(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0008327
(43) 공개일자 2025년01월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/18 (2006.01) *A61B 5/00* (2021.01)
A61B 5/374 (2021.01) *G06N 3/0464* (2023.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/18 (2013.01)
A61B 5/0006 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2023-0088465
(22) 출원일자 2023년07월07일
심사청구일자 2023년07월07일

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
재단법인차세대융합기술연구원
경기 수원시 영통구 광교로 145, (이의동)
(72) 발명자
정지채
서울특별시 서초구 효령로68길 81, 102동 1305호 (서초동,서초자이아파트)
박진우
서울특별시 송파구 올림픽로 99, 114동 1601호(잠실동, 잠실엘스)
박수진
경기도 수원시 영통구 광교로 145 (이의동)
(74) 대리인
윤귀상

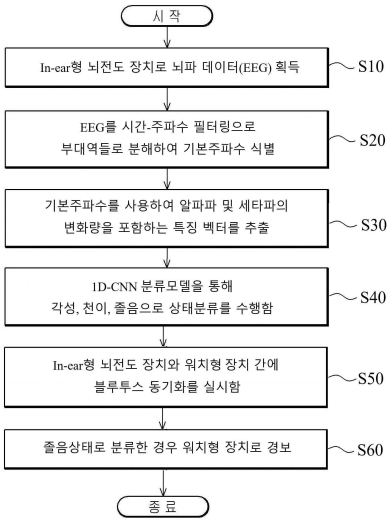
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법, 이를 위한 장치 및 시스템**

(57) 요 약

본 발명의 일실시예는 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법에 있어서, 뇌파 획득부가In-ear형 뇌전도 장치를 통해 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 획득하는 단계; 기본주파수 식별부가 시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별하는 단계; 특징벡터 추출부가상기 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의 변화량을 포함하는 특징벡터를 추출하는 단계; 및 상태 분류부가 추출된 상기 특징벡터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법, 이를 위한 장치 및 시스템을 제공한다.

대 표 도 - 도7



(52) CPC특허분류
A61B 5/374 (2022.01)
A61B 5/6815 (2013.01)
A61B 5/7235 (2021.01)
A61B 5/7264 (2023.08)
A61B 5/746 (2013.01)
G06N 3/0464 (2023.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711193362
과제번호 2017-0-00451-007
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 정보통신기획평가원
연구사업명 SW컴퓨팅산업원천기술개발(R&D,정보화)
연구과제명 (BCI-2세부) 딥러닝을 이용하여 사람의 의도를 인지하는BCI 기반 뇌인지컴퓨팅 기술개발
기 여 율 1/1
과제수행기관명 고려대학교산학협력단
연구기간 2023.01.01 ~ 2023.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

뇌전도 장치를 통해 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 획득하는 뇌파 획득부;

시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별하는 기본주파수 식별부;

상기 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의 변화량을 포함하는 특징벡터를 추출하는 특징벡터 추출부; 및

추출된 상기 특징벡터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행하는 상태 분류부;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

In-ear형 상기 뇌전도 장치와 운전자가 착용한 워치형 디바이스 간에 블루투스 동기화가 된 상태에서, 상기 상태 분류부가 졸음 상태로 분류한 경우 상기 워치형 디바이스를 통해 경보 또는 알림을 하는 알림부;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치.

청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 특징벡터 추출부는,

상기 식별된 기본주파수를 사용하여 최대치 파워 스펙트럼을 나타내는 단일주파수를 판독하고, 판독된 단일주파수의 알파범위 주파수 영역을 기준으로 Auto Regressive (AR), Common Spatial Pattern (CSP), Fast Fourier Transform (FFT) 및 Principal Component Analysis (PCA)을 복합한 기법으로 알파파의 변화량을 추출하는 변화량 추출부;

운전자의 각성, 천이, 졸음 상태일 때, 각 상태의 뇌파의 스펙트럼 분석을 통하여 태스크별로 뇌파의 델타파, 세타파, 알파파 및 베타파의 대역별 신호 범위를 특징으로 추출하는 신호범위 추출부; 및

시간영역분석(Time-domain analysis) 방식으로 뇌파 파형별 평균(mean), 분산(variance), 첨도(kurtosis), 왜도(skewness), 기울기(slop), 면적(area)을 계산하여 통계학적 특징들을 추출하는 파형특징 추출부;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 상태 분류부는,

Fine-Tuning을 통해 상기 분류모델의 하이퍼 파라미터를 최적화하는 파라미터 최적화부;

각 클래스에 대해 일정하게 학습하고 평가할 수 있도록 복수의 폴드(Fold)로 균등 분할하는 Stratified KFold를 사용하고, Global Averaged Pooing (GAP)을 사용한 교차검증을 하여 일반화 성능을 검증하는 일반성능 검증부;

상기 각 클래스의 특성 맵의 단일 값으로 상태를 추출하기 위해 GAP를 사용함으로써 졸음감지 예측값을 설계하는 예측값 설계부; 및

상기 분류모델의 신뢰성을 검증하기 위해, 졸음상태를 졸음상태로써 감지하는 지표(TP), 비졸음을 졸음상태로 잘못 감지하는 지표(FP), 졸음상태를 비졸음상태로 오감지하는 지표(FN) 및 비졸음상태를 비졸음상태로써 올바르게 감지하는 지표(TN)를 포함하는 성능평가지표(Confusion Matrix)를 계산하는 성능표가지표 계산부;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치.

청구항 5

운전자의 귀에 착용되어 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 감지하는 In-ear형 뇌전도 장치;

상기 In-ear형 뇌전도 장치와 블루투스 동기화되며, 운전자가 착용하는 워치형 장치; 및

상기 뇌전도 장치를 통해 EEG를 획득하는 뇌파 획득부; 시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별하는 기본주파수 식별부; 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의 변화량을 포함하는 특징벡터를 추출하는 특징벡터 추출부; 및 추출된 상기 특징벡터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행하는 상태 분류부; 및 상기 상태 분류부가 졸음 상태로 분류한 경우 상기 워치형 장치를 통해 경보 또는 알림을 하는 알림부;를 포함하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치;를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 특징벡터 추출부는,

상기 식별된 기본주파수를 사용하여 최대치 파워 스펙트럼을 나타내는 단일주파수를 판독하고, 판독된 단일주파수의 알파범위 주파수 영역을 기준으로 Auto Regressive (AR), Common Spatial Pattern (CSP), Fast Fourier Transform (FFT) 및 Principal Component Analysis (PCA)을 복합한 기법으로 알파파의 변화량을 추출하는 변화량 추출부;

운전자의 각성, 천이, 졸음 상태일 때, 각 상태의 뇌파의 스펙트럼 분석을 통하여 태스크별로 뇌파의 델타파, 세타파, 알파파 및 베타파의 대역별 신호 범위를 특징으로 추출하는 신호범위 추출부; 및

시간영역분석(Time-domain analysis) 방식으로 뇌파 파형별 평균(mean), 분산(variance), 첨도(kurtosis), 왜도(skewness), 기울기(slop), 면적(area)을 계산하여 통계학적 특징들을 추출하는 파형특징 추출부;를 포함하고,

상기 상태 분류부는,

Fine-Tuning을 통해 상기 분류모델의 하이퍼 파라미터를 최적화하는 파라미터 최적화부;

각 클래스에 대해 일정하게 학습하고 평가할 수 있도록 복수의 폴드(Fold)로 균등 분할하는 Stratified KFold를 사용하고, Global Averaged Pooing (GAP)을 사용한 교차검증을 하여 일반화 성능을 검증하는 일반성능 검증부;

상기 각 클래스의 특성 맵의 단일 값으로 상태를 추출하기 위해 GAP를 사용함으로써 졸음감지 예측값을 설계하는 예측값 설계부; 및

상기 분류모델의 신뢰성을 검증하기 위해, 졸음상태를 졸음상태로써 감지하는 지표(TP), 비졸음을 졸음상태로 잘못 감지하는 지표(FP), 졸음상태를 비졸음상태로 오감지하는 지표(FN) 및 비졸음상태를 비졸음상태로써 올바르게 감지하는 지표(TN)를 포함하는 성능평가지표(Confusion Matrix)를 계산하는 성능표가지표 계산부;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템.

청구항 7

뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법에 있어서,

뇌파 획득부가In-ear형 뇌전도 장치를 통해 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 획득하는 단계;

기본주파수 식별부가 시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별하는 단계;

특징벡터 추출부가 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의 변화량을 포함하는 특징벡터를 추출하는 단계; 및

상태 분류부가 추출된 상기 특징벡터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법.

청구항 8

청구항 7에 있어서,

알림부가 상기 In-ear형 뇌전도 장치와 운전자가 착용한 워치형 장치 간에 블루투스 동기화를 실시하는 단계; 및

상기 상태 분류부가 가 졸음 상태로 분류한 경우, 상기 알림부가 상기 워치형 장치를 통해 경보 또는 알림을 하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 특징벡터를 추출하는 단계는,

상기 특징벡터 추출부의 변화량 추출부가 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 최대치 파워 스펙트럼을 나타내는 단일주파수를 판독하고, 판독된 단일주파수의 알파범위 주파수 영역을 기준으로 Auto Regressive (AR), Common Spatial Pattern (CSP), Fast Fourier Transform (FFT) 및 Principal Component Analysis (PCA)을 복합한 기법으로 알파파의 변화량을 추출하는 단계;

상기 특징벡터 추출부의 신호범위 추출부가 운전자의 각성, 천이, 졸음 상태일 때, 각 상태의 뇌파의 스펙트럼 분석을 통하여 태스크별로 뇌파의 델타파, 세타파, 알파파 및 베타파의 대역별 신호 범위를 특징으로 추출하는 단계; 및

상기 특징벡터 추출부의 파형특징 추출부가 시간영역분석(Time-domain analysis) 방식으로 뇌파 파형별 평균(mean), 분산(variance), 첨도(kurtosis), 왜도(skewness), 기울기(slop), 면적(area)을 계산하여 통계학적 특징들을 추출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법.

청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 상태 분류부가 상기 분류모델을 통해 상태분류를 수행하는 단계는,

상기 상태 분류부의 파라미터 최적화부가 Fine-Tuning을 통해 상기 분류모델의 하이퍼 파라미터를 최적화하는

단계;

상기 상태 분류부의 일반성능 검증부가 각 클래스에 대해 일정하게 학습하고 평가할 수 있도록 복수의 폴드(Fold)로 균등 분할하는 Stratified KFold를 사용하고, Global Averaged Pooing (GAP)을 사용한 교차검증을 하여 일반화 성능을 검증하는 단계;

상기 상태 분류부의 예측값 설계부가 상기 각 클래스의 특성 맵의 단일 값으로 상태를 추출하기 위해 GAP를 사용함으로써 졸음감지 예측값을 설계하는 단계; 및

상기 상태 분류부의 성능평가지표 계산부가 상기 분류모델의 신뢰성을 검증하기 위해, 졸음상태를 졸음상태로써 감지하는 지표(TP), 비졸음을 졸음상태로 잘못 감지하는 지표(FP), 졸음상태를 비졸음상태로 오감지하는 지표(FN) 및 비졸음상태를 비졸음상태로써 올바르게 감지하는 지표(TN)를 포함하는 성능평가지표(Confusion Matrix)를 계산하는 단계; 를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법, 이를 위한 장치 및 시스템에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 착용이 편리한 In-Ear형 뇌전도(electroencephalogram) 데이터를 사용하여 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법, 이를 위한 장치 및 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 일반적으로 운전 중 졸음은 교통사고 사망의 주요 원인 중 하나이다. 이러한 졸음 운전을 보다 효과적으로 예방하기 위해 생체신호를 이용하여 운전자의 졸음 상태를 감지하는 시스템 개발에 대한 연구가 가속화되고 있다. 특히, 뇌파(EEG)와 안구전도를 통한 졸음에 대한 명확한 규명 방법이 운전자의 피로와 졸음을 판별하는데 효과적이라는 의학적 연구결과가 발표되어왔다.

[0004] 도 1는 종래의 뇌전도 실험의 일 예를 나타낸다. 도 2는 뇌전도 원리를 나타낸다. 뇌파를 분석하고 특징을 추출하는 방법으로 초기에는 스펙트럼 분석 방법이 주류를 이루었다. 뇌파의 비선형적(non-linear)이고 비정상적(non-stationary)인 특성 때문에 최근에는 시간-주파수 분석법을 적용한 연구가 수행되었다. 특히 이산 웨이블릿 변환(discrete wavelet transform; DWT)을 이용하여 뇌파를 델타파, 세타파, 알파파, 베타파의 부대역(subband)으로 분해하여 통계적인 특성을 이용하는 연구가 수행되었다. 기존의 연구결과는 뇌파의 스펙트럼 성분에 대한 'Alpha block' 현상과 세타파의 변화를 기준으로 운전자의 상태를 각성, 천이(상태 변화), 졸음의 세 가지 상태로 분류하였다. 그러나, 이러한 실험실에서의 이상적인 연구결과는 실세계에서 활용되기 어렵다. 특히, EEG 장비를 머리에 착용한 상태로 랩 환경에서 이루어진 정적인 실험들의 결과는 실제 운전환경에 도입되기 어려운 것으로 밝혀졌다. 고가의 의료 및 연구용 뇌전도 장치는 부피가 크고 머리의 넓은 영역을 뒤덮으며 무겁기에 실생활에서 사용하기 어려우며 착용자에게 불편을 초래한다. 이 현상은 실생활에서 뇌전도를 응용할 수 있는 분야가 한정됨을 의미한다.

[0005] 졸음은 각성과 수면의 중간상태에서 의식이 사라지면서 수면으로 이어지는 과정을 의미한다. 특히, 운전과 같은 특별한 과업에서 졸음은 매년 교통사고의 원인에 상당히 기여하고 있는 위험 요인 중의 하나이다. 졸음감지에 대한 기존 연구는 눈의 깜빡임 (Blinking), 동공의 크기, 눈의 응시방향, 얼굴표정을 카메라로 촬영하여 영상처리기술을 적용하는 컴퓨터 비전 기반 졸음감지 연구가 주류를 이루고 있다. 또한 스트레스와 말초체온과의 상관관계, 심박수의 변화, 피부 임피던스 신호분석을 통한 졸음 감지 연구논문도 발표되었다.

[0006] 그러나 위 방법들로는 졸음신호에 대한 명확한 해석이 어렵다는 단점이 있고, 눈동자의 움직임과 근육의 변화는 이미 졸음이 상당히 진행된 상태이므로 졸음의 근본 원인을 밝히기에는 한계가 있다. 따라서 졸음의 근본적인 원인을 밝힐 수 있는 신호 선취득과 분석방법, 이를 위한 장치 및 시스템이 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 고가의 의료 및 연구용 뇌전도 장치에 의하지 않고, 착용자에게 불편을 주지 않으면서 실재 운전 상황에 사용될 수 있는 In-Ear형 뇌전도(electroencephalogram)장치를 워치형 웨어러블 디바이스와 연동시켜, 운전자 졸음 및 주의력 저하 감지 및 경고하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법, 이를 위한 장치 및 시스템을 제공하는 것이다.

[0009] 본 발명은 2023년도 (재)차세대융합기술연구원의 재원으로 지원을 받아 수행된 융기원-중소기업 공동기획연구(AICT-2023-0003)의 성과이다.

[0010] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 이상에서 언급한 기술적 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 상기 기술적 과제를 달성하기 위하여, 본 발명의 일 실시예는 뇌전도 장치를 통해 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 획득하는 뇌파 획득부; 시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별하는 기본주파수 식별부; 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의 변화량을 포함하는 특징벡터를 추출하는 특징벡터 추출부; 및 추출된 상기 특징벡터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행하는 상태 분류부;를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치를 제공한다.

[0013] 본 발명의 실시예에 있어서, 상기 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치는 In-ear형 상기 뇌전도 장치와 운전자가 착용한 워치형 장치 간에 블루투스 동기화가 된 상태에서, 상기 상태 분류부가 졸음 상태로 분류한 경우 상기 워치형 장치를 통해 경보 또는 알림을 하는 알림부;를 포함할 수 있다.

[0014] 본 발명의 실시예에 있어서, 상기 특징벡터 추출부는, 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 최대치 파워 스펙트럼을 나타내는 단일주파수를 판독하고, 판독된 단일주파수의 알파범위 주파수 영역을 기준으로 Auto Regressive (AR), Common Spatial Pattern (CSP), Fast Fourier Transform (FFT) 및 Principal Component Analysis (PCA)을 복합한 기법으로 알파파의 변화량을 추출하는 변화량 추출부; 운전자의 각성, 천이, 졸음 상태일 때, 각 상태의 뇌파의 스펙트럼 분석을 통하여 태스크별로 뇌파의 델타파, 세타파, 알파파 및 베타파의 대역별 신호 범위를 특징으로 추출하는 신호범위 추출부; 및 시간영역분석(Time-domain analysis) 방식으로 뇌파 파형별 평균(mean), 분산(variance), 첨도(kurtosis), 왜도(skewness), 기울기(slop), 면적(area)을 계산하여 통계학적 특징들을 추출하는 파형특징 추출부;를 포함할 수 있다.

[0015] 본 발명의 실시예에 있어서, 상기 상태 분류부는, Fine-Tuning을 통해 상기 분류모델의 하이퍼 파라미터를 최적화하는 파라미터 최적화부; 각 클래스에 대해 일정하게 학습하고 평가할 수 있도록 복수의 폴드(Fold)로 균등 분할하는 Stratified KFold를 사용하고, Global Averaged Pooing (GAP)을 사용한 교차검증을 하여 일반화 성능을 검증하는 일반성능 검증부; 상기 각 클래스의 특성 맵의 단일 값으로 상태를 추출하기 위해 GAP를 사용함으로써 졸음감지 예측값을 설계하는 예측값 설계부; 및 상기 분류모델의 신뢰성을 검증하기 위해, 졸음상태를 졸음상태로써 감지하는 지표(TP), 비졸음을 졸음상태로 잘못 감지하는 지표(FP), 졸음상태를 비졸음상태로 오감지하는 지표(FN) 및 비졸음상태를 비졸음상태로써 올바르게 감지하는 지표(TN)를 포함하는 성능평가지표(Confusion Matrix)를 계산하는 성능표가지표 계산부;를 포함할 수 있다.

[0016] 상기 기술적 과제를 달성하기 위하여, 본 발명의 다른 실시예는 운전자의 귀에 착용되어 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 감지하는 In-ear형 뇌전도 장치; 상기 In-ear형 뇌전도 장치와 블루투스 동기화되며, 운전자가 착용하는 워치형 장치; 및 상기 뇌전도 장치를 통해 EEG를 획득하는 뇌파 획득부; 시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별하는 기본주파수 식별부; 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의

변화량을 포함하는 특징벡터를 추출하는 특징벡터 추출부; 및 추출된 상기 특징벡터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행하는 상태 분류부; 및 상기 상태 분류부가 졸음 상태로 분류한 경우 상기 워치형 장치를 통해 경보 또는 알림을 하는 알림부;를 포함하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치;를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템을 제공한다.

[0017] 상기 기술적 과제를 달성하기 위하여, 본 발명의 또 다른 실시예는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법에 있어서, 뇌파 획득부가In-ear형 뇌전도 장치를 통해 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 획득하는 단계; 기본주파수 식별부가 시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별하는 단계; 특징벡터 추출부가 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의 변화량을 포함하는 특징벡터를 추출하는 단계; 및 상태 분류부가 추출된 상기 특징벡터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행하는 단계; 를 포함하는 것을 특징으로 하는, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법을 제공한다.

[0018] 본 발명의 실시예에 있어서, 알림부가 상기 In-ear형 뇌전도 장치와 운전자가 착용한 워치형 장치 간에 블루투스 동기화를 실시하는 단계; 및 상기 상태 분류부가 가 졸음 상태로 분류한 경우, 상기 알림부가 상기 워치형 장치를 통해 경보 또는 알림을 하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0019] 본 발명의 실시예에 있어서, 상기 특징벡터를 추출하는 단계는, 상기 특징벡터 추출부의 변화량 추출부가 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 최대치 파워 스펙트럼을 나타내는 단일주파수를 판독하고, 판독된 단일주파수의 알파범위 주파수 영역을 기준으로 Auto Regressive (AR), Common Spatial Pattern (CSP), Fast Fourier Transform (FFT) 및 Principal Component Analysis (PCA)을 복합한 기법으로 알파파의 변화량을 추출하는 단계; 상기 특징벡터 추출부의 신호범위 추출부가 운전자의 각성, 천이, 졸음 상태일 때, 각 상태의 뇌파의 스펙트럼 분석을 통하여 태스크별로 뇌파의 델타파, 세타파, 알파파 및 베타파의 대역별 신호 범위를 특징으로 추출하는 단계; 및 상기 특징벡터 추출부의 파형특징 추출부가 시간영역분석(Time-domain analysis) 방식으로 뇌파 파형별 평균(mean), 분산(variance), 첨도(kurtosis), 왜도(skewness), 기울기(slop), 면적(area)을 계산하여 통계학적 특징들을 추출하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0020] 본 발명의 실시예에 있어서, 상기 상태 분류부가 상기 분류모델을 통해 상태분류를 수행하는 단계는, 상기 상태 분류부의 파라미터 최적화부가 Fine-Tuning을 통해 상기 분류모델의 하이퍼 파라미터를 최적화하는 단계; 상기 상태 분류부의 일반성능 검증부가 각 클래스에 대해 일정하게 학습하고 평가할 수 있도록 복수의 폴드(Fold)로 균등 분할하는 Stratified KFold를 사용하고, Global Averaged Pooing (GAP)을 사용한 교차검증을 하여 일반화 성능을 검증하는 단계; 상기 상태 분류부의 예측값 설계부가 상기 각 클래스의 특성 맵의 단일 값으로 상태를 추출하기 위해 GAP를 사용함으로써 졸음감지 예측값을 설계하는 단계; 및 상기 상태 분류부의 성능평가지표 계산부가 상기 분류모델의 신뢰성을 검증하기 위해, 졸음상태를 졸음상태로써 감지하는 지표(TP), 비졸음을 졸음상태로 잘못 감지하는 지표(FP), 졸음상태를 비졸음상태로 오감지하는 지표(FN) 및 비졸음상태를 비졸음상태로써 올바르게 감지하는 지표(TN)를 포함하는 성능평가지표(Confusion Matrix)를 계산하는 단계; 를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0022] 본 발명의 실시예에 의하면, 착용이 편리한 In-ear 형태의 뇌전도를 이용한 인지기능 저하를 반영하는 신경생리학적 처리 조절 반응 상태를 파악하여 운전자의 졸음 상태를 판정할 수 있다.

[0023] 본 발명의 실시예에 의하면, 운전자의 인지기능 저하 및 졸음 특성에 맞춰 '각성', '천이', '졸음 상태의 세분화된 특성으로 탐지할 수 있다.

[0024] 본 발명의 실시예에 의하면, 위 분석 결과를 기반으로 졸음운전 감지를 위한 헬스케어 솔루션 모델을 제공할 수 있는데, 이는 위험상태에 대한 경고 기능이 탑재된 워치 형태의 웨어러블 디바이스로 실시간 모니터링이 가능하다.

[0025] 발명의 효과들은 이상에서 언급된 효과를 제한되지 않고, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

[0026] 본 발명의 효과는 상기한 효과로 한정되는 것은 아니며, 본 발명의 상세한 설명 또는 특허청구범위에 기재된 발명의 구성으로부터 추론 가능한 모든 효과를 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

도면의 간단한 설명

[0028] 도 1는 종래의 뇌전도 실험의 일 예를 나타낸다.

도 2는 뇌전도 원리를 나타낸다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법이 적용되는 예를 나타낸다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법 의 흐름도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템을 설명하기 위한 블록도이다.

도 6은 도 5에서 제시된 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치를 설명하기 위한 블록도이다.

도 7은 도 6에 제시된 상태 분류부가 사용하는 1 차원합성곱 신경회로망의 일 예를 나타낸다.

도 8은 분석된 주파수 데이터를 기반으로 운전자 상태에 따른 반응시간을 나타낸다.

도 9는 샘플별 크기에 따른 운전자 상태 분류 결과를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0029] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 형태를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 본문에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다.

[0030] 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 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0031] 이하, 첨부한 도면들을 참조하여, 본 발명의 바람직한 실시예를 보다 상세하게 설명하고자 한다.

[0032] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템이 적용되는 예를 나타낸다.

[0033] 도 3을 참조하면, 본 실시예의 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템에서, 운전자는 착용이 편리한 In-Ear형 뇌전도(electroencephalogram) 장치를 착용하고 웨어러블 워치형 장치를 손목에 착용하고 있다. In-Ear형 뇌전도 장치는 운전자의 뇌파를 측정하고, 워치형 웨어러블 장치는 블루투스 통신을 통해 In-Ear형 뇌전도 장치로부터 데이터를 수신할 수 있다. In-Ear형 뇌전도 장치는 운전자의 졸음상태를 실시간으로 감지하고, 이러한 감지 데이터를 웨어러블 워치형 장치가 수신하고 진동경고 또는 알림서비스 등을 제공할 수 있다.

[0034] 본 실시예의 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템은 운전자가 졸음상태에 놓여 있는 경우, 알파블로킹(Alpha blocking) 현상과 알파파 및 세타파의 변화가 있다는 발견을 근거로 한다. 이때, 상기 변화에 있어서 알파파는 감소하고, 세타파는 증가하는 경향을 특징으로 한다. 이 특징 발견을 기반으로 개인별로 식별된 EEG 신호를 입력으로 하여 1차원 합성곱신경망 분류모델을 적용한다. 이러한

1차원 합성곱 분류 방법은 운전자의 졸음상태 정보를 극대화하는 데이터 중심으로 입력 값 패턴 식별에 강한 성능을 보인다. 이를 통해, 세 가지 유형의 '각성', '천이', '졸음' 상태의 세분화된 모니터링 결과를 얻을 수 있다. 해당되는 모니터링 결과의 신뢰성 확보를 위해 정확도, 정밀도, 재현도, F1-Score를 각각 계산한다. 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명한다.

[0035] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템을 나타낸다. 도 5는 도 4에서 제시된 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치를 설명하기 위한 블록도이다.

[0036] 도 4 및 도 5를 참조하면, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 시스템은 In-ear형 뇌전도 장치(10), 워치형 장치(20) 및 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치(30)를 포함한다.

[0037] In-ear형 뇌전도 장치(10)는 운전자의 귀에 착용되어 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 감지할 수 있다. In-ear형 뇌전도 장치(10)는 운전자의 외이도에 삽입되어 양극의 EEG 전극으로부터 뇌파를 측정할 수 있다. 예를 들어, 피로한 운전자의 장기운전 상태에서 미리 설정된 시간 동안 측정된 EEG 데이터를 획득할 수 있다.

[0038] 운전자는 워치형 장치(20)를 착용할 수 있다. 워치형 장치(20)는 In-ear형 뇌전도 장치(10)와 블루투스 동기화될 수 있다.

[0039] 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 장치(30)(이하, 졸음감지 장치)는 뇌파 획득부(31), 기본주파수 식별부(32), 특징벡터 추출부(33), 상태 분류부(34) 및 알림부(35)를 포함할 수 있다.

[0040] 뇌파 획득부(31)는 In-ear형 뇌전도 장치를 통해 EEG를 획득할 수 있다. 이를 위해 뇌파 획득부(31)는 In-ear형 뇌전도 장치와 블루투스 등의 무선통신을 할 수 있다. 기본주파수 식별부(32)는 시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별할 수 있다. 예를 들어, 기본주파수 식별부(32)는 In-Ear EEG에서 시계열로 측정된 데이터(EEG)를 DWT 기법을 적용하여 시간-주파수 영역 분석을 실시할 수 있다. 이때, 각 주파수 영역에서 주파수 필터링을 수행한다. 예를 들어, 측정된 신호를 러프한 근사(coarse approximation)와 자세한 정보(detail information)로 분해하여 각기 다른 해상도를 가진 서로 다른 주파수 영역에서 이산 웨이블릿 변환 (Discrete wavelet transform; DWT) 분석을 수행한다. DWT는 스케일링(scailing)과 웨이블릿 함수의 두 개의 쌍을 가지며 이는 저대역 및 고대역 통과 필터링을 하는 것을 의미한다. 따라서, 이러한 주파수 식별 단계의 수행에 의해 시간 영역의 원시신호가 연속적인 저대역과 고대역 통과 필터에 의하여 서로 다른 대역의 주파수 영역으로 분해된다.

[0041] 특징벡터 추출부(33)는 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의 변화량을 포함하는 특징벡터를 추출할 수 있다. 즉, 특징벡터 추출부(33)는 식별된 주파수 신호를 기반으로 졸음분류율을 높이기 위한 특징벡터를 추출할 수 있다. 특징벡터 추출부(33)는, 변화량 추출부(331), 신호범위 추출부(332) 및 파형특징 추출부(333)를 포함할 수 있다.

[0042] 변화량 추출부(331)는 식별된 기본주파수를 사용하여 최대치 파워 스펙트럼을 나타내는 단일주파수를 기본주사파수로 판독하고, 식별된 기본주파수에서 알파파(alpha wave)의 변화량을 통해 졸음상태를 감지할 수 있다. 구체적으로, 센싱전극에 대한 평균값에서 8-12 Hz에 해당하는 알파 범위의 주파수 영역을 기준으로 아래와 같이 정의되는 Auto Regressive (AR), Common Spatial Pattern (CSP), Fast Fourier Transform (FFT), Principal Component Analysis (PCA) 기법 등을 이용한 다양한 알고리즘을 복합적으로 사용하는 하이브리드(Hybrid) 기법을 통해 통합함으로써 아래 공식들에 의거해 특징벡터 추출을 최적화할 수 있다.

[0043] AR: $$x(t)=\sum_{i=1}^{f} a_i x(t-i)+c_t$$

[0044] CSP: $$C_{f(t)}=\frac{\overline{\sigma_f}-R_f}{R_f}\times 100$$

[0045] FFT: $X_k = \frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi k\frac{n}{N}}, k = 0, 1, \ldots, N-1$

[0046] PCA: $X = UDV^T \rightarrow XV = UD \in V^TV = I_p$

[0047] 신호범위 추출부(332)는 운전자의 각성, 천이, 졸음 상태일 때, 각 상태의 뇌파의 스펙트럼 분석을 통하여 태스크별로 뇌파의 신호범위를 특징으로 추출할 수 있다. 졸음은 뇌파의 알파파(alpha wave)와 세타파(theta wave)의 변화량과 상관관계가 높다. 따라서, 신호범위 추출부(332)는 운전자의 각성, 천이, 졸음 상태일 때, 각 상태의 뇌파의 스펙트럼 분석을 통하여 태스크별로 뇌파의 델타파, 세타파, 알파파, 베타파의 대역별 신호 범위를 특징으로서 추출할 수 있다. 각 뇌파 대역은 하기와 같이 Bandpass filtering을 수행할 수 있다.

[0048] 델타파 0.2-3Hz, 세타파 4-7Hz, 알파파 8-12Hz, 베타파 13-30Hz

[0049] 파형특징 추출부(333)는 시간영역분석(Time-domain analysis) 방식으로 뇌파의 통계학적 특징들을 추출할 수 있다. 구체적으로, 파형특징 추출부(333)는 아래와 같이 정의되는 시간영역분석(Time-domain analysis) 방식의 뇌파 파형별 평균(mean), 분산(variance), 첨도(kurtosis), 왜도(skewness), 기울기(slop), 면적(area)을 계산하여 통계학적 특징들을 추출할 수 있다. 모든 통계적 특징벡터들은 0과 1 사이의 표준 사이즈로 정규화한다.

[0050] 평균(mean)= $\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1} x[n]$

[0051] 분산(variance)= $\frac{1}{N-1}\sum_{n=0}^{N-1}(x[n]-\mu)^2$

[0052] 첨도(kurtosis)= $E[(\frac{x[n]-\mu}{\sigma})^4]$

[0053] 왜도(skewness)= $E[(\frac{x[n]-\mu}{\sigma})^3]$

[0054] 기울기(slop) = $\frac{x[n]-x[n-1]}{\Delta n}$

[0055] 면적(area) = $\sum_{n=0}^{N-1} x[n]\Delta n$

[0056] 정규화: Z'= $\frac{Z-\min(Z)}{\max(Z)-\min(Z)}$

[0057] 특징벡터 추출부(33)는 이와 같은 과정을 통해 뇌파의 특징 데이터(특징벡터)를 추출할 수 있다.

[0058] 도 6은 도 5에 제시된 상태 분류부(34)가 사용하는 1 차원합성곱 신경회로망의 일 예를 나타낸다.

[0059] 도 6을 참조하면, 상태 분류부(34)는 전술한 바와 같이 추출된 특징 데이터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행할 수 있다. 즉, 여기서 상태분류 과정은, 입력 값의 패턴을 식별하는데 중요한 역할을 하는 것으로 알려진 1차원 합성곱 (1D-Convolutional Neural Network; 1D-CNN) 분류모델을 설계하여 운전자의 각성, 천이, 및 졸음 상태를 판별가능하다. 본 실시예에서 일 예로, 상기 상태 분류부(34)는, 파라미터 최적화부(341), 일반성능 검증부(342), 예측값 설계부(343) 및 성능평가지표 계산부(344)를 포함할 수 있다.

[0060] 파라미터 최적화부(341)는 Fine-Tuning을 통해 1D-CNN분류모델의 하이퍼 파라미터를 최적화할 수 있다. 일반성능 검증부(342)는 각 클래스에 대해 일정하게 학습하고 평가할 수 있도록 복수의 폴드(Fold)로 균등 분할하는 Stratified KFold를 사용하고, 입력데이터의 크기가 상대적으로 작으므로 지역풀링보다 전역풀링이 효율적이므로 Global Averaged Pooing (GAP)을 사용한 교차검증을 하여 제안된 1D-CNN 분류모델의 일반화 성능을 검증할 수 있다.

[0061] 예측값 설계부(343)는 상기 각 클래스의 각 특성 맵의 단일 값으로 상태를 추출하기 위해 GAP를 사용함으로써

졸음감지 예측 값이 유리하도록 설계할 수 있다. 전체 데이터의 80%를 무작위로 선정하여 학습시키고, 나머지는 테스트 데이터로 사용할 수 있다.

[0062] 성능평가지표 계산부(344)는 상기 1D-CNN 의 신뢰성을 검증하기 위해, 졸음상태를 졸음상태로써 감지하는 지표(TP), 비졸음을 졸음상태로 잘못 감지하는 지표(FP), 졸음상태를 비졸음상태로 오감지하는 지표(FN) 및 비졸음상태를 비졸음상태로써 올바르게 감지하는 지표(TN)를 포함하는 성능평가지표(Confusion Matrix)를 계산할 수 있다. 즉, 최종적으로 1D-CNN 분류모델의 신뢰성을 검증하기 위해, 성능평가지표(Confusion Matrix)를 계산한다.

[0063] 일 예로, Confusion Matrix는 전술한 네 가지 지표로 구성될 수 있으며, 각 지표의 계산은 하기와 같다.

[0064] 정확도(Accuracy) = $\frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN}$

[0065] 정밀도(Precision)= $\frac{TP}{TP+FP}$

[0066] 재현율(Recall)= $\frac{TP}{TP+FN}$

[0067] F1-Score = $2\times\frac{(Precision\times Recall)}{(Precision+Recall)}$

[0068] 졸음상태 분류결과의 신뢰성은 위 성능평가지표를 통해 검증되고, 데이터베이스(MySQL)을 통해 저장된다. 상기 실시예의 수행은 MATLAB으로 구현하였고, Python, C++/C#과 같은 다른 구현 방법론을 적용할 경우, MATLAB보다 고속 구현이 가능하다.

[0069] 즉, 전술한 바와 같이 추출된 뇌파의 특징 데이터(특징벡터)를 포함하는 데이터를 기반으로 오버피팅을 피하기 위해 학습 데이터와 테스트 데이터로 각각 8 대 2로 나눈 다음, 1D-CNN 분류모델을 통해 졸음상태를 분류할 수 있다.

[0070] 알림부(35)는 상기 상태 분류부(34)가 졸음 상태로 분류한 경우 상기 워치형 장치를 통해 경보 또는 알림을 할 수 있다.

[0071] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법의 흐름도이다.

[0072] 도 7을 참조하면, 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석을 통한 운전자 졸음감지 방법 에서, 먼저, 뇌파 획득부(31)가 In-ear형 뇌전도 장치(10)를 통해 운전자의 뇌파 데이터(EEG, Electroencephalogram)를 획득한다(S10).

[0073] 이후, 기본주파수 식별부(32)가 시계열로 측정된 상기 EEG 데이터에 대해 시간-주파수 영역 필터링을 통해 서로 다른 부대역(subband)들로 분해함으로써 운전자의 기본주파수를 식별한다(S20).

[0074] 이후, 상기 특징벡터 추출부(33)가 상기 식별된 기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의 변화량을 포함하는 특징벡터를 추출한다(S30).

[0075] 다음으로, 상태 분류부(34)가 전술한 바와 같이 추출된 특징 데이터를 입력으로 하여 1차원합성곱 신경회로망(1D-Convolutional Neural Network, 1D-CNN) 분류모델을 통해 각성, 천이 및 졸음으로 상태분류를 수행한다(S40).

[0076] 다음으로, In-ear형 뇌전도 장치(10)와 운전자가 착용한 워치형 장치(20) 간에 블루투스 동기화를 실시한다(S50). 즉, In-ear형 뇌전도 장치(10)는 워치형 장치(20)와 블루투스 연동된다. 운전자에 대해 계측한 EEG 데이터로부터 실시간 주파수를 판독 및 결정할 수 있다. In-ear형 뇌전도 장치(10) 및 워치형 장치(20) 간 블루투스 동기화 실시 과정은, 전처리된 신호와 워치형 장치(20)간 블루투스를 이용한 동기화 과정을 포함할 수 있다.

[0077] 마지막으로, 상태 분류부(34)가 졸음 상태로 분류한 경우 알림부(35)가 워치형 장치(20)를 통해 경보 또는 알림을 할 수 있다(S60).

[0078] 전술한 바와 같이, 본 실시예를 통해 알파블록(Alpha block) 현상 및 알파파/세타파의 변화 양상을 확인할 수

있다.

[0079] 도 8은 분석된 주파수 데이터를 기반으로 한 운전자 상태에 따른 반응시간을 나타낸다.

[0080] 도 8을 참조하면, 본 실시예에서 졸음 상태(굵은 실선)일 때 운전자의 반응시간이 각성상태(가는 실선)일 때보다 평균적으로 더 긴 것을 확인할 수 있다. 그러나 반응시간 분포도는 개인에 따라 편차가 다양하여 일반화하기 힘들 수 있다.

[0081] 도 9는 샘플별 크기에 따른 운전자 상태 분류 결과를 나타낸다.

[0082] 도 9를 참조하면, 각성, 천이, 졸음 및 평균 상태에 대해 여러 사이즈의 샘플로 테스트한 경우 졸음 탐지율이 세로축에 나타나 있다. 샘플 크기에 상관없이 운전자의 졸음 상태일 때 가장 탐지율이 높은 것을 알 수 있다. 따라서 도 9에 제시된 결과는 운전자 졸음판별 알고리즘에 활용될 수 있다.

[0083] 운전자 졸음감지를 위한 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 신경 활성화 측정 및 분석방법은 컴퓨터에서 뇌 신경 활성화의 각 단계를 수행하도록 작성되어 컴퓨터로 도출 가능한 기록 매체에 기록된 컴퓨터 프로그램의 형태로 구현될 수 있다.

[0084] 전술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

[0085] 본 발명의 범위는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

[0087] 1: 졸음감지 시스템

10 : In-ear형 뇌전도 장치

20 : 워치형 장치

30 : 졸음감지 장치

31 : 뇌파 획득부

32 : 기본주파수 식별부

33 : 특징벡터 추출부

331 : 변화량 추출부

332 : 신호범위 추출부

333 : 파형특징 추출부

34 : 상태 분류부

341 : 파라미터 최적화부

342 : 일반성능 검증부

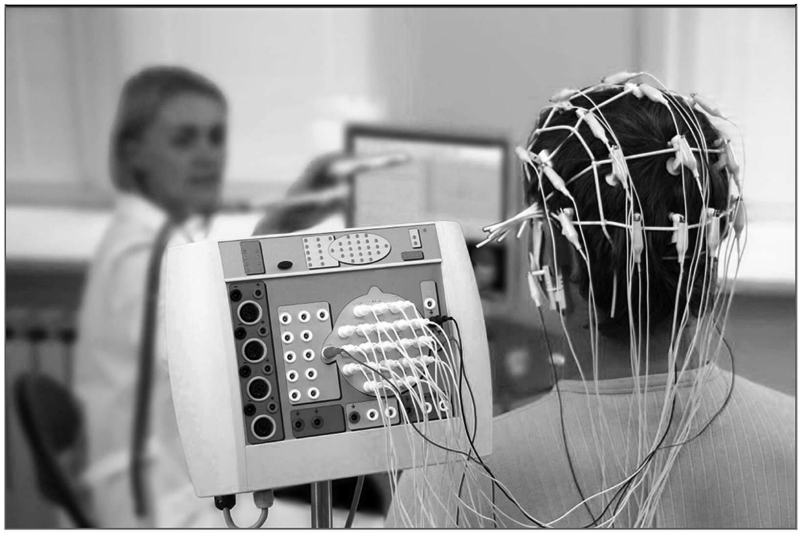
343 : 예측값 설계부

344 : 성능평가지표 계산부

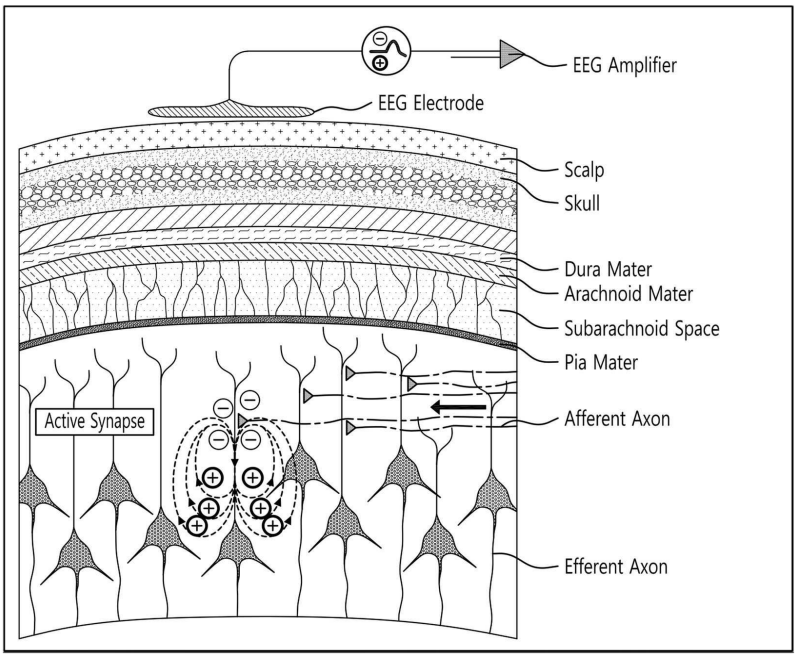
35 : 알림부

도면

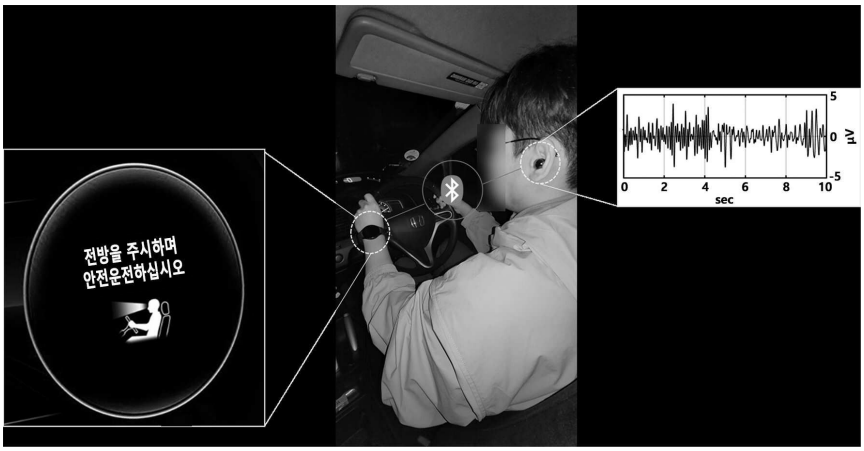
도면1



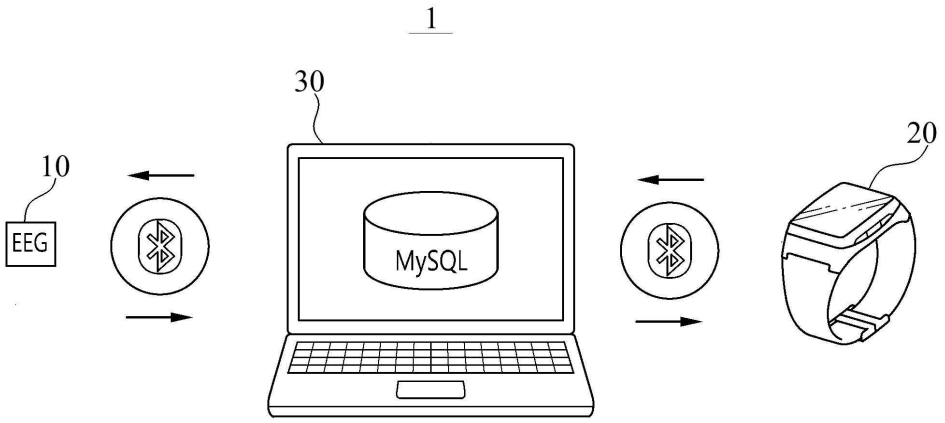
도면2


EEG Amplifier
EEG Electrode
Scalp
Skull
Dura Mater
Arachnoid Mater
Subarachnoid Space
Pia Mater
Active Synapse
Afferent Axon
Efferent Axon

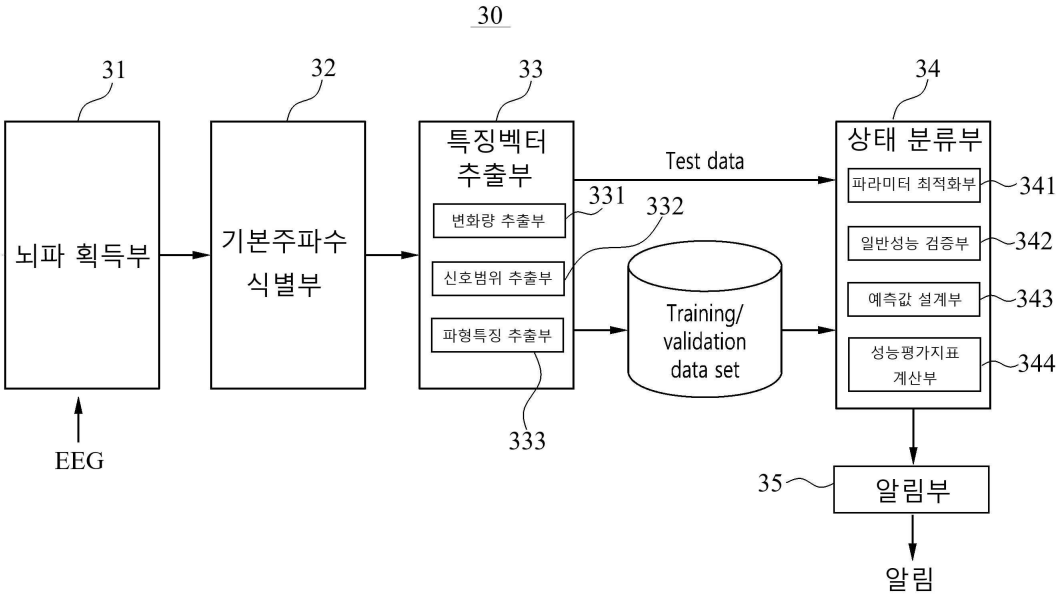
도면3


전방을 주시하며
안전운전하십시오
5
0
-5
μV
0
2
4
6
8
10
sec

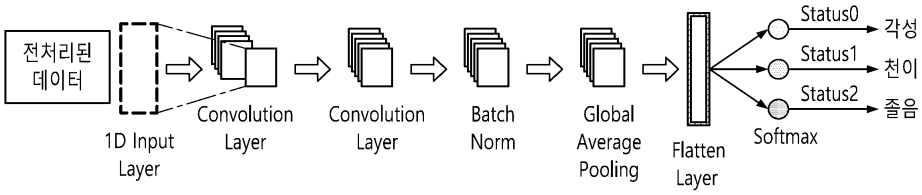
도면4


1
30
10
EEG
MySQL
20

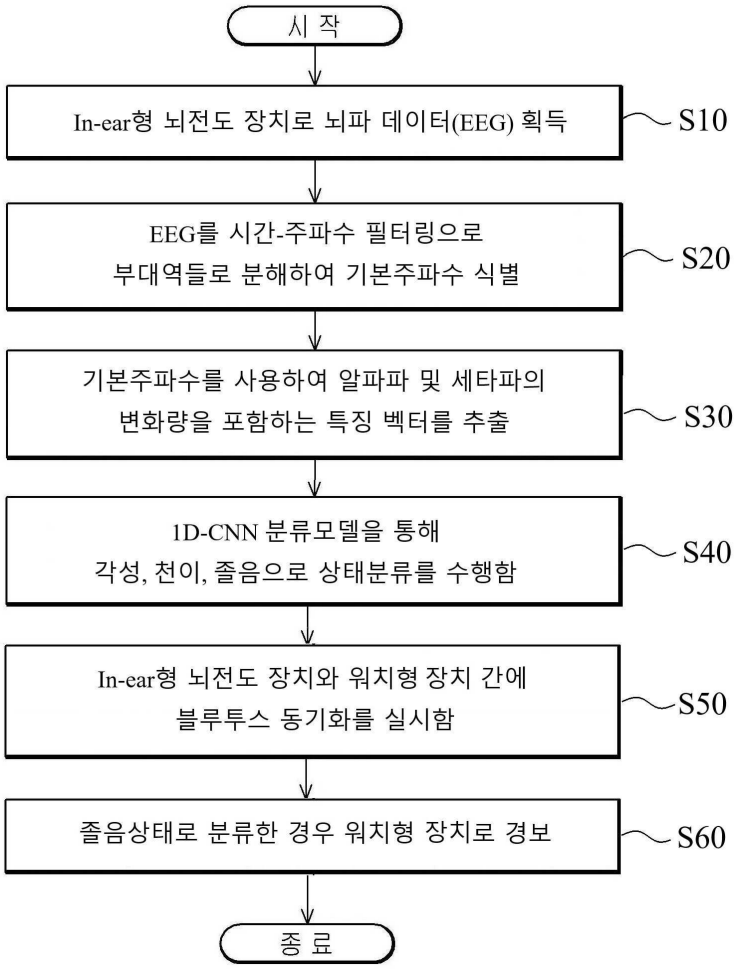
도면5


30
31
32
33
34
뇌파 획득부
기본주파수
식별부
특징벡터
추출부
변화량 추출부
신호범위 추출부
파형특징 추출부
331
332
333
Test data
Training/
validation
data set
상태 분류부
파라미터 최적화부
일반성능 검증부
예측값 설계부
성능평가지표
계산부
341
342
343
344
35
알림부
알림
EEG

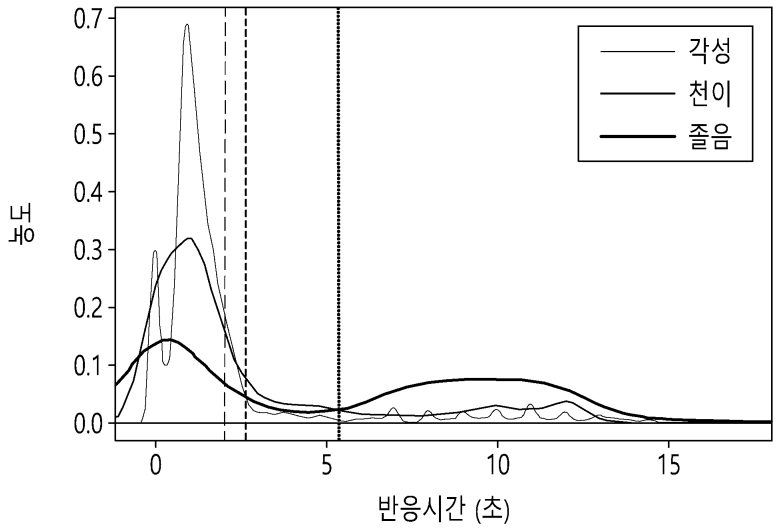
도면6


전처리된 데이터
1D Input Layer
Convolution Layer
Convolution Layer
Batch Norm
Global Average Pooling
Flatten Layer
Softmax
Status0
각성
Status1
천이
Status2
졸음

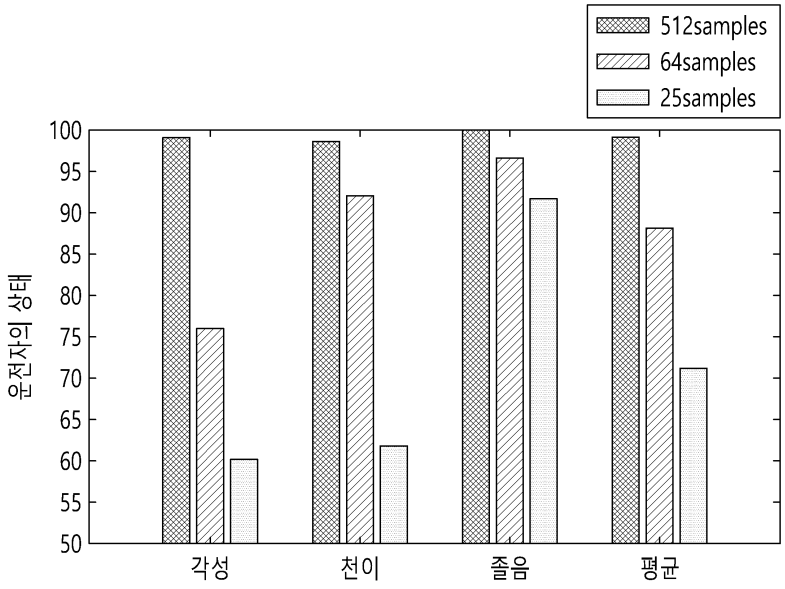
도면7


시 작
In-ear형 뇌전도 장치로 뇌파 데이터(EEG) 획득
S10
EEG를 시간-주파수 필터링으로
부대역들로 분해하여 기본주파수 식별
S20
기본주파수를 사용하여 알파파 및 세타파의
변화량을 포함하는 특징 벡터를 추출
S30
1D-CNN 분류모델을 통해
각성, 천이, 졸음으로 상태분류를 수행함
S40
In-ear형 뇌전도 장치와 워치형 장치 간에
블루투스 동기화를 실시함
S50
졸음상태로 분류한 경우 워치형 장치로 경보
S60
종 료

도면8


0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0.0
농도
0
5
10
15
반응시간 (초)
각성
천이
졸음

도면9


512samples
64samples
25samples
100
95
90
85
80
75
70
65
60
55
50
운전자의 상태
각성
천이
졸음
평균