 분류에 대하여 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값에 대응되는 벡터를 추출하고 상기 추출된 벡터를 이용하여 상기 특징벡터를 추출하는 단계를 더 포함하는 운동심상 분류 방법.

**청구항 3**

삭제

**청구항 4**

- 제1항에 있어서,
- 상기 (d) 단계의 분류기는 SVM(Support Vector Machine) 기반인 운동심상 분류 방법.

**청구항 5**

삭제

**청구항 6**

피험자에 부착된 복수의 전극들을 각 구역당  $n$ ( $n$ 은 2 이상의 자연수) 개의 전극을 포함하는  $k$ ( $k$ 는 2 이상의 자연수) 개의 구역으로 분류하는 구역 설정부;

상기 복수의 전극들 중 어느 하나의 전극인 타겟 전극으로부터 측정된 분류대상 동작의 뇌전도 신호와 상기  $k$  개의 구역 각각에서 측정된 분류대상 동작의 구역 뇌전도 신호를 결합하여 하나의 타겟 전극당  $k$  개의 부분 뇌전도 신호를 생성하는 부분 뇌전도 신호 생성부;

상기 부분 뇌전도 신호에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징벡터를 추출하는 특징벡터 추출부;

상기 특징벡터를 이용하여 분류기를 학습하는 분류부; 및

각 구역당 포함되는 전극의 개수인  $n$ 을 변화시키면서 가장 높은 분류 정확도를 나타내는 타겟 전극과  $n$ 을 추출하는 추출부를 포함하고,

상기 구역 설정부는 상기 복수의 전극들 각각이 적어도 하나 이상의 구역에 포함되도록 분류하는,

운동심상 분류 장치.

### 청구항 7

제6항에 있어서,

상기 특징벡터 추출부는 상기 분류대상 동작의 각 분류에 대하여 상기 부분 뇌전도 신호의 공분산 행렬을 생성하고, 상기 공분산 행렬의 합의 고유값 분해를 산출하고, 상기 산출된 고유값 분해를 이용하여 각 분류에 대하여 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값에 대응되는 벡터를 추출하고 상기 추출된 벡터를 이용하여 상기 특징벡터를 추출하는 운동심상 분류 장치.

### 청구항 8

삭제

### 청구항 9

삭제

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 발명은 뇌전도를 이용한 동작 예측에 관한 것이며, 보다 구체적으로 측정 전극의 위치에 기반하여 전극의 지역별 분석을 이용한 동작 예측 기법에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0002] BCI(Brain-Computer Interface technique)는 피험자가 직접 움직임이 아닌 해당 동작의 상상을 통해 그에 대응하는 뇌의 신경 신호를 측정하고 이를 분석하여 실제 의도로 전환 시켜주는 기술로서 의료분야, 공학분야 등에 다양하게 이용되고 개발이 진행 중인 기술이다.

[0003] 다양한 BCI의 방법들 중에 뇌전도(electroencephalogram, EEG)를 이용하는 방법이 가장 널리 사용되고 있다. 뇌전도는 두피에서 직접 측정하기 때문에 비침습적으로 접근성이 편하고 시간에 대한 분해능이 뛰어나다는 장점을 가지고 있다. 그러나, 뇌의 내부에서 측정하는 것이 아니라 두피에서 측정하기 때문에 낮은 신호 대 잡음비(SNR)를 가지게 되므로 뇌전도를 이용하여 분류에 적합한 특징을 추출하는 알고리즘이 필요하게 된다.

[0004] CSP(Common Spatial Filter)는 뇌전도에서 분류에 적합한 특징을 추출하는데 가장 널리 사용되는 기법이다. CSP 기법은 공간 필터를 이용하여 두 클래스 분류에 가장 적합한 특징을 추출하는 것으로서, 운동심상에서 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. 생성된 공간 필터에 통과시킨 뇌전도는 운동심상을 분류하는 가장 높은 특징을 가지게 된다. 또한, CSP 기법에 사용될 뇌전도의 최적의 주파수 대역을 찾기 위해 뇌전도를 여러 주파수 대역 필터에 통과시켜 각각에 대하여 CSP 기법을 이용하여 동작 분류 정확도가 제일 높은 공간 필터를 생성하는 FBCSP(Filter-bank Common Spatial Pattern) 기법 역시 많이 쓰이고 있다. 그 외에도 피험자의 훈련 신호가 적어 정확한 특징을 추출하기 어려운 경우 다른 피험자의 정보를 포함시켜 훈련 신호가 적은 경우의 단점을 보완할 수 있는 R-CSP 역시 현재 많이 쓰이고 있다.

[0005] CSP를 기반으로 하는 분류 방법들은 모두 측정된 뇌전도 신호들의 공분산 행렬을 이용하게 된다. 이 경우 측정된 전극의 개수가 C인 경우  $C \times C$  크기를 가지는 평균 공분산 행렬을 추정하게 되고 이에 대한 고유값 분석을 통해 공간 필터를 추출하게 된다. 그러나, 운동심상에 대한 경우 뇌의 각 지역별로 같은 피험자에 대하여 같은 실험을 하더라도 활성화되는 지역이 모두 동일하지 않고 그 정도도 일정하지가 않다. 따라서 지역별로 뇌전도를 분석하는 다양한 방법들이 등장하였다. 그 중 가장 대표적인 방법은 전극사이의 상관관계를 바탕으로 각 전극사이의 연결성을 분석하는 방법으로 이를 이용하여 상대적으로 운동심상 분류에 적합한 전극들을 선택하는 전극 선택법이나 연결성을 특징으로 추출하여 분류하는 방법들이 제시되었다.

[0006] 그러나, 대부분의 CSP 기반의 방법들은 모든 전극을 사용하여  $C \times C$  크기의 평균 공분산 행렬을 이용한다. 모든 전극을 사용할 경우 상대적으로 활성화가 되지 않고 그 정도가 약한 전극들은 전체 운동심상 분류 과정에서 나머지 전극에서 측정된 신호들에 잡음으로 작용하여 분류 정확도를 약화시킬 수 있다. 또한, 전극에서 측정된 신호는 뇌 내부의 신호원의 신호가 바로 측정되는 것이 아니라 내부 신호원들의 신호가 모두 섞여서 측정된 신호인 문제가 있다.

**선행기술문헌**

**특허문헌**

- [0007] (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**

[0008] 본 발명의 목적은 하나의 전극과 뇌의 임의의 지역과의 분석, 또는 지역과 지역 사이의 분석을 선행하여 내부 신호원에서 발생한 운동심상에 대하여 보다 근원적인 지역 정보를 얻고 이를 바탕으로 운동심상 분류에 있어서 보다 높은 분류 정확도를 가지는 특징을 추출하는 운동심상 분류 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

**과제의 해결 수단**

[0009] 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 방법은 (a) 운동심상 분류 장치에 포함되는 구역 설정부에 의해 수행되고, 피험자에 부착된 복수의 전극들을 각 구역당 n개의 전극을 포함하는 k개의 구역으로 분류하는 단계, (b) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 부분 뇌전도 신호 생성부에 의해 수행되고, 상기 복수의 전극들 중 어느 하나의 전극인 타겟 전극으로부터 측정된 분류대상 동작의 뇌전도 신호를 상기 k개의 구역 중 어느 하나의 구역에서 측정된 분류대상 동작의 구역 뇌전도 신호와 각각 결합하여 하나의 타겟 전극당 k개의 부분 뇌전도 신호를 생성하는 단계, (c) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 특징벡터 추출부에 의해 수행되고, 상기 부분 뇌전도 신호에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징벡터를 추출하는 단계, 및 (d) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 분류부에 의해 수행되고, 상기 특징벡터를 이용하여 분류기를 학습하는 단계를 포함한다. 여기서, n과 k는 2이상의 자연수임.

[0010] 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치는 피험자에 부착된 복수의 전극들을 각 구역당 n개의 전극을 포함하는 k개의 구역으로 분류하는 구역 설정부, 상기 복수의 전극들 중 어느 하나의 전극인 타겟 전극으로부터 측정된 분류대상 동작의 뇌전도 신호와 상기 k개의 구역 각각에 대하여 어느 하나의 구역에서 측정된 분류대상 동작의 구역 뇌전도 신호를 결합하여 하나의 타겟 전극당 k개의 부분 뇌전도 신호를 생성하는 부분 뇌전도 신호 생성부, 상기 부분 뇌전도 신호에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern) 기법을 적용하여 특징벡터를 추출하는 특징벡터 추출부, 및 상기 특징벡터를 이용하여 분류기를 학습하는 분류부를 포함한다. 여기서, n과 k는 2이상

의 자연수입.

**발명의 효과**

- [0011] 본 발명의 일 실시 예에 따르면, 가장 높은 분류 정확도를 보이는 전극과 지역의 크기를 추출하여 내부의 신호원에서 발생하는 운동심상에 대한 정보를 더욱 효과적으로 포함하는 특징들을 추출할 수 있다.
- [0012] 또한, 본 발명의 일 실시 예에 따르면 기존의 CSP 기법에서 하나의 공분산 행렬을 이용할 때보다 많은 특징들을 추출할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0013] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치의 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 타겟 전극과 분류된 구역간의 결합관계를 도시한 것이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 방법의 흐름도이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따른 복수개의 타겟 전극과 분류된 구역간의 결합관계를 도시한 것이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0014] 본 명세서에 개시되어 있는 본 발명의 개념에 따른 실시예들에 대해서 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 본 발명의 개념에 따른 실시예들을 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로서, 본 발명의 개념에 따른 실시예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본 명세서에 설명된 실시예들에 한정되지 않는다.
- [0015] 본 발명의 개념에 따른 실시예들은 다양한 변경들을 가할 수 있고 여러 가지 형태들을 가질 수 있으므로 실시예들을 도면에 예시하고 본 명세서에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명의 개념에 따른 실시예들을 특정한 개시형태들에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.
- [0016] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만, 예를 들어 본 발명의 개념에 따른 권리 범위로부터 이탈되지 않은 채, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.
- [0017] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다. 구성요소들 간의 관계를 설명하는 표현들, 예를 들어 "~사이에"와 "바로~사이에" 또는 "~에 직접 이웃하는" 등도 마찬가지로 해석되어야 한다.
- [0018] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예들을 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 실시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0019] 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. 이하, 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0021] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치의 블록도이다.
- [0022] 도 1을 참조하면, 운동심상 분류 장치(10)는 구역 설정부(100), 부분 뇌전도 신호 생성부(200), 특징벡터 추출부(300), 분류부(400) 및 최적특징 추출부(500)를 포함한다.

- [0023] 구역 설정부(100)는 피험자에 부착된 복수개의 전극들이 모두 포함된 지역을 k개의 구역으로 분류한다. 보다 구체적으로, 구역 설정부(100)는 각 전극의 위치를 기반으로 인접한 전극끼리 그룹핑하여 각 구역당 n개의 전극이 포함되도록 전체 지역을 나눈다. 이 때, 피험자에 부착된 전극은 적어도 하나 이상의 구역에 포함되도록 구역을 분류하는데, 전극은 하나의 구역에만 포함될 수도 있으며 둘 이상의 구역에 중복되어 포함될 수도 있다. 여기서, n과 k는 2이상의 자연수로서 각각 구역의 크기와 구역의 수를 의미한다.
- [0024] 부분 뇌전도 신호 생성부(200)는 타겟 전극과 각 구역간의 결합을 통해 부분 뇌전도 신호를 생성한다. 타겟 전극이란 피험자에 부착된 복수개의 전극들 중에서 분류된 구역과 결합하는 어느 하나의 전극을 의미한다. 이 때, 결합하는 구역에 포함되지 않는 전극뿐만 아니라, 결합하는 구역에 포함되는 전극도 타겟 전극이 될 수 있다. 이러한 타겟 전극으로부터 측정된 분류대상 동작의 뇌전도 신호를 상기 k개의 중 어느 하나의 구역에서 측정된 분류대상 동작의 구역 뇌전도 신호와 각각 결합하여 하나의 타겟 전극당 구역의 개수(k)만큼의 부분 뇌전도 신호를 생성한다. 즉, 뇌전도 신호를 측정하는 피험자에 부착된 총 전극의 개수를 D라고 할 때 부분 뇌전도 신호 생성부를 통하여 생성되는 부분 뇌전도 신호는 총 D x k개이다.
- [0025] 각 전극으로부터 측정되는 뇌전도 신호는 분류대상 동작을 나타내는 클래스에 속하는 신호를 의미하며, D x T의 행렬로 표현될 수 있다. 여기서, D는 상기 언급한 바와 같이 총 전극의 개수이며, T는 샘플의 개수이다. 따라서, 본 발명의 일 실시 예에 따른 구역 설정부(100)에 의해 피험자에 부착된 전극이 구역당 n개가 포함되도록 분류되는 경우, 각 구역으로부터 측정되는 뇌전도 신호인 구역 뇌전도 신호는 n x T의 행렬로 표현될 수 있다. 이러한 각 구역별 뇌전도 신호에 타겟 전극으로부터 측정된 신호를 결합하여 부분 뇌전도 신호를 생성한다.
- [0026] 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 타겟 전극과 분류된 구역간의 결합관계를 도시한 것이다. 도 2를 참조하면, 구역 설정부(100)에 의해 전체 지역은 각 구역당 4개의 전극을 포함하도록 k개의 구역으로 분류되었으며, 이후에 부분 뇌전도 신호 생성부(200)에 의해 타겟 전극(P3)의 뇌전도 신호와 각 구역의 구역 뇌전도 신호를 결합하여 부분 뇌전도 신호를 생성한다.
- [0027] 특징벡터 추출부(300)는 부분 뇌전도 신호 생성부(200)에 의해 생성된 부분 뇌전도 신호에 대하여 CSP(Common Spatial Pattern)기법을 적용하여 특징벡터를 추출한다. CSP 기법은 분류대상 동작인 두 클래스 뇌전도 신호에 대하여 분산 차이를 극대화 시키는 알고리즘이다. CSP 기법은 분류대상 동작의 뇌전도 신호에 대하여 하나의 클래스의 뇌전도 신호는 분산을 가장 크게 만들어줌과 동시에 다른 하나의 클래스의 뇌전도 신호는 분산을 가장 작게 만들어주는 공간 필터(W)를 생성한다. 이러한 공간 필터를 통과한 뇌전도 신호를 이용하여 도출된 특징벡터는 운동심상의 분류 성능 향상에 효과적이다.
- [0028] 이하에서는 특징벡터 추출부(300)가 CSP 기법을 이용하여 특징벡터를 추출하는 과정을 보다 상세히 설명하기로 한다. 우선, 특징벡터 추출부(300)는 부분 뇌전도 신호 생성부로부터 생성된 부분 뇌전도 신호의 공분산 행렬 E를 생성한다. 이 때, 공분산 행렬 E는 수학식 1과 같다.

**수학식 1**

[0029] 
$$E = \frac{XX^T}{\text{trace}(XX^T)}$$

[0030] 여기서, X는 부분 뇌전도 신호를 의미한다. 분류대상 동작에 대한 클래스 1,2의 공분산 행렬을 각각 E<sub>1</sub>, E<sub>2</sub>라 하면 두 공분산 행렬의 합은 고유값 분해를 통해 수학식 2로 나타낼 수 있다.

**수학식 2**

[0031] 
$$E_t = E_1 + E_2 = UAU^T$$

[0032] 여기서, U는 고유벡터이고 A는 고유값을 의미한다. 상기 고유벡터 및 고유값에 대하여 백색화 행렬 Q를  $Q = \sqrt{\Lambda^{-1}} U^T$ 로 정의하면, 백색화 변환된 공분산 행렬 S는 수학식 3으로 나타낼 수 있다.

수학식 3

$$S = QE_1Q^T = WAW^T$$

- [0033]
- [0034] 여기서,  $W$ 는 각각의 열이 공간 필터들로 구성된 투영행렬을 나타내고, 이러한  $W$ 에서 고유값 행렬  $\Lambda$ 에 대해 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값을 나타내는 공간 필터를 이용하여 특징벡터를 추출한다.
- [0035] 이러한 특징벡터는 타겟 전극에 대해서 각각의 구역들과의 결합을 통하여 추출된 것으로서 운동심상 분류에 보다 유용한 내부의 신호들의 관계에 대한 정보를 포함할 수 있고, 서로 다른 전극들 간에 보다 강한 상관관계에 대하여 나타낼 수 있다. 따라서, 어떠한 타겟 전극과 구역들의 결합이 피험자가 의도한 동작을 분류하는데 가장 의미 있는 지역 정보를 가지고 있는지 여부나 구역의 크기에 따라 어떠한 영향을 미치는지 분석할 수 있으며, 이를 바탕으로 분류 정확도를 향상시킬 수 있다.
- [0036] 분류부(400)는 특징벡터 추출부(300)에서 추출된 특징벡터를 이용하여 분류기를 학습한다. 학습을 위한 훈련 데이터는 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호이며, 이러한 훈련 데이터에 대하여 특징벡터 추출부(300)에서 추출된 특징 벡터를 특징으로 하여 분류기를 학습한다. 이때, 분류기는 SVM(Support Vector Machine) 기반일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0037] 최적특징 추출부(500)는 각 구역당 포함되는 전극의 개수인  $n$ 을 변화시키면서 가장 높은 분류 정확도를 나타낸 타겟 전극과  $n$ 을 추출한다. 앞서 언급한 바와 같이  $n$ 은 각 구역당 포함되는 전극의 수, 즉 구역의 크기를 의미한다. 이러한  $n$ 을 증가시키면 구역의 수인  $k$ 는 감소하며, 반대로  $n$ 을 감소시키면  $k$ 는 증가하므로  $n$ 의 증감에 따라 전극의 구역 정보가 달라지므로 추출되는 특징벡터 및 상기 특징벡터를 이용한 분류기의 분류결과 또한 다양해진다.
- [0038] 최적특징 추출부(500)는  $n$ 을 변화시키면서 다양한 구역의 크기에 따른 부분 뇌전도 신호 생성 및 특징벡터 추출 후에 특징벡터를 이용하여 분류기를 학습하고 그에 따른 분류결과에 대한 분류 정확도를 산출한다. 여기서, 분류 정확도란 전체 테스트 신호의 개수와 분류기를 통해 정확히 분류된 테스트 신호의 개수의 비를 의미한다. 산출된 분류 정확도를 토대로 가장 높은 분류 정확도를 나타낸 타겟 전극 및  $n$ 을 추출한다. 추출된 타겟 전극 및 구역의 크기  $n$ 에 대한 특징벡터는 운동심상 분류에 가장 효과적인 특징이라 볼 수 있다.
- [0040] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 방법의 흐름도이다. 이하에서는 앞서 기재한 부분과 중복되는 설명은 생략한다.
- [0041] 운동심상 분류 장치(10)에 포함되는 구역 설정부(100)에 의해 수행되는 S100 단계는 피험자에 부착된 복수개의 전극들을 각 구역당  $n$ 개의 전극을 포함하는  $k$ 개의 구역으로 분류한다. 이때, 상기 전극은 적어도 하나 이상의 구역에 포함되도록 분류된다. 즉, 동일한 전극이 서로 다른 구역에 중복되어 포함되어도 무방하다.
- [0042] 운동심상 분류 장치(10)에 포함되는 부분 뇌전도 신호 생성부(200)에 의해 수행되는 S200 단계는 피험자에 부착된 복수개의 전극들 중 어느 하나의 전극인 타겟 전극으로부터 측정된 분류대상 동작의 뇌전도 신호를 상기  $k$ 개의 구역 중 어느 하나의 구역에서 측정된 분류대상 동작의 구역 뇌전도 신호와 각각 결합하여 하나의 타겟 전극당  $k$ 개의 부분 뇌전도 신호를 생성한다.
- [0043] 운동심상 분류 장치(10)에 포함되는 특징벡터 추출부(300)에 의해 수행되는 S300 단계는 상기 부분 뇌전도 신호에 대하여 CSP 기법을 적용하여 특징벡터를 추출한다.
- [0044] S300 단계를 보다 상세히 설명하면, 우선 상기 분류대상 동작의 각 분류에 대하여 부분 뇌전도 신호의 공분산 행렬을 생성한다. 그 다음에 생성된 각 분류에 대한 공분산 행렬의 합의 고유값 분해를 산출한다. 산출된 고유값 분해를 이용하여 각 분류에 대하여 가장 큰 고유값과 가장 작은 고유값에 대응되는 벡터를 추출하고 상기 추출된 벡터를 이용하여 특징벡터를 추출한다.
- [0045] 운동심상 분류 장치(10)에 포함되는 분류부(400)에 의해 수행되는 S400 단계는 S300 단계에서 추출된 특징벡터를 이용하여 분류기를 학습한다.
- [0046] 여기에, 운동심상 분류 장치(10)에 포함되는 최적특징 추출부(500)에 의해 수행되고, 분류된 각 구역당 포함되는 전극의 개수인  $n$ 을 변화시키면서 S100 내지 S400 단계를 반복적으로 수행하여 각 경우의 분류 정확도를 산출

하고, 산출된 분류 정확도 중에서 가장 높은 분류 정확도를 나타낸 타겟 전극과 n을 추출하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0047] 한편, 이때까지 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치(10) 및 방법은 부분 뇌전도 신호를 생성함에 있어서 하나의 타겟 전극과 각 구역 간에 타겟 전극이나 각 구역에 포함되는 전극의 개수를 변화시키면서 부분 뇌전도 신호를 생성하는 것으로 설명하였으나, 이러한 실시 예에 한정되는 것은 아니며 타겟 전극의 개수를 달리하여 부분 뇌전도 신호를 생성하거나, 구역과 구역 간에 부분 뇌전도 신호를 생성하여 그로부터 특징벡터를 추출하고 분류기를 학습할 수도 있다.

[0049] 도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따른 복수개의 타겟 전극들과 분류된 구역간의 결합관계를 도시한 것이다.

[0050] 도 4를 참조하면, 타겟 전극을 2개로 설정하고 이러한 2개의 타겟 전극과 분류된 각 구역간에 부분 뇌전도 신호를 생성하고 특징벡터를 추출할 수 있다. 만일 분류대상 동작의 내부 신호원의 근원적인 정보가 특정 구역과 구역 간에 나타난다면, 타겟 전극의 개수를 늘려 구역과 구역 간에 부분 뇌전도 신호를 생성 및 특징벡터를 추출하여 운동심상 분류에 보다 적합한 전극들을 추출할 수 있다.

[0052] 표 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치(10) 및 방법을 이용한 경우와 그 외 각종 CSP 기법을 이용한 경우의 분류 정확도를 함께 나타낸 것이다.

표 1

시험자	R-CSP의 정확도	FBCSP의 정확도	SBRCSPP의 정확도	본 발명		
				정확도	구역 내 전극 개수	타겟 전극
A	85.71	98.21	98.21	100	6	C3
B	74.11	80.36	86.61	82.14	5	T7
C	58.16	61.73	63.78	70.41	8	T8
D	72.32	88.84	89.05	92.41	8	CFC5
E	75.40	73.81	77.78	90.48	7	CFC5
평균	73.14	80.59	82.69	87.1		

[0055] 비교 대상은 기존의 CSP 기반의 방법인 R-CSP, FBCSP 및 SBRCSPP 기법과 비교하였다. 5명의 피험자(A, B, C, D, E)에 부착된 118개의 전극 중 운동심상에 큰 영향을 준다고 알려진 18개의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호를 훈련 신호로 하였다. 피험자별 훈련 신호의 개수는 각각 224개, 168개, 84개, 56개, 28개이고 테스트 신호의 개수는 각각 56개, 112개, 96개, 224개, 252개이다. 동작 분류를 위해 SVM 분류기를 이용하였다. 상기 표 1에서 정확도는 전체 테스트 신호의 개수와 분류기를 통해 정확히 분류된 테스트 신호의 개수의 비인 분류 정확도를 의미한다.

[0056] 상기 표 1을 참조하면, 본 발명은 R-CSP, FBCSP 및 SBRCSPP 기법보다 뛰어난 평균 분류 정확도를 보였다. 피험자별로 살펴보면 피험자 A를 제외하곤 본 발명을 이용하였을 때 분류 정확도가 향상되는 것을 확인할 수 있었다. 특히 기존 방법들과 비교하였을 때 피험자 E에 대하여 뛰어난 분류 정확도 향상을 보였다.

[0057] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, 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(OS) 및 상기 운영 체제상에서 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 기술분야에서 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 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0058] 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, 구성요소(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.

[0059] 실시예에 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 실시예를 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), 및 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 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0060] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

[0061] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

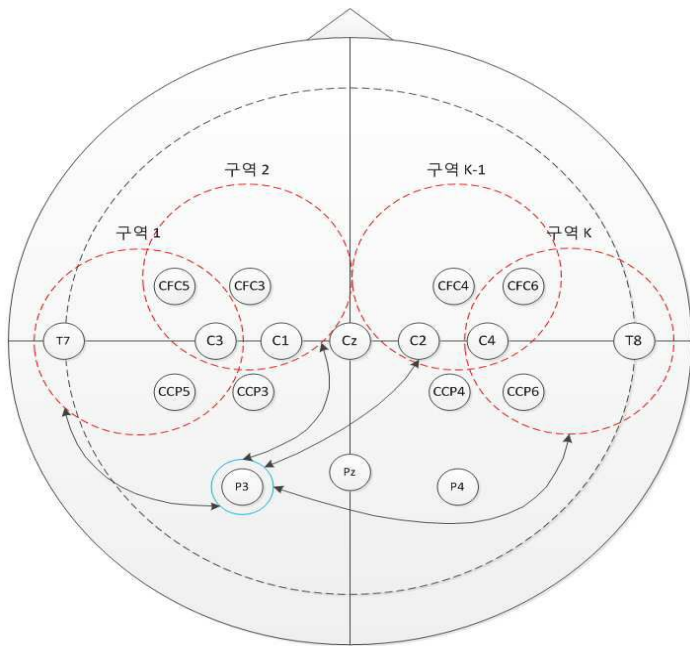
**도면**

**도면1**

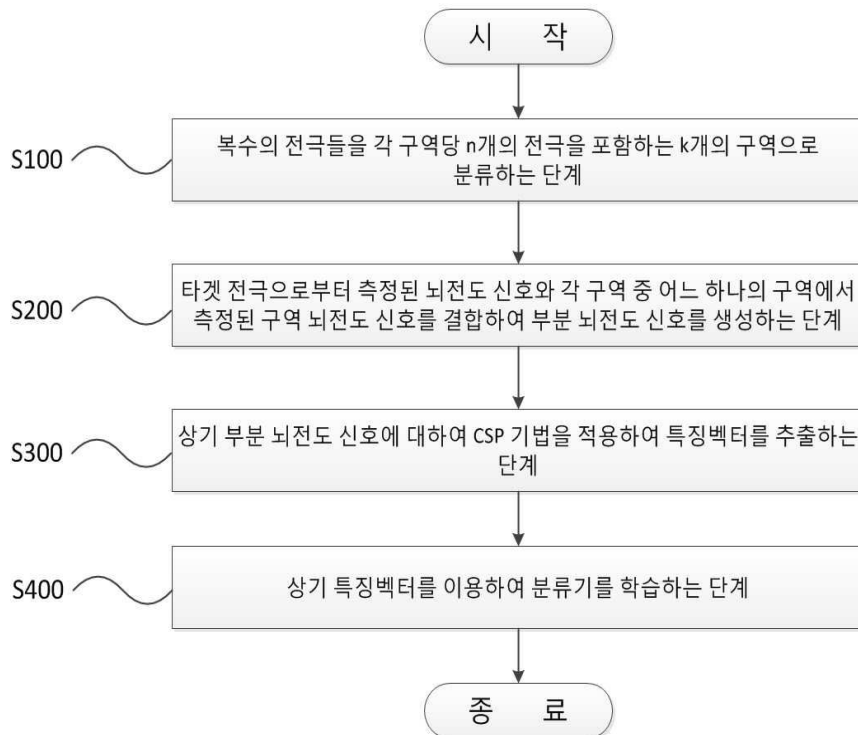
10



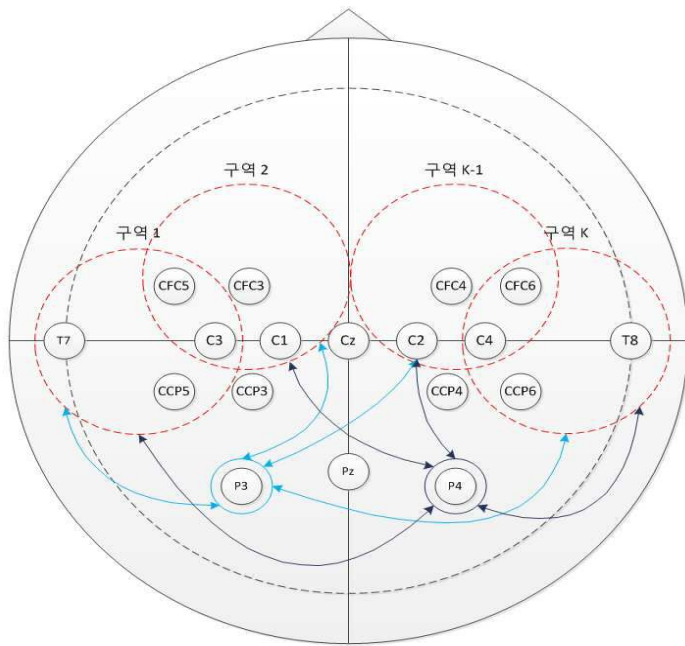
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	跨通道区域CSP特征的运动图像分类装置及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR102043193B1</a>	公开(公告)日	2019-11-11
申请号	KR1020170171186	申请日	2017-12-13
[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	CHUNG WONZOO 정원주 PARK YONG KOO 박용구		
发明人	정원주 박용구		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0478 A61B5/04 A61B5/048		
CPC分类号	A61B5/048 A61B5/7264 A61B5/0478 A61B5/04012		
代理人(译)	Gimhongseok		
其他公开文献	KR1020190070558A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种对运动图像进行分类的方法。运动图像分类方法由 (a) 运动图像分类装置中包括的区域分类单元执行，将附接到对象的多个电极划分为k个区域，每个区域包括n个电极，(b)由运动图像分类装置中包括的部分EEG信号生成单元生成并由作为多个电极中的任一个的目标电极测量的EEG信号接收k个区域中的任一个的分类目标运动的EEG信号。通过与运动图像分类装置中包括的特征向量提取单元相结合，通过与在该区域中测量的分类目标运动的EEG信号相结合，生成每个目标电极的k个局部EEG信号，通过将CSP (公共空间模式) 技术应用于部分脑电图信号来提取特征向量，以及 (d) 运动图像分类装置。它是由分类单元，以及使用该特征向量学习的分类器的一个步骤中进行。

