(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0067635
(43) 공개일자 2019년06월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/04 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01) *A61B 5/048* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/04012 (2013.01)
A61B 5/0478 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0167770
(22) 출원일자 2017년12월07일
심사청구일자 2017년12월07일

(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
김등용, 김홍석

전체 청구항 수 : 총 9 항

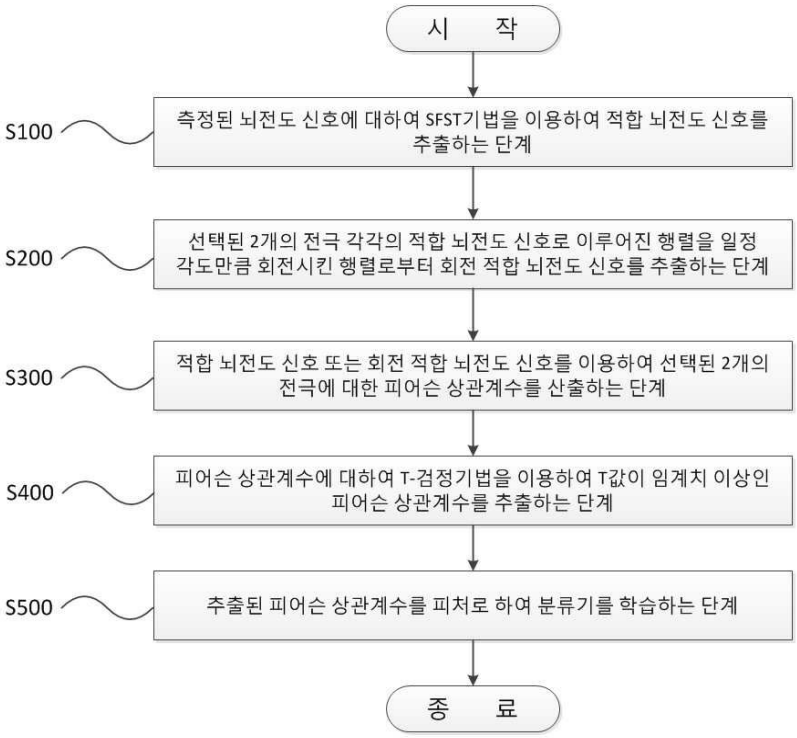
(54) 발명의 명칭 **전극간 뇌전도 상관관계와 회전행렬을 이용한 운동심상 분류 장치 및 그 방법**

(57) 요 약

운동심상 분류 방법이 개시된다. 상기 운동심상 분류 방법은 (a) 제1 추출부에 의해 수행되고, 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호에 대하여 SFST(Specific-Frequency-Specific-Time)기법을 이용하여 특정 주파수 대역 및 시간 대역에 해당하는 신호인 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계, (b) 제2 추출부에 의해 수행되

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도3



고, 상기 적어도 하나 이상의 전극 중에서 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호로 이루어진 행렬을 기 설정된 각도만큼 회전시킨 행렬로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계, (c) 산출부에 의해 수행되고, 상기 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호 또는 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 상기 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출하는 단계, (d) 특징(feature) 추출부에 의해 수행되고, 상기 피어슨 상관계수에 대하여 T-검정(T-test)기법을 이용하여 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 추출하는 단계, 및 (e) 분류부에 의해 수행되고, 상기 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 단계를 포함한다.

(52) CPC특허분류
A61B 5/048 (2013.01)
A61B 5/7267 (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

명 세 서

청구범위

청구항 1

(a) 운동심상 분류 장치에 포함되는 제1 추출부에 의해 수행되고, 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호에 대하여 SFST(Specific-Frequency-Specific-Time)기법을 이용하여 특정 주파수 대역 및 시간 대역에 해당하는 신호인 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계;

(b) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 제2 추출부에 의해 수행되고, 상기 적어도 하나 이상의 전극 중에서 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호로 이루어진 행렬을 기 설정된 각도만큼 회전시킨 행렬로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계;

(c) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 산출부에 의해 수행되고, 상기 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호 또는 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 상기 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출하는 단계;

(d) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 특징(feature) 추출부에 의해 수행되고, 상기 피어슨 상관계수에 대하여 T-검정(T-test)기법을 이용하여 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 특징으로 추출하는 단계; 및

(e) 상기 운동심상 분류 장치에 포함되는 분류부에 의해 수행되고, 상기 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 단계를 포함하는 운동심상 분류 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 선택된 2개의 전극 중 어느 하나는 가장 큰 엔트로피를 가지는 적합 뇌전도 신호가 측정된 전극인 운동심상 분류 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 엔트로피(En_{ch})는 수학식 1에 의해 정의되는 운동심상 분류 방법.

[수학식 1]

$$En_{ch} = \sum_{k}[\mathrm{Pro}_{ch}\ln(\frac{\mathrm{Pro}_{ch1}(k)}{\mathrm{Pro}_{ch2}(k)}) + \mathrm{Pro}_{ch2}(k)\ln(\frac{\mathrm{Pro}_{ch2}(k)}{\mathrm{Pro}_{ch1}(k)})]$$

여기서, k는 전극의 인덱스, Pro_{ch1}는 동작 1의 p_{ch}에 대한 가우시안 확률분포함수, Pro_{ch2}는 동작 2의 p_{ch}에 대한 가우시안 확률분포함수, $p_{ch}(k) = \log(var(X_k))$, X_k는 제1 적합 뇌전도 신호.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 (e) 단계의 분류기는 SVM(Support Vector Machine) 기반인 운동심상 분류 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 기 설정된 각도는 상기 회전 적합 뇌전도 신호를 토대로 교차검증(cross validation) 방법을 적용하여 가장 높은 분류 정확도를 가지는 각도인 운동심상 분류 방법.

청구항 6

적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호에 대하여 SFST(Specific-Frequency-Specific-Time)기법을 이용하여 특정 주파수 대역 및 시간 대역에 해당하는 신호인 적합 뇌전도 신호를 추출하는 제1 추출부;

상기 적어도 하나 이상의 전극 중에서 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호로 이루어진 행렬을 기 설정된 각도만큼 회전시킨 행렬로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하는 제2 추출부;

상기 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호 또는 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 상기 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출하는 산출부;

상기 피어슨 상관계수에 대하여 T-검정기법(T-test)을 이용하여 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 특징으로 추출하는 특징(feature) 추출부; 및

상기 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 분류부를 포함하는 운동심상 분류 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 측정된 뇌전도 신호의 확률분포 함수를 추정하고 엔트로피를 기반으로 하여 상기 적어도 어느 하나 이상의 전극 중에서 가장 큰 엔트로피를 가지는 적합 뇌전도 신호가 측정된 전극을 기준전극으로 추출하는 기준전극 추출부를 더 포함하고,

상기 선택된 2개의 전극 중 어느 하나는 상기 기준전극인 운동심상 분류 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 엔트로피(En_{ch})는 수학식 1에 의해 정의되는 운동심상 분류 장치.

[수학식 1]

$$En_{ch} = \sum_{k}[\mathrm{Pro}_{ch}\ln(\frac{\mathrm{Pro}_{ch1}(k)}{\mathrm{Pro}_{ch2}(k)}) + \mathrm{Pro}_{ch2}(k)\ln(\frac{\mathrm{Pro}_{ch2}(k)}{\mathrm{Pro}_{ch1}(k)})]$$

여기서, k는 전극의 인덱스, Pro_{ch1}는 동작 1의 p_{ch}에 대한 가우시안 확률분포함수, Pro_{ch2}는 동작 2의 p_{ch}에 대한 가우시안 확률분포함수, $p_{ch}(k) = \log(var(X_k))$, X_k는 제1 적합 뇌전도 신호.

청구항 9

제6항에 있어서,

상기 회전 적합 뇌전도 신호를 토대로 교차검증(cross validation) 방법을 적용하여 가장 높은 분류 정확도를 가지는 각도를 기 설정된 각도로 설정하는 각도 설정부를 더 포함하는 운동심상 분류 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 운동심상 분류 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로 전극간 뇌전도 신호의 상관관계와 회전행렬을 이용한 운동심상 분류 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] BCI(Brain-Computer Interface technique)는 피험자가 사지를 움직이지 않고 움직이는 생각만으로 뇌파 데이터를 측정하고 이로부터 피험자의 의도를 인식하여 컴퓨터나 기계를 생각만으로 제어할 수 있도록 하는 기술이다. BCI는 뇌파 데이터를 이용하여 활동을 제어하기 때문에 상기 기술을 이용하면 사고나 질병 등으로 인해 근육 손상이 생겨 사지를 이용할 수 없는 사람들도 자신의 의사를 표현할 수 있는 매우 가치 있는 기술로 각광받고 있다.

[0003] BCI에 이용되는 뇌파 데이터로는 뇌전도(electroencephalogram, EEG)가 널리 사용되고 있다. 뇌전도는 분해능이 뛰어나고 비침습적이며 다른 방법들에 비해 접근성이 쉽다는 장점을 가지고 있다.

[0004] 사지를 움직이는 생각인 운동심상에 대한 분석은 뇌파 분류 및 분석에 있어서 가장 주요한 분야로 많은 연구가 진행되고 있다. 특정 동작에 대한 상상을 하면 뇌파에서 8~12Hz 사이의 sensorimotor리듬(SMR)과 12~30Hz 사이 beta리듬이 변화하는 특징이 관찰된다. 뇌전도 기반의 운동심상 분석에서는 시간에 대하여 SMR과 beta리듬이 변화하는 Event-Related Desynchronization(ERD)와 Event-Related Synchronization(ERS)를 분석한다. ERD와 ERS는 SMR과 beta리듬에서 각각 파워가 감소, 증가하는 현상을 의미한다.

[0005] ERD와 ERS를 이용한 분석 방법 중에 가장 널리 쓰이는 기법은 Common Spatial Pattern(CSP) 기법으로 공간 필터를 이용한 기술로 다전극 뇌전도 분류 및 분석 방법에 가장 많이 쓰이는 방법이다. CSP 기법은 운동심상에서 분류하고자 하는 두 가지 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 정확한 ERD와 ERS를 포함하는 최적의 주파수대역을 찾기 위해 뇌전도를 여러 주파수 대역 필터에 통과시켜 각각에 대하여 CSP 기법을 이용하여 동작 분류 정확도가 제일 높은 공간 필터를 생성하는 Filter-bank Common Spatial Pattern(FBCSP) 기법 역시 많이 쓰이고 있다.

[0006] 그러나, 뇌전도 기반의 운동심상 분석은 ERD와 ERS의 정확한 분석에 많은 부분을 의존하게 된다. ERD와 ERS는 같은 운동심상이라 하더라도 피험자에 따라 큰 편차가 존재하게 된다. 따라서, 피험자에 따라 발생하는 주파수 대역뿐만 아니라 시간 대역이 모두 다르기 때문에 각각의 피험자에 특화된 주파수 대역과 시간 대역 분석의 필요성이 존재한다. 또한, 뇌전도의 측정이 두피에 부착된 전극을 이용하는 비침습적인 방법으로 측정되므로 낮은 신호 대 잡음비(SNR)를 가지게 된다.

[0007] 한편, CSP 기법은 뇌전도 분류 및 분석에 가장 효과적인 기법이지만 주파수 대역에 크게 의존적이라는 단점을 가지고 있다. 이를 극복하기 위해 FBCSP가 제안되었지만 주파수 대역 필터의 개수나 주파수 대역에 의존적이라는 단점이 존재한다. 또한, 피험자의 특성에 적합한 시간 대역에 대한 분석을 포함하고 있지 않는다는 단점이 존재한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허 KR 2014-0009715 (2014.01.23 공개)

(특허문헌 0002) 대한민국 등록특허 KR 10-1068017 (2011.09.20 등록)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명의 목적은 뇌전도 신호의 주파수 대역뿐만 아니라 시간 대역도 고려할 수 있는 상관관계와 회전행렬을 이용함으로써 주파수 대역 필터의 개수나 주파수 대역에 의존적이지 않으며, 보다 높은 신호 대 잡음비를 가지는 운동심상 분류 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 방법은 (a) 제1 추출부에 의해 수행되고, 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호에 대하여 SFST(Specific-Frequency-Specific-Time)기법을 이용하여 특정 주파수 대역 및 시간 대역에 해당하는 신호인 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계, (b) 제2 추출부에 의해 수행되고, 상기 적어도 하나 이상의 전극 중에서 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호로 이루어진 행렬을 기 설정된 각도만큼 회전시킨 행렬로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계, (c) 산출부에 의해 수행되고, 상기 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호 또는 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 상기 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출하는 단계, (d) 특징(feature) 추출부에 의해 수행되고, 상기 피어슨 상관계수에 대하여 T-검정(T-test)기법을 이용하여 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 특징으로 추출하는 단계, 및 (e) 분류부에 의해 수행되고, 상기 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 단계를 포함한다.

[0011] 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치는 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호에 대하여 SFST 기법을 이용하여 특정 주파수 대역 및 시간 대역에 해당하는 신호인 적합 뇌전도 신호를 추출하는 제1 추출부, 상기 적어도 하나 이상의 전극 중에서 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호로 이루어진 행렬을 기 설정된 각도만큼 회전시킨 행렬로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하는 제2 추출부, 상기 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호 또는 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 상기 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출하는 산출부, 상기 피어슨 상관계수에 대하여 T-검정기법을 이용하여 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 특징으로 추출하는 특징 추출부, 및 상기 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습하는 분류부를 포함한다.

발명의 효과

[0012] 본 발명의 일 실시 예에 따르면, 각각의 운동심상에 대해 뇌전극의 활성화되는 부위가 모두 다르고 그에 따른 전극 간의 상관관계가 모두 다름에도 불구하고 계산이 간편하며 잡음에 강인한 특성을 가지고 있는 상관관계를 이용함으로써 효과적으로 운동심상을 구분할 수 있다.

[0013] 또한, 주파수-시간 대역 분석을 통하여 가장 효율적인 주파수-시간 대역을 찾아 상관관계를 추출하여 효과적으로 동작을 분류할 수 있다.

[0014] 또한, 하나의 전극의 뇌전도를 기준으로 다른 전극들 간의 뇌전도의 상관관계를 회전행렬을 이용하여 변화시켜 동작 분류 성능을 더욱 향상시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0015] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치의 예시적인 블록도이다.

도 2는 도 1에 도시된 제1 추출부에 의해 SFST(Specific-Frequency-Specific-Time) 기법을 적용한 뇌전도 신호의 스펙토그램(spectogram)과 추출된 적합 뇌전도 신호의 주파수-시간 대역을 도시한 것이다.

도 3은 도 1에 도시된 운동심상 분류 장치를 이용한 운동심상 분류 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0016] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시한다.

[0017] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있는 실시 예를 상세히 설명한다. 그러나 이들 실시 예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.

[0018] 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안을 명확하게 하기 위한 발명의 구성을 본 발명의 바람직한 실시 예에 근거하여 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명하되, 당해 도면에 대한 설명시 필요한 경우 다른 도면의 구성요

소를 인용할 수 있음을 미리 밝혀둔다. 아울러 본 발명의 바람직한 실시 예에 대한 동작 원리를 상세하게 설명함에 있어 본 발명과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명 그리고 그 이외의 제반 사항이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그 상세한 설명을 생략한다.

[0020] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치(10)의 블록도이다.

[0021] 도 1을 참조하면, 운동심상 분류 장치(10)는 제1 추출부(100), 제2 추출부(200), 산출부(300), 특징 추출부(400) 및 분류부(500)를 포함할 수 있다.

[0022] 제1 추출부(100)는 피험자에게 부착된 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호에 대하여 SFST(Specific-Frequency-Specific-Time)기법을 이용하여 특정 주파수 대역 및 시간 대역에 해당하는 신호인 적합 뇌전도 신호를 추출한다. 상기 전극은 피험자에게 부착된 모든 전극 중 운동심상에 큰 영향을 주는 전극들을 선별한 것일 수 있다. 전극으로부터 측정되는 뇌전도 신호는 분류하고자 하는 동작에 대한 신호로서, 서로 다른 두 가지 동작을 분류하고자 하는 경우 두 가지 동작 각각에 대한 신호일 수 있다.

[0023] SFST 기법은 주파수-시간 대역 분석을 통하여 운동심상에 대해 가장 분류 가능성이 큰 주파수-시간 대역을 추출하는 기법이다. 우선, 시간 대역의 뇌전도를 주파수 대역과 같이 분석하기 위해 측정된 뇌전도 신호를 단시간 푸리에 변환(Short Time Fourier Transform)한다. 단시간 푸리에 변환은 특정 신호를 윈도우 함수를 이용하여 일정 길이의 신호로 분할하고, 분할된 신호에 대하여 개별적으로 푸리에 변환을 하는 것이다. 이러한 단시간 푸리에 변환된 신호는 행렬로 표현될 수 있다. 예를 들어, 각 행 또는 열은 각각 시간 또는 주파수를 나타내고, 행렬의 원소는 각 뇌전도 신호의 전력을 나타낼 수 있다.

[0024] 다음으로, 단시간 푸리에 변환된 신호에 대하여 피험자별 최적의 주파수-시간 대역 설정을 위해 T-검정기법을 이용한다. T-검정기법은 서로 다른 두 집단 간에 평균을 비교하여 두 집단 간 평균의 차이가 유의미한지 여부를 판단하기 위한 통계분석 방법이다. 서로 다른 두 가지 동작에 대한 T값(T_p)은 수학식 1과 같다.

수학식 1

[0025] $$T_p = \frac{M_{c1} - M_{c2}}{\sqrt{\frac{STD_{c1}^2}{n_{c1}} + \frac{STD_{c1}^2}{n_{c2}}}}$$

[0026] 여기서, 분자는 두 표본(분류하고자 하는 동작 1,2의 뇌전도 신호의 전력 데이터)간의 평균의 차이이며, 분모는 두 표본평균의 차이의 표준오차를 의미한다. 이러한 T값이 임계치 이상인 경우 분류하고자 하는 동작의 뇌전도 신호 간의 전력 분포가 유의미하게 차이가 난다고 볼 수 있다. 따라서, 이를 이용하여 측정된 뇌전도 신호에서 특히 피험자별 운동심상에 가장 큰 영향을 미치는 전력을 지닌 주파수-시간 대역에 해당하는 신호인 적합 뇌전도 신호를 추출할 수 있다.

[0028] 도 2는 도 1에 도시된 제1 추출부(100)에 의해 SFST(Specific-Frequency-Specific-Time)기법을 적용한 신호의 스펙토그램(spectogram)과 추출된 적합 뇌전도 신호의 주파수-시간 대역을 도시한 것이다.

[0029] 도 2를 참조하면, 측정된 뇌전도 신호를 SFST 변환하면 도 2와 같이 신호를 주파수-시간 영역이 동시에 표현된 스펙토그램으로 나타낼 수 있으며, 이때 스펙토그램에서의 색깔은 서로 다른 두 동작의 신호간의 전력분포가 유의미하게 차이나는지 여부를 의미한다. 따라서, 도 2에서 이러한 전력분포가 유의미하게 차이나는 주파수 대역은 12-30[Hz]이고, 시간 대역은 0.5-3.4[s]이므로 제1 추출부(100)를 통해 추출되는 적합 뇌전도 신호는 상기 주파수-시간 대역에 해당하는 신호이다.

[0030] 제2 추출부(200)는 제1 추출부(100)를 통해 추출된 적합 뇌전도 신호로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출한다. 보다 구체적으로, 피험자에 부착된 적어도 하나 이상의 전극 중에서 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호로 이루어진 행렬을 기 설정된 각도(ϕ)만큼 회전시킨 행렬로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출한다. 적합 뇌

전도 신호로 이루어진 행렬을 회전시키는 것은 수학식 2의 회전행렬을 곱하는 연산을 통하여 수행된다.

수학식 2

[0031] $$[X_i, X_j] \cdot \begin{bmatrix} \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix} = [\acute{X}_i, \acute{X}_j]$$

[0032] 여기서, X_i, X_j는 각각 i번째 전극과 j번째 전극의 뇌전도 신호이며, $\acute{X}_i$, $\acute{X}_j$는 각각 i번째 전극과 j번째 전극의 회전 적합 뇌전도 신호이다. 회전행렬을 이용하면 동일한 데이터셋에서도 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하여 여러 가지의 상관관계 특징 집합의 생성이 가능하고, 이에 대하여 분류 정확도를 계산하면 회전행렬을 사용하기 전보다 높은 분류 정확도를 얻을 수 있다.

[0033] 한편, 회전 적합 뇌전도 신호를 얻기 위하여 사용되는 회전행렬의 기 설정된 각도가 너무 크면 원래의 뇌전도 신호가 왜곡되는 현상이 발생하므로, 일정 범위 내의 각도인 것이 바람직하다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 기 설정된 각도는 1 내지 20도 범위 내의 각도일 수 있다.

[0034] 여기에, 운동심상 분류 장치(10)는 최적의 각도를 설정하기 위한 각도 설정부(600)를 더 포함할 수 있다. 각도 설정부(600)는 일정 범위 내의 각도 중에서 가장 높은 분류 정확도를 가지는 최적의 회전 행렬 각도를 찾기 위하여 훈련 데이터에 대하여 교차검증(cross validation) 방법을 적용할 수 있다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 교차검증 방법은 훈련 데이터 집합과 테스트 데이터 집합의 비율을 5:2로 하여 수행될 수 있다.

[0035] 산출부(300)는 제1 추출부(100)에 의해 추출된 적합 뇌전도 신호 또는 제2 추출부(200)에 의해 추출된 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출한다. 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수($\rho_{i,j}$)는 수학식 3에 의해 산출된다.

수학식 3

[0036] $$\rho_{i,j} = \frac{con(X_i, X_j)}{\sigma_i \sigma_j}$$

[0037] 여기서, 분자는 i번째 전극과 j번째 전극의 적합 뇌전도 신호의 공분산이며, 분모는 적합 뇌전도 신호의 표준편차이다. 만약 적합 뇌전도 신호가 아닌 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출한다면 분자와 분모는 각각 i번째 전극과 j번째 전극의 회전 적합 뇌전도 신호의 공분산과 표준편차일 수 있다.

[0038] 특징 추출부(400)는 산출부(300)에 의해 산출된 피어슨 상관계수들 중에서 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 특징으로 추출한다. 이는 적합 뇌전도 신호를 추출하는 것과 마찬가지로 T-검정기법을 이용한다. 서로 다른 두 가지 동작의 피어슨 상관계수에 대한 T값($T_{\rho_{i,j}}$)은 수학식 4와 같다.

수학식 4

[0039] $$T_{\rho_{i,j}} = \frac{M_{\rho^1_{i,j}} - M_{\rho^2_{i,j}}}{\sqrt{\frac{STD^2_{\rho^1_{i,j}}}{n_{c1}} + \frac{STD^2_{\rho^2_{i,j}}}{n_{c2}}}}$$

[0040] 여기서, 분자는 두 표본(분류하고자 하는 동작 1,2의 피어슨 상관계수)간의 평균의 차이이며, 분모는 두 표본평균의 차이의 표준오차를 의미한다. 이러한 T값이 임계치 이상인 경우 분류하고자 하는 동작에 대한 두 전극 사

이의 피어슨 상관계수가 유의미하게 차이가 난다고 볼 수 있다. 따라서, 추출된 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수는 운동심상에서 피험자의 동작의도를 효과적으로 구별할 수 있으므로, 이를 학습 모델의 특징으로 사용하여 분류기를 학습할 수 있다.

[0041] 분류부(500)는 특징 추출부(400)에서 추출된 특징을 이용하여 분류기를 학습한다. 학습을 위한 훈련 데이터는 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호이며, 이러한 훈련 데이터에 대하여 특징 추출부(400)에서 추출된 피어슨 상관계수를 특징으로 하여 분류기를 학습한다. 이때, 분류기는 SVM(Support Vector Machine) 기반일 수 있다.

[0042] 여기에, 운동심상 분류 장치(10)는 동작분류에 가장 큰 영향을 미치는 전극인 기준전극 추출부(700)를 더 포함할 수 있다. 기준전극 추출부(700)에 대한 구체적인 동작은 후술하기로 한다.

[0044] 도 3은 도 1에 도시된 운동심상 장치를 이용한 운동심상 분류 방법을 설명하기 위한 흐름도이다. 이하에서는 앞서 기재한 부분과 중복되는 설명은 생략한다.

[0045] 운동심상 분류 장치(10)의 제1 추출부(100)에 의해 수행되는 S100 단계는 피험자에 부착된 적어도 하나 이상의 전극으로부터 측정된 뇌전도 신호에 대하여 SFST 기법을 이용하여 특정 주파수 대역 및 시간 대역에 해당하는 신호인 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계이다.

[0046] 운동심상 분류 장치(10)의 제2 추출부(200)에 의해 수행되는 S200 단계는 상기 적어도 하나 이상의 전극 중에서 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호로 이루어진 행렬을 기 설정된 각도만큼 회전시킨 행렬로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계이다. 이때, 기 설정된 각도는 각도 설정부(600)에서 설정된 것으로서 가장 높은 분류 정확도를 가지는 최적의 회전 행렬 각도일 수 있다.

[0047] 운동심상 분류 장치(10)의 산출부(300)에 의해 수행되는 S600 단계는 상기 선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호 또는 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 상기 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출하는 단계이다. 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 산출되는 피어슨 상관계수를 학습 모델의 특징으로 하면 더 높은 분류 정확도를 얻을 수 있다.

[0048] 운동심상 분류 장치(10)의 특징 추출부(400)에 의해 수행되는 S400 단계는 상기 피어슨 상관계수에 대하여 T-검정기법을 이용하여 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 추출하는 단계이다. S600 단계에서 산출된 피어슨 상관관계 중에서 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 추출하여 학습 모델의 특징으로 하면 피험자의 동작의도를 효과적으로 구별할 수 있다.

[0049] 운동심상 분류 장치(10)의 분류부(500)에 의해 수행되는 S500 단계는 S400 단계에서 추출된 피어슨 상관계수를 특징으로 하여 분류기를 학습하는 단계이다. 훈련 데이터에 대하여 S400 단계에서 추출된 피어슨 상관계수를 특징으로 하여 두 가지 동작을 분류하는 분류기를 학습한다.

[0051] 한편, 상기 운동심상 분류 장치(10) 및 방법에 있어서 선택된 2개의 전극 각각의 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하고 그로부터 피어슨 상관계수를 산출함에 있어서 선택된 2개의 전극 중 어느 하나는 기준전극(reference electrode)일 수 있다.

[0052] 뇌전도의 ERD와 ERS는 운동심상에서 모든 전극에서 균일하게 나타나는 것이 아니라 각 전극마다 그 정도가 다르게 나타난다. 이러한 다양한 뇌전도를 나타내는 피험자에 부착된 전극 중에서 가장 큰 엔트로피를 가지는 적합 뇌전도 신호가 측정되는 전극으로서 동작 분류에 가장 큰 영향을 미치는 전극을 기준전극이라 한다.

[0053] 이러한 기준전극은 기준전극 추출부(700)에 의해 추출된다. 기준전극 추출부(700)는 각 전극에서 측정된 뇌전도 신호의 확률분포 함수를 추정하고 엔트로피를 기반으로 하여 동작 분류에 가장 큰 영향을 미치는 전극을 기준전극으로 추출한다.

[0054] 각 전극에 대하여 가우시안 분포를 따른다고 가정하면 가우시안 확률분포(Pro_{ch1})는 수학식 5에 의해 정의된다.

수학식 5

[0055] $$\mathrm{Pro}_{ch1} = \exp\left(\frac{-(p_{ch}(k)-\mu^1)^2}{2\sigma^1}\right)$$

[0056] 여기서, $p_{ch}(k) = \log(var(X_k))$, k는 전극의 인덱스, μ^1와 σ^1는 각각 동작 1의 p_{ch}의 평균과 분산을 의미한다.

[0057] 두 가지 동작에 대한 확률분포를 추정한 후 이를 이용하여 엔트로피를 수학식 6에 의해 추정할 수 있다.

수학식 6

[0058] $$En_{ch} = \sum_k [\mathrm{Pro}_{ch}\ln\left(\frac{\mathrm{Pro}_{ch1}(k)}{\mathrm{Pro}_{ch2}(k)}\right) + \mathrm{Pro}_{ch2}(k)\ln\left(\frac{\mathrm{Pro}_{ch2}(k)}{\mathrm{Pro}_{ch1}(k)}\right)]$$

[0059] 여기서, Pro_{ch1}와 Pro_{ch2}는 각각 동작 1,2의 가우시안 확률분포 함수이다.

[0060] 기준전극 추출부(700)는 측정된 모든 전극의 뇌전도 신호에 대하여 위와 같이 엔트로피를 추정한 후 가장 큰 엔트로피 값을 가지는 전극을 기준전극으로 추출할 수 있다. 추출된 기준전극과 기준전극을 제외한 나머지 전극 간에 피어슨 상관계수를 산출하여 이를 학습 모델의 특징으로 하는 경우 보다 높은 분류 정확도를 나타낸다.

[0062] 표 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치(10) 및 방법을 이용하여 적합 뇌전도 신호의 주파수-시간 대역에서의 피어슨 상관계수 및 회전행렬을 이용한 경우의 분류 정확도를 나타낸 것이다.

표 1

[0063]

피험자	주파수대역[Hz]	시간대역[s]	정확도[%]	기준전극	회전각도[°]	정확도[%]
A	12~30	0.5~3.4	82.14	CCP5	11	83.04
B	5~15	0.5~2.7	72.45	CCP4	7	74.5
C	4~35	0.6~3.6	100	CCP5	0	100
D	7~30	0.5~3.3	86.16	C4	9	86.6
E	13~25	0.7~3	73.4	CCP5	20	77

[0064] 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.

[0065] 상기 피험자에 대하여 각각 훈련 신호를 가지고 SVM 분류기를 학습하여 분류 정확도를 측정한 결과 기준전극을 추출하고 회전행렬을 사용한 경우 사용하기 전에 이미 분류 정확도 100%를 나타낸 피험자 D를 제외한 다른 피험자들에 대한 분류 정확도가 모두 향상되었음을 알 수 있다.

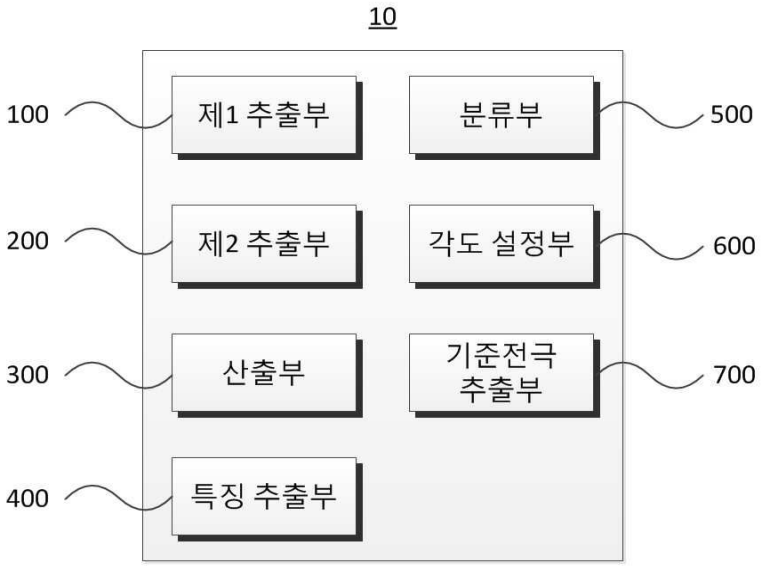
[0066] 따라서, 본 발명의 일 실시 예에 따른 운동심상 분류 장치(10) 및 방법을 이용할 경우 기존의 CSP 기반의 방법들 보다 높은 분류 정확도를 나타내고, 특히 엔트로피 기반의 기준전극을 이용하여 기준전극과 나머지 전극사이의 상관계수를 회전행렬을 이용하여 변화시켰을 경우 특정한 각도에서 분류 정확도가 더욱 향상되는 것을 확인할 수 있다.

[0067] 본 발명의 기술적 사상 내에서 당해 분야의 통상의 지식을 가진 자에 의해 그 변형이나 개량이 가능함은 명백하다고 할 것이다. 본 발명의 단순한 변형 내지 변경은 모두 본 발명의 영역에 속하는 것으로 본 발명의 구체적인

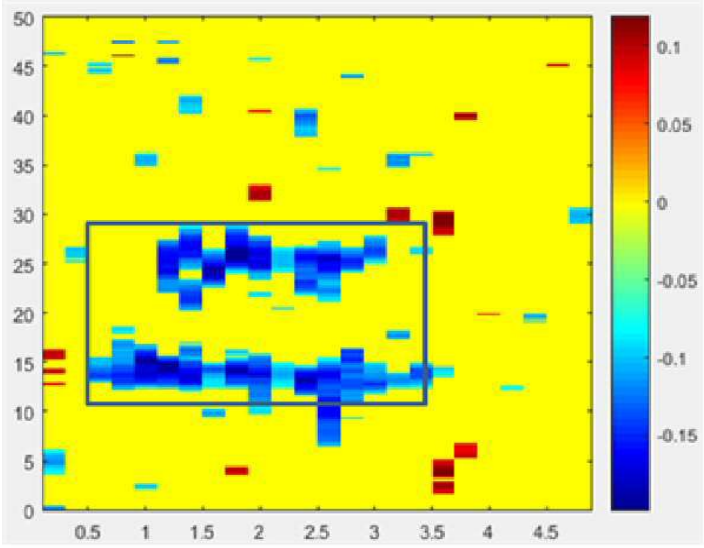
보호범위는 첨부된 특허청구범위에 의하여 명확해질 것이다.

도면

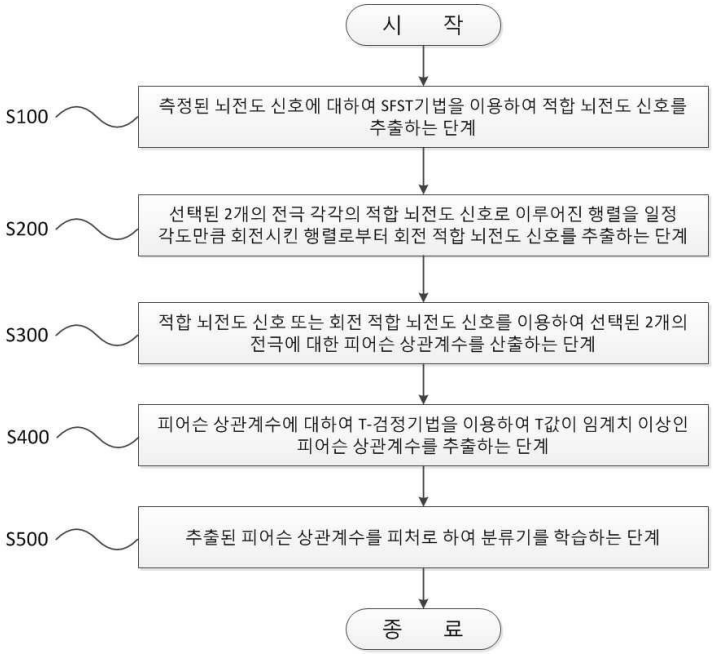
도면1



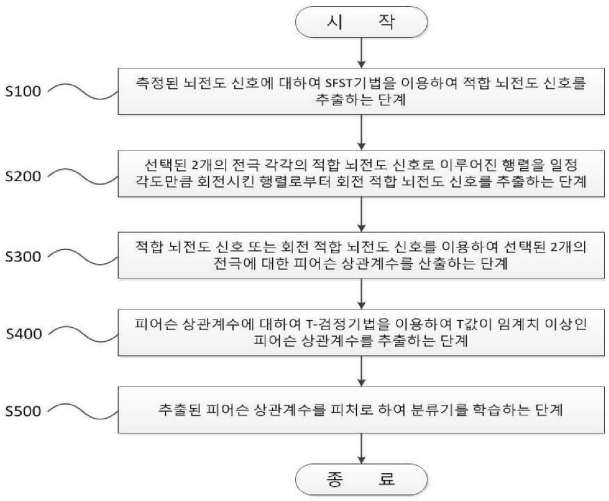
도면2



도면3


시 작
S100
측정된 뇌전도 신호에 대하여 SFST기법을 이용하여 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계
S200
선택된 2개의 전극 각각의 적합 뇌전도 신호로 이루어진 행렬을 일정 각도만큼 회전시킨 행렬로부터 회전 적합 뇌전도 신호를 추출하는 단계
S300
적합 뇌전도 신호 또는 회전 적합 뇌전도 신호를 이용하여 선택된 2개의 전극에 대한 피어슨 상관계수를 산출하는 단계
S400
피어슨 상관계수에 대하여 T-검정기법을 이용하여 T값이 임계치 이상인 피어슨 상관계수를 추출하는 단계
S500
추출된 피어슨 상관계수를 피처로 하여 분류기를 학습하는 단계
종 료

专利名称(译)	电极与旋转矩阵动态图像分类器的脑电相关性及其方法		
公开(公告)号	KR1020190067635A	公开(公告)日	2019-06-17
申请号	KR1020170167770	申请日	2017-12-07
[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 A61B5/0478 A61B5/048		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0478 A61B5/048 A61B5/7267		
代理人(译)	Gimhongseok		
其他公开文献	KR101992830B1		
外部链接	Espacenet		

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）第一提取单元执行，并且使用SFST（特定频率-特定时间）技术对从至少一个电极测量的脑电图信号执行特定频带和时间带。提取合适的EEG信号，该信号为对应的信号，（b）由第二提取单元执行的矩阵，并将从至少一个或多个电极中选择的两个电极中的每一个的合适的EEG信号矩阵旋转预定角度从步骤（c）中提取旋转合适的脑电图信号，并使用所选择的两个电极中的每一个的合适的脑电图信号或旋转合适的脑电图信号来计算所选择的两个电极的皮尔逊相关系数。（D）由特征提取单元执行，并对皮尔逊相关系数执行T检验技术用于由阶段，和（e）用于提取Pearson相关系数大于阈值T分类单元，并使用所提取的特征的学习的分类器的一个步骤来进行。