



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년11월26일
(11) 등록번호 10-2038151
(24) 등록일자 2019년10월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/16 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/0408 (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/168 (2013.01)
A61B 5/02416 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0058645
(22) 출원일자 2017년05월11일
심사청구일자 2017년05월11일
(65) 공개번호 10-2018-0124327
(43) 공개일자 2018년11월21일
(56) 선행기술조사문헌
JP2014100227 A*
KR1020160110807 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
광운대학교 산학협력단
서울특별시 노원구 광운로 20, 광운대학교 내 (월계동)
(72) 발명자
박철수
서울특별시 은평구 연서로46길 7, 1101동 1003호 (진관동, 은평뉴타운기자촌11단지)
석우준
경기도 의정부시 동일로748번길 6-3 (녹양동) (뒷면에 계속)
(74) 대리인
옥창안

전체 청구항 수 : 총 19 항

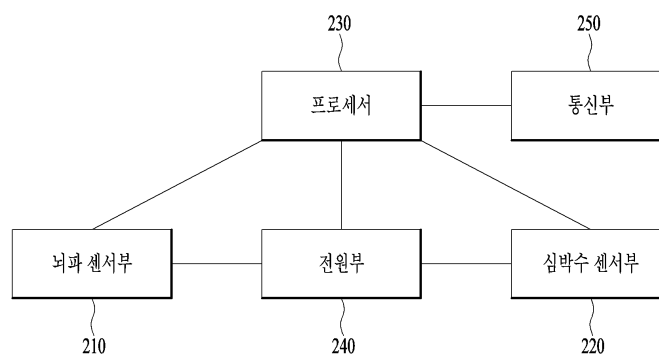
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **사용자의 줄음의 정도 혹은 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법 및 이를 위한 웨어러블 디바이스**

(57) 요약

본 발명에 따른 웨어러블 디바이스는 사용자의 생체 신호를 센싱하여 뇌파 신호와 관련된 제 1 데이터를 획득하는 제 1 센서부; 상기 사용자의 생체 신호를 센싱하여 심박수 신호와 관련된 제 2 데이터를 획득하는 제 2 센서부; 및 상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터를 이용하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 줄음의 정도를 측정하는 프로세서를 포함하는, 웨어러블 디바이스.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

- A61B 5/0408 (2013.01)
- A61B 5/0478 (2013.01)
- A61B 5/7225 (2013.01)
- A61B 5/7235 (2013.01)
- A61B 5/746 (2013.01)

(72) 발명자

여민수

경기도 성남시 분당구 장미로 55, 139동 1102호 (야탑동, 장미마을)

이희준

서울특별시 노원구 광운로15길 13, 이래주택 403호 (월계동)

김영철

경기도 성남시 분당구 미금로 216, 904동 1603호 (금곡동, 청솔마을주공9단지아파트)

전태욱

경기도 의정부시 누원로 52, 202동 802호 (장암동, 수락리버시티2단지)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2017-0-00096
부처명	과학기술정보통신부 및 정보통신기술진흥센터
연구관리전문기관	정보통신기술진흥센터
연구사업명	SW중심대학지원사업
연구과제명	사용자의 집중력을 모니터링할 수 있는 머신러닝 알고리즘 개발
기 여 율	1/1
주관기관	광운대학교 산학협력단
연구기간	2017.03.01 ~ 2017.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

Fp1 채널과 A1 채널 간의 신호 차이 크기를 센싱하여 사용자의 뇌파 신호와 관련된 제 1 데이터를 획득하는 10-20 electroencephalography (EEG) 센서;

상기 사용자의 생체 신호를 센싱하여 심박수 신호와 관련된 제 2 데이터를 획득하는 Photoplethysmograph (PPG) 센서; 및

상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터를 이용하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 졸음의 정도를 측정하는 프로세서를 포함하며,

상기 PPG 센서는 상기 사용자의 이마 부분에 접촉되도록 구비된, 웨어러블 디바이스.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터에 대한 전처리(prefiltering)를 수행하고,

상기 전처리된 제 1 데이터로부터 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 산출하기 위한 적어도 하나의 제 1 특징 값과 상기 전처리된 제 2 데이터로부터 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 산출하기 위한 적어도 하나의 제 2 특징 값을 산출하고,

상기 산출된 적어도 하나의 제 1 특징 값 및 상기 산출된 적어도 하나의 제 2 특징 값에 기초하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 측정하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 제 1 데이터로부터 소정의 제 1 주파수 성분에 해당하는 신호를 추출하기 위한 전처리(prefiltering)를 수행하고,

상기 제 2 데이터로부터 소정의 제 2 주파수 성분에 해당하는 신호를 추출하기 위한 전처리를 수행하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 4

제 3항에 있어서,

상기 소정의 제 1 주파수 성분에 해당하는 신호는 1Hz 부터 50Hz까지에 해당하는 신호인, 웨어러블 디바이스.

청구항 5

제 3항에 있어서,

상기 소정의 제 2 주파수 성분에 해당하는 신호는 1Hz 부터 100Hz까지에 해당하는 신호인, 웨어러블 디바이스.

청구항 6

삭제

청구항 7

제 1항에 있어서,
 상기 10-20 EEG 센서는 상기 추출된 뇌파 신호를 디지털 신호로 변환하며,
 상기 제 1 데이터는 상기 변환된 디지털 뇌파 신호를 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

제 1항에 있어서,
 상기 측정된 사용자의 집중력 정도 혹은 졸음의 정도에 기초하여 상기 사용자에게 피드백을 주기 위한 자극을 발생시키는 자극 발생 장치를 더 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 12

제 1항 또는 제 11항에 있어서,
 상기 프로세서가 상기 사용자의 집중력 정도가 소정의 임계치 이하이거나 졸음의 정도가 소정의 임계치 이상인 경우로 판단한 경우, 상기 사용자의 집중력 정도 또는 졸음의 정도에 대한 알람을 상기 사용자가 학습하는 기기로 전달하는 통신부를 더 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 13

제 2항에 있어서,
 상기 적어도 하나의 제 1 특징 값은 상기 전처리된 뇌파 신호의 평균 신호 세기 값, 상기 전처리된 뇌파 신호 세기의 표준 편차값, 상기 전처리된 뇌파 신호를 2차 미분하였을 때 부호변환점(zero crossing)의 개수 중 적어도 하나를 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 14

제 2항에 있어서,
 상기 적어도 하나의 제 2 특징 값은 상기 전처리된 심박수 신호의 피크 값과 그 다음 피크 값과의 간격과 관련된 값을 포함하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 15

제 1항에 있어서,
 상기 프로세서는 상기 PPG 센서로부터 획득한 제 2 데이터를 디지털 신호로 변환하여 전처리를 수행하는, 웨어러블 디바이스.

청구항 16

웨어러블 디바이스가 사용자의 졸음의 정도 혹은 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법에 있어서,
 10-20 electroencephalography (EEG) 센서가 Fp1 채널과 A1 채널 간의 신호 차이 크기를 센싱하여 사용자의 뇌파 신호와 관련된 제 1 데이터를 획득하는 단계;
 상기 사용자의 이마 부분에 접촉되도록 구비된 Photoplethysmograph (PPG) 센서가 상기 사용자의 생체 신호를

센싱하여 심박수 신호와 관련된 제 2 데이터를 획득하는 단계; 및

상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터를 이용하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 졸음의 정도를 측정하는 단계를 포함하는, 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법.

청구항 17

제 16항에 있어서,

상기 측정 단계는,

상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터에 대한 전처리(prefiltering)를 수행하는 단계;

상기 전처리된 제 1 데이터로부터 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 산출하기 위한 적어도 하나의 제 1 특징 값과 상기 전처리된 제 2 데이터로부터 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 산출하기 위한 적어도 하나의 제 2 특징 값을 산출하는 단계; 및

상기 산출된 적어도 하나의 제 1 특징 값 및 상기 산출된 적어도 하나의 제 2 특징 값에 기초하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 측정하는 단계를 더 포함하는, 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법.

청구항 18

제 17항에 있어서,

상기 전처리를 수행하는 단계는 상기 제 1 데이터로부터 소정의 제 1 주파수 성분에 해당하는 신호를 추출하고 상기 제 2 데이터로부터 소정의 제 2 주파수 성분에 해당하는 신호를 추출하는 단계를 포함하는, 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법.

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

제 16항에 있어서,

상기 측정된 사용자의 집중력 정도 혹은 졸음의 정도에 기초하여 상기 사용자에게 피드백을 주기 위한 자극을 발생시키는 단계를 더 포함하는, 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법.

청구항 22

제 16항에 있어서,

상기 사용자의 집중력 정도가 소정의 임계치 이하이거나 졸음의 정도가 소정의 임계치 이상인 경우로 판단된 경우, 상기 사용자의 집중력 정도 또는 졸음의 정도에 대한 알림을 상기 사용자가 학습하는 기기로 전달하는 단계를 더 포함하는, 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법.

청구항 23

제 17항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 1 특징 값은 상기 전처리된 뇌파 신호의 평균 신호 세기 값, 상기 전처리된 뇌파 신호 세기의 표준 편차값, 상기 전처리된 뇌파 신호를 2차 미분하였을 때 부호변환점(zero crossing)의 개수 중 적어도 하나를 포함하는, 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법.

청구항 24

제 17항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 2 특징 값은 상기 전처리된 심박수 신호의 피크 값과 그 다음 피크 값과의 간격과 관련된 값을 포함하는, 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법.

청구항 25

제 16항 내지 제 18항 및 제 21항 내지 제 24항 중 어느 한 항에 기재된 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하는 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 사용자의 졸음의 정도 혹은 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법 및 이를 위한 웨어러블 디바이스에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 청소년들의 효율적인 학업 성취를 위해 전자 학습(Electronic learning, E러닝) 및 스마트 러닝의 사용이 증대되고 있다. 최근에는 E러닝이라는 틀에서 더욱 넓은 기회로 웨어러블 디바이스 및 스마트 기기와 더불어 학습하는 스마트 러닝이 선풍적 인기를 끌고 있다.

[0003] 그러나, 학습자와의 양방향 소통이 없는 E러닝 시스템은 학습자의 집중력이 떨어지고 비효율적인 학습 결과를 초래할 수 있다. 특히, 기존의 E러닝 시스템은 학습자가 그 순간 성실히 수업에 임했는지 파악하기 어렵고, E러닝 수업을 수강하는 학습자의 집중력 및 졸음 정도를 스마트 러닝을 통해 객관적으로 측정할 수가 없었다.

[0004] 학습에 있어서 가장 중요한 요소 중 하나는 집중력이며 수업 중 졸음은 집중력을 가장 저해하는 요인 중 하나임을 감안하면, 기존 E러닝 시스템 혹은 스마트 러닝 시스템은 학습 효과 면에서 큰 문제가 있다.

[0005] 이와 같이, 기존의 E러닝 시스템이나 스마트 러닝 시스템은 학습자의 집중력을 알 수 없어서 학습 효과가 떨어진다. 이는 문제가 있지만, 아직까지 교육과 연관지어 사용자의 집중도 혹은 졸음 정도를 강화시키거나 정량적으로 측정할 수 있는 수단이 없는 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명에서 이루고자 하는 기술적 과제는 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 웨어러블 디바이스를 제공하는 데 있다.

[0007] 본 발명에서 이루고자 하는 다른 기술적 과제는 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법을 제공하는 데 있다.

[0008] 본 발명에서 이루고자 하는 또 다른 기술적 과제는 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는 데 있다.

[0009] 본 발명에서 이루고자 하는 기술적 과제들은 이상에서 언급한 기술적 과제들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기의 기술적 과제를 달성하기 위한, 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스는 사용자의 생체 신호를 센싱하여 뇌파 신호와 관련된 제 1 데이터를 획득하는 제 1 센서부; 상기 사용자의 생체 신호를 센싱하여 심박수 신호와 관련된 제 2 데이터를 획득하는 제 2 센서부; 및 상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터를 이용하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 졸음의 정도를 측정하는 프로세서를 포함할 수 있다.

[0011] 상기 프로세서는, 상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터에 대한 전처리(prefiltering)를 수행하고, 상기 전처리된 제 1 데이터로부터 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 산출하기 위한 적어도 하나의 제 1 특징 값과 상기 전처리된 제 2 데이터로부터 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 산출하기

위한 적어도 하나의 제 2 특징 값을 산출하고, 상기 산출된 적어도 하나의 제 1 특징 값 및 상기 산출된 적어도 하나의 제 2 특징 값에 기초하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 측정할 수 있다.

- [0012] 상기 프로세서는, 상기 제 1 데이터로부터 소정의 제 1 주파수 성분에 해당하는 신호를 추출하기 위한 전처리(prefiltering)를 수행하고, 상기 제 2 데이터로부터 소정의 제 2 주파수 성분에 해당하는 신호를 추출하기 위한 전처리를 수행할 수 있다. 상기 소정의 제 1 주파수 성분에 해당하는 신호는 1Hz 부터 50Hz 까지에 해당하는 신호일 수 있다. 상기 소정의 제 2 주파수 성분에 해당하는 신호는 1Hz 부터 100Hz 가지에 해당하는 신호일 수 있다.
- [0013] 상기 제 1 센서부는 2개의 전극을 포함하며, 상기 제 1 센서부는 제 1 전극을 통해 Fp1 채널과 A1 채널 사이에서 변화되는 신호를 센싱하여 상기 뇌파 신호를 추출할 수 있다. 상기 제 1 센서부는 상기 추출된 뇌파 신호를 디지털 신호로 변환하며, 상기 제 1 데이터는 상기 변환된 디지털 뇌파 신호를 포함할 수 있다.
- [0014] 상기 제 2 센서부는 하나의 전극을 포함하며, 상기 하나의 전극은 상기 사용자의 이마에 부착될 수 있도록 상기 웨어러블 디바이스에 배치될 수 있다.
- [0015] 상기 제 1 센서부는 Electroencephalography (EEG) 센서를 포함하고, 상기 제 2 센서부는 Photoplethysmograph (PPG) 센서를 포함할 수 있다.
- [0016] 상기 웨어러블 디바이스는 상기 측정된 사용자의 집중력 정도 혹은 졸음의 정도에 기초하여 상기 사용자에게 피드백을 주기 위한 자극을 발생시키는 자극 발생 장치를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 상기 프로세서가 상기 사용자의 집중력 정도가 소정의 임계치 이하이거나 졸음의 정도가 소정의 임계치 이상인 경우로 판단한 경우, 상기 사용자의 집중력 정도 또는 졸음의 정도에 대한 알림을 상기 사용자가 학습하는 기기로 전달하는 통신부를 더 포함할 수 있다.
- [0018] 상기 적어도 하나의 제 1 특징 값은 상기 전처리된 뇌파 신호의 평균 신호 세기 값, 상기 전처리된 뇌파 신호 세기의 표준 편차값, 상기 전처리된 뇌파 신호를 2차 미분하였을 때 부호변환점(zero crossing)의 개수 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 상기 적어도 하나의 제 2 특징 값은 상기 전처리된 심박수 신호의 피크 값과 그 다음 피크 값과의 간격과 관련된 값을 포함할 수 있다.
- [0019] 상기 프로세서는 상기 제 2 센서부로부터 획득한 제 2 데이터를 디지털 신호로 변환하여 전처리를 수행할 수 있다.
- [0020] 상기의 다른 기술적 과제를 달성하기 위한, 웨어러블 디바이스가 사용자의 졸음의 정도 혹은 집중력의 정도를 측정하기 위한 방법은, 사용자의 생체 신호를 센싱하여 뇌파 신호와 관련된 제 1 데이터를 획득하는 단계; 상기 사용자의 생체 신호를 센싱하여 심박수 신호와 관련된 제 2 데이터를 획득하는 단계; 및 상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터를 이용하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 졸음의 정도를 측정하는 단계를 포함하는, 사용자의 졸음의 정도 또는 집중력의 정도를 측정할 수 있다.
- [0021] 상기 측정 단계는, 상기 제 1 데이터 및 상기 제 2 데이터에 대한 전처리(prefiltering)를 수행하는 단계; 상기 전처리된 제 1 데이터로부터 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 산출하기 위한 적어도 하나의 제 1 특징 값과 상기 전처리된 제 2 데이터로부터 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 산출하기 위한 적어도 하나의 제 2 특징 값을 산출하는 단계; 및 상기 산출된 적어도 하나의 제 1 특징 값 및 상기 산출된 적어도 하나의 제 2 특징 값에 기초하여 상기 사용자의 집중력 정도 혹은 상기 졸음의 정도를 측정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0022] 상기 전처리를 수행하는 단계는 상기 제 1 데이터로부터 소정의 제 1 주파수 성분에 해당하는 신호를 추출하고 상기 제 2 데이터로부터 소정의 제 2 주파수 성분에 해당하는 신호를 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0023] 상기 제 1 데이터를 획득하는 단계는 Fp1 채널 및 A1 채널에서 상기 뇌파 신호를 추출하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 제 2 데이터를 획득하는 단계는 상기 사용자의 이마에 부착된 전극을 통해 상기 심박수 신호를 추출하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0024] 상기 방법은, 상기 측정된 사용자의 집중력 정도 혹은 졸음의 정도에 기초하여 상기 사용자에게 피드백을 주기 위한 자극을 발생시키는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0025] 또한, 선택적으로 상기 방법은 상기 사용자의 집중력 정도가 소정의 임계치 이하이거나 졸음의 정도가 소정의 임계치 이상인 경우로 판단된 경우, 상기 사용자의 집중력 정도 또는 졸음의 정도에 대한 알림을 상기 사용자가

학습하는 기기로 전달하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0026] 상기 적어도 하나의 제 1 특징 값은 상기 전처리된 뇌파 신호의 평균 신호 세기 값, 상기 전처리된 뇌파 신호 세기의 표준 편차값, 상기 전처리된 뇌파 신호를 2차 미분하였을 때 부호변환점(zero crossing)의 개수 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 상기 적어도 하나의 제 2 특징 값은 상기 전처리된 심박수 신호의 피크 값과 그 다음 피크 값과의 간격과 관련된 값을 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0027] 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 디바이스는 뇌파(EEG)와 심박수(PPG)를 동시에 복합형(Multimodal)으로 측정하여 졸음과 집중력을 정확하게 측정할 수 있다.

[0028] 또한, 본 발명에 따른 학습중인 사용자에게 졸음 및/또는 집중력의 정도를 피드백해 주기 위한 시스템은 사용자의 집중도가 떨어지기 쉬운 온라인 강의의 효율적인 참여 및 학습을 유도하고, 심박수 및 뇌파 측정으로 집중도, 졸음측정을 정량화함으로써 교사 또는 관리자가 온라인으로 학생들의 참여도를 객관적이고 정확하게 확인할 수 있다. 또한, 사용자들의 피드백을 받기 힘든 온라인 강의를 본 발명에 따른 시스템을 이용한다면 학습 효율을 높일 수 있다.

[0029] 본 발명에서 얻을 수 있는 효과는 이상에서 언급한 효과들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0030] 본 발명에 관한 이해를 돕기 위해 상세한 설명의 일부로 포함되는, 첨부 도면은 본 발명에 대한 실시예를 제공하고, 상세한 설명과 함께 본 발명의 기술적 사상을 설명한다.

도 1은 뇌파 센서 시스템의 일 예로서 10-20 EEG 시스템을 나타낸 도면이다.

도 2는 본 발명에 따른 사용자의 졸음 및/또는 집중력을 측정하기 위한 웨어러블 디바이스의 구성을 블록도로 예시한 도면이다.

도 3은 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스(200)의 프로세서(230)가 뇌파 센서부(210) 및 심박수 센서부(220)로부터 수신한 데이터(Raw Data)에서 사용자의 졸음 정도 및/또는 집중력 정도를 측정하기 위해 수행하는 방법을 도시한 도면이다.

도 4는 웨이블릿 모함수를 예시적으로 나타낸 도면이다.

도 5는 프로세서(230)가 머신 러닝 알고리즘의 일 예로서 딥러닝 알고리즘의 분류기를 이용하여 졸음 및/또는 집중력 정도를 판단하는 방법을 예시한 도면이다.

도 6은 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스(200)의 일 예로서 예시한 도면이다.

도 7은 학습중인 사용자에게 졸음 및/또는 집중력의 정도를 피드백해 주기 위한 시스템(500)을 예시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시 형태를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 첨부된 도면과 함께 이하에 개시될 상세한 설명은 본 발명의 예시적인 실시형태를 설명하고자 하는 것이며, 본 발명이 실시될 수 있는 유일한 실시형태를 나타내고자 하는 것이 아니다. 이하의 상세한 설명은 본 발명의 완전한 이해를 제공하기 위해서 구체적 세부사항을 포함한다. 그러나, 당업자는 본 발명이 이러한 구체적 세부사항 없이도 실시될 수 있음을 안다.

[0032] 몇몇 경우, 본 발명의 개념이 모호해지는 것을 피하기 위하여 공지의 구조 및 장치는 생략되거나, 각 구조 및 장치의 핵심기능을 중심으로 한 블록도 형식으로 도시될 수 있다. 또한, 본 명세서 전체에서 동일한 구성요소에 대해서는 동일한 도면 부호를 사용하여 설명한다.

[0033] 기존의 집중력을 측정하고 졸음을 예측하는 장치는 뇌파 정보에만 의존하였기 때문에 정확한 집중력 측정 및 졸음 측정(혹은 예측)이 불가능하였다. 학습 보조 기구 중 뇌파와 심박수를 동시에 측정하고 졸음을 예측하는

기기가 존재하지 않는다. 또한, 기존 제품은 학습 분야에서 집중도를 측정하거나 졸음을 예측하여 나타내기만 하고 피드백을 주지 않았다.

- [0034] 본 발명에서는 학습자의 학습 효과를 높이기 위한 방법으로서 학습자가 실제로 수업에 집중하며 참여할 때만 동영상 재생되는 방식 등으로 효율적인 양방향 소통의 교육이 가능하도록 하여 학습 효과를 현저히 높일 수 있는 웨어러블 디바이스를 제안하고자 한다.
- [0035] 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스는 인체의 자율 및 중추 신경에 자극이 가해질 때 반응하는 운동세포의 활동의 지표를 측정하고, 인체의 자율 신경에 대한 평가의 지표를 세우고 또 이를 통해 학생들의 졸음과 집중력을 모니터링하고 관리하여 E러닝 수업을 수강하는 학생들과 강일자 간의 효율적인 양방향 소통의 교육이 가능하도록 한다.
- [0036] 뇌파 센서(이하, 일 예로서 이하에서, electroencephalography (EEG) 센서로 지칭)는 신경계에서 뇌신경 사이에 신호가 전달될 때 생기는 전기의 흐름을 측정한다. 뇌의 전기적 활동에 대한 신경생리학적 측정 방법에는 두피에 부착한 전극을 통해 기록하는 방법이 있다.
- [0037] 도 1은 뇌파 센서 시스템의 일 예로서 10-20 EEG 시스템을 나타낸 도면이다.
- [0038] EEG를 측정하기 위해서는 두피 위의 전극 위치가 필요한데, 그 측정 방법을 위한 시스템으로 10-20 EEG 시스템을 사용할 수 있다. 10-20 EEG 시스템은 도 1에 도시한 것과 같고 이름은 기술적(descriptive)으로 붙여진 것이다. "10-20"의 10과 20은 NASION(anterior)과 INION(posterior) 사이의 거리의 10%와 20%를 참고한 것이다.
- [0039] 도 1에서 표시한 채널 명칭에서 홀수는 항상 머리의 왼쪽 편의 전극위치를 말하며, 짝수는 머리의 오른쪽 편의 전극 위치를 말한다. "z"라는 글자는 NASION(Nz)와 INION(Iz)간의 중심 혹은 중앙선 사이의 어떤 점을 표시할 때 사용된다. F, C, P, O, T는 뇌 영역을 뜻하는 머리글자로서, F는 전두엽(Frontal), C는 중추신경(Central), P는 측두엽(Parietal), O는 후두엽(Occipital), T는 두정엽(Temporal)을 나타낸다.
- [0040] 도 1에서 NASION은 이마 아래, 코 위에 있는 작은 notch를 말하고, INION은 목 위, 후두부(occiput) 기저의 작은 bump 혹은 융기를 말한다. 이 두 점의 거리는 줄자 등을 이용하여 측정할 수 있으며, 센티미터로 측정하는 것이 정확하고 전형적인 측정치는 36 센치미터이다.
- [0041] NASION에서 이 거리의 10% 위가 FP1과 FP2라고 불리는 두 개의 prefrontal lobe site 간의 중간점이다. 또한, NASION과 INION 간 거리의 20%를 더 간 곳이 Fz이다. Fz에서 NASION과 INION이 20%를 더 움직이면 NASION과 INION의 중간 지점인 Cz이다.
- [0042] 일반적으로 뇌파는 진동하는 주파수의 범위에 따라 인위적으로 델타 (δ)파(0.2 ~ 3.99 Hz), 세타(θ)파(4 ~ 7.99 Hz), 알파(α) 파(8 ~ 12.99 Hz), 베타 β 파(13 ~ 29.99 Hz), 감마 γ 파(30~50 Hz)로 구분한다.
- [0043] 델타파는 주로 정상인의 깊은 수면 시나 신생아의 경우 두드러지게 나타난다. 세타파는 정서 안정 또는 수면으로 이어지는 과정에서 주로 나타나는 파이며 기억력, 창의력, 집중력 등의 다양한 상태와 관련되어 있다. 알파파는 긴장이완과 같은 편안한 상태에서 주로 나타나며, 안정되고 편안한 상태일수록 진폭이 증가한다. 베타파는 주로 전두부에서 많이 나타나며, 깨어 있을 때, 말할 때와 같이 모든 의식적인 활동을 할 때 나타난다. 특히 불안한 상태나 긴장시, 복잡한 계산처리 시에 우세하게 나타난다. 감마파는 베타파보다 더 빠르게 진동하는 형태로 정서적으로 더욱 초조한 상태이거나, 추리, 판단 등의 고도의 인지정보처리와 관련된다.
- [0044] 도 1에서는 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스의 뇌파 센서가 측정하는 뇌파 측정 채널을 예시하고 있다. 본 발명에서 사용되는 뇌파 채널은 바람직하게는 Fp1, A1, A2, Cz 총 4개가 사용될 수 있고, 뇌파 센서 중 EEG1은 Fp1 채널에서 졸음과 집중도를 측정하며, EEG 2는 Cz 채널 (EEG2) 에서 졸음을 측정한다. A1 채널은 REF (Reference)로 사용되며 A2 채널은 GND(Ground)로 사용된다.
- [0045] 다음으로, 심박수 센서의 일 예로서 PPG(Photoplethysmograph) 센서를 설명한다. PPG 센서는 광용 적맥파 센서라고 한다. 광용 적맥파 측정법 (Photoplethysmograph, PPG)은 생체 조직의 광학적 특성을 이용하여 혈관에 흐르는 혈류량을 측정함으로써 심박 활동 상태 혹은 심박수를 알 수 있는 맥파 측정 방법이다. 맥파는 혈액이 심장에서 과상하며 나타내는 맥동성 파형으로, 심장의 이완 수축 작용에 따라 나타나는 혈류량의 변화, 즉 혈관의 용적 변화를 통하여 측정 가능하다. 광용 적맥파 측정법은 빛을 이용하여 맥파를 측정하는 방법으로, 용적 변화시 나타나는 생체조직의 반사, 흡수 투과비 등의 광학적 특성의 변화를 광 센서에서 감지하여 측정하며, 이를 통해 맥박 측정이 가능하다. 이 방법은 비침습적인 맥박 측정이 가능하고 소형화, 사용편의성 등의 장점을 가지

고 있어 널리 사용되고 있으며 웨어러블(wearable) 디바이스에서 생체 신호 감지 센서로 사용될 수 있다.

- [0046] 도 2는 본 발명에 따른 사용자의 졸음 및/또는 집중력을 측정하기 위한 웨어러블 디바이스의 구성을 블록도로 예시한 도면이다.
- [0047] 도 2를 참조하면, 사용자의 졸음 및/또는 집중력을 측정하기 위한 웨어러블 디바이스(200)는 뇌파 센서부(210), 심박수 센서부(220), 프로세서(230), 전원부(240) 및 통신부(250)를 포함할 수 있다.
- [0048] 뇌파 센서부(210)는 학습 중인 사용자의 생체 신호를 센싱하여 뇌파 신호에 대한 데이터를 추출 혹은 획득할 수 있다. 뇌파 센서부(210)는 인체의 생체 신호 센싱을 위해 적어도 두 개 이상의 전극(일 예로서, 본 발명은 2개의 전극으로 설명)을 포함할 수 있다. 뇌파 센서부(210)가 2개의 전극을 포함하는 경우, 뇌파 센서부(210)는 2개의 전극 중 제 1 전극(EEG1)을 통해 Fp1 채널과 A1 채널 사이에서 변화되는 신호를 센싱하여 뇌파 신호를 추출할 수 있다(제 2 전극은 기준(reference) 전극일 수 있다). 뇌파 센서부(210)는 산출한 혹은 추출한 뇌파 신호에 대한 데이터 혹은 정보를 프로세서(230)로 전달할 수 있다. 이때, 뇌파 센서부(210)는 추출한 뇌파 신호에 대한 데이터를 디지털 신호의 데이터로 변환하여 프로세서(230)로 전달할 수 있다. 이와 같이, 뇌파 센서부(210)는 2개의 전극을 이용한 10-20 EEG 시스템에 기반하여 뇌파 신호를 측정할 수 있다.
- [0049] 뇌파 센서부(210)는 일 예로서 4bit ADC converter(ADS 1299)로 구현될 수 있다. 4bit ADC converter(ADS 1299)를 이용하면 실시간 변환 및 디지털 생체신호 모니터링이 가능해진다. 4bit ADC converter(ADS 1299)는 소형칩으로 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고, 적은 소음으로 깨끗한 신호를 얻어낼 수 있고, 저전력으로도 작동이 가능하기 때문에 장시간 사용이 용이하다는 장점이 있다. 또한, 4bit ADC converter(ADS 1299)는 8채널 측정이 가능하므로 채널 사용이 여유롭고 24bit 해상도 까지 지원하기 때문에 더욱 세밀한 신호 작업이 가능하다.
- [0050] 심박수 센서부(220)는 학습 중인 사용자의 생체 신호를 센싱하여 심박수 신호에 대한 데이터를 추출 혹은 획득할 수 있다. 심박수 센서부(220)는 추출 혹은 획득한 심박수 신호에 대한 데이터를 아날로그 신호의 형태로 프로세서(240)로 전달할 수 있다. 심박수 센서부(220)는 하나의 전극을 이용하여 심박수를 측정할 수 있다. 생체 신호는 인체의 움직임에 민감하므로, 움직임이 적은 상황에서 생체 신호를 측정하는 것이 중요하다. 본 발명의 경우에도 주로 사용자가 학습하는 상황과 같이 움직임이 적은 상황에서 생체 신호를 측정하지만, 그 중에서도 움직임이 적은 사용자의 이마(forehead)에서 센싱하는 것이 바람직할 수 있다. 심박수 센서부(220)는 하나의 전극을 포함할 수 있으며, 이 하나의 전극을 이마에 부착하여 심박수를 센싱할 수 있다. 심박수 센서부(220)는 forehead PPG 센서로도 불릴 수 있다. 일 예로서, 심박수 센서부(230)는 PPG에서 매 구간당 발생하는 Peak를 검출하여 실제 심박수를 산출할 수도 있다.
- [0051] 도 3은 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스(200)의 프로세서(230)가 뇌파 센서부(210) 및 심박수 센서부(220)로부터 수신한 데이터(Raw Data)에서 사용자의 졸음 정도 및/또는 집중력 정도를 측정하기 위해 수행하는 방법을 도시한 도면이다.
- [0052] 도 3을 참조하면, 프로세서(230)는 뇌파 센서부(210)로부터 수신한 뇌파 신호 데이터(Raw data)를 수신한다(S310). 프로세서(230)는 뇌파 신호 데이터(Raw data)에서 졸음과 집중력 측정에 사용될 소정의 주파수에 해당하는 주파수 성분을 추출하기 위한 전처리(prefiltering)를 수행할 수 있다(S320). 이때, 졸음과 집중력 정도의 산출에 사용될 소정의 주파수에 해당하는 주파수 성분(일 예로서 1Hz 내지 50Hz 영역의 주파수 성분)일 수 있으며, 이 경우 최소 100Hz 이상의 샘플링 주파수를 사용한다. 인체로부터 취득할 수 있는 대부분의 생체 신호는 비선형(nonlinear), 비정상(nonstationary)적인 특징을 지니고 있다. 즉, 생체 신호의 세기와 주파수가 시간에 따라 변화하며, 뇌파의 경우 이와 같은 특성 때문에 고정된 기저 함수를 사용하는 기존의 푸리에 기반 주파수 분석 방법은 적합하지 않다. 이러한 비선형, 비정상적 신호의 주파수 분석을 위해 시주파수 분석(time frequency analysis) 방법을 사용한다. 프로세서(230)는 기존의 주파수 분석 방법에 시간 축을 추가하여 시간에 따른 주파수 성분의 변화를 관찰하고, 이 중 졸음 및/또는 집중력 측정/분석에 사용될 수 있는 주파수 영역(3Hz부터 50Hz까지)에 해당하는 주파수 성분을 추출한다.
- [0053] 이하에서 프로세서(230)가 뇌파 신호 데이터(Raw data)에 대한 전처리(prefiltering)하는 다양한 방법에 대해 간략히 설명한다. 구체적으로, 뇌파 데이터의 전처리 수행 방법으로 Short-Time Fourier Transform (STFT) 방법, Wavelet 방법 및 Multivariate Empirical Mode Decomposition (MEMD) 방법 등이 있다. STFT 방법은 신호를 여러 짧은 구간으로 나누어 푸리에 변환을 적용함으로써 시간에 따른 신호의 주파수 및 위상 정보의 변화를 관찰할 수 있는 푸리에 분석 방법이다. 신호를 짧은 구간으로 나누어 푸리에 변환을 적용할 시 각각의 구간에 하

나의 푸리에 스펙트럼이 생성되는데, 일반적으로 이렇게 생성된 푸리에 스펙트럼들을 시간에 따른 스펙트럼의 변화로 나타낸다.

- [0054] 웨이블릿은 신호의 시작 및 끝의 세기가 0인 함수를 나타내며, 웨이블릿 변환은 이와 같은 웨이블릿 함수를 기저로 사용하여 신호의 주파수 분석을 수행하는 것이다. 웨이블릿 함수는 모함수 (mother wavelet) 라 불리는 기본적인 함수로부터 재귀적으로 정의될 수 있는데, 모함수로는 도 4와 같은 Mexican-hat 함수가 많이 사용되나, 앞서 기술된 웨이블릿 함수의 정의를 만족한다는 전제하에 어떤 모함수를 사용하여도 무방하다. 웨이블릿 변환은 사인파를 기저로 사용하는 푸리에 분석에 비해 자유로운 모함수를 사용할 수 있는 장점을 지니고 있으며, 주로 오디오 및 이미지 처리 분야에서 신호의 시주파수 분석을 위해 주로 사용된다. STFT 방법과 웨이블릿 변환 방법을 각각 이용하여 뇌전도 신호를 시-주파수 분석 결과를 비교해 보면, STFT의 신호 세기가 μ 와 β 영역 전체에 넓게 분산되어 나타나는 반면 웨이블릿은 상대적으로 신호 세기가 각 영역 중심에 집중되어 나타나 주파수 분석에 좀 더 용이하다는 장점이 있다.
- [0055] 다음으로 MEMD 방법을 설명한다.
- [0056] EMD (Empirical Mode Decomposition) 방법은 비선형, 비정상적 바이오 신호의 효과적인 분석을 위해 푸리에 및 웨이블릿에서 사용하는 것과 같은 고정된 기저 함수를 이용하지 않고 데이터로부터 생성된 기저 함수를 사용해 (data-driven) 신호를 분석하는 기술이다. 사인파와 같은 고정된 기저를 사용하지 않고 데이터를 이용해 주파수 분석을 수행함으로써 주파수 스펙트럼의 신호 세기가 넓게 분산되어 나타나는 것을 막아 EMD의 각 주파수 성분 (intrinsic mode function, IMF)의 신호 세기가 매우 좁은 주파수 영역에 집중되는 효과를 얻을 수 있다.
- [0057] MEMD 방법은 복수의 채널을 사용하는 바이오 신호에 EMD를 적용하고자 할 때 사용되는 주파수 분석 방법이며, 각 채널에서 생성된 Intrinsic Mode Function (IMF)가 같은 주파수 영역을 공유하도록 설계된다. MEMD를 사용한 시주파수 분석 결과를 보면 STFT, 웨이블릿 기반 주파수 분석 방법이 μ 및 β 영역의 주파수 성분 세기가 분산되어 있어 각 성분의 정확한 주파수를 확인하기 어려운 반면 MEMD의 경우 각 IMF의 세기가 매우 좁은 주파수 영역 내에 정의되어 있어 더욱 정확한 주파수 분석이 가능하고, Hilbert 변환과 같은 짧은 동안의 (instantaneous) 주파수 분석에도 용이하게 사용될 수 있는 장점이 있다.
- [0058] 이와 같이, 프로세서(230)는 Short-Time Fourier Transform (STFT) 방법, Wavelet 방법, Multivariate Empirical Mode Decomposition (MEMD) 방법 등을 이용하여 디지털 신호에 해당하는 뇌파 데이터에 대해 전처리를 수행할 수 있다.
- [0059] 이후, 프로세서(230)는 전처리된 뇌파 데이터로부터 줄음 정도 혹은 집중력의 산출에 사용할 적어도 하나 이상의 특징 값을 산출할 수 있다(S330). STFT, 웨이블릿 또는 MEMD 방법을 사용하여 전처리된 뇌파 데이터로부터 줄음 및 집중력 분석을 위해 사용되는 12가지 특징 값이 추출 혹은 산출되며, 각각의 특징 값은 다음과 같이 정의될 수 있다.
- [0060] 1. Mean: 뇌파 신호의 평균 신호 세기를 나타낸다.
- [0061] 2. Standard deviation: 뇌파 신호 세기의 표준 편차를 나타낸다.
- [0062] 3. Zero Crossing: 뇌파 신호를 2차 미분하였을 때 zero crossing의 개수를 나타낸다.
- [0063] 4. Kurtosis: 신호의 4차 모멘텀을 표준 편차의 제곱으로 정규화한 값으로, 신호 세기의 확률 분포의 peakedness를 판별하는 수치를 나타낸다.
- [0064] 5. Crest factor: 신호의 peak값의 비율. Kurtosis와 유사하며 신호의 Implusedness를 기술하는 특징값이다.
- [0065] 6. Power Spectrum Density: 뇌파 신호의 푸리에 변환을 통해 생성된 power spectrum density를 나타낸다.
- [0066] 7. Correlation: 뇌파 신호의 자기상관(auto-correlation)을 나타낸다.
- [0067] 8. Threshold Crossing: 1개의 Epoch에서 특정 임계(Threshold)를 넘는 필터링된 Raw Data의 개수를 나타낸다.
- [0068] 9. Skewness: 뇌파 신호의 3차 모멘텀으로서, 신호 세기의 분포가 bias된 정도를 나타낸다.
- [0069] 10. Entropy: 신호의 predictability를 측정한 것을 나타낸다.
- [0070] 11. Band Energy: 스트레스와 관련된 주파수 영역의 에너지를 나타낸다.
- [0071] 12. Spectral Flux: 신호의 시주파수 분석 시 파워 스펙트럼(power spectrum)의 시간에 따른 변화율을 의미

(PSD(t)/PSD(t-1))

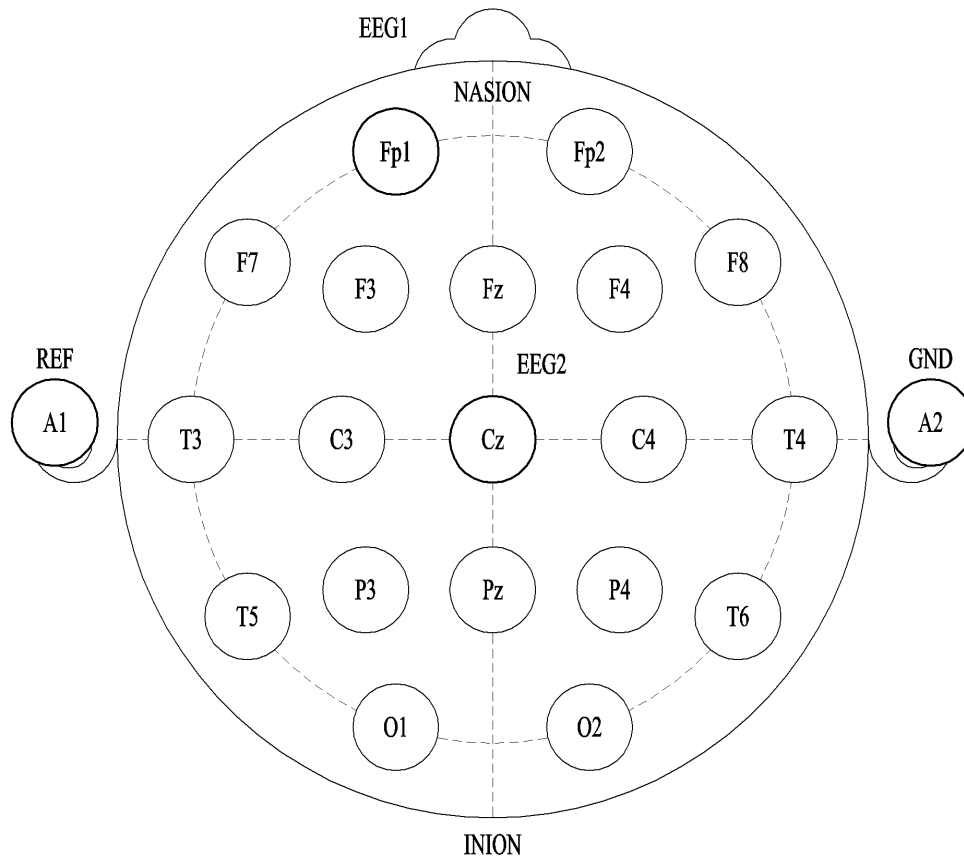
- [0072] 프로세서(230)는 상기 12가지의 산출된 특징 값들 중에서 적어도 하나 이상을 소정의 머신 러닝 알고리즘에 적용하여 학습 중인 사용자의 졸음 정도 및/또는 집중력 정도를 측정 혹은 산출할 수 있다(S340). 여기서, 일 예로서, 소정의 머신 러닝 알고리즘에는 랜덤 포레스트(random forest) 알고리즘, 랜덤 서브스페이스(random subspace) 알고리즘, 또는 배깅(bagging) 알고리즘 등이 있다.
- [0073] 프로세서(230)는 전처리된 뇌파 데이터로부터 추출된 적어도 하나 이상의 특징 값을 머신 러닝(기계 학습) 알고리즘을 통해 분류하여 졸음 정도 및/또는 집중력 정도를 측정할 수 있다. 이하에서 상기 머신 러닝 알고리즘에 대해 간략히 설명한다.
- [0074] 랜덤 서브스페이스(Random Subspace) 방식은 특징 값 공간의 부분공간을 랜덤하게 나누어 각각의 나누어진 부분 공간으로부터 훈련된 다수의 분류기를 사용하며, 다수의 분류기를 통해 생성된 결과를 voting 또는 최대값을 사용해 최종 분류 결과를 생성해낸다. 랜덤 포레스트(Random Forest) 방식은 결정 트리 기반 알고리즘으로서, 랜덤하게 복원 추출된 특징값 샘플을 이용해 훈련된 다수의 결정 트리를 통해 Forest를 생성하고, 최종 분류 결과는 랜덤 서브스페이스 방법과 마찬가지로 다수의 결정 트리의 분류 결과를 취합하여 생성한다.
- [0075] 배깅(Bagging)은 Bootstrap aggregating의 약자로서, 여러 개의 weak classifier가 생성되고 최종 결정은 다수의 weak classifier의 분류 결과를 voting 등으로 취합하는 분류 방법을 뜻한다. 이와 같이 분류 결과를 취합함으로써, Bagging 알고리즘은 분류 결과의 안정성을 획득하고 overfitting을 예방하며 정확성 또한 높일 수 있다.
- [0076] 분류 성능의 평가 및 과적합을 방지하기 위하여 n-fold 교차 검증방법 사용되며 성능 평가 기준으로는 정확도 (accuracy), 재현율 (recall), 정밀도 (precision) 및 ROC (receiver operating characteristic) 곡선의 넓이를 측정하는 AUC (area under ROC curve)를 사용할 수 있다.
- [0077] 다음으로, 프로세서(230)가 심박수 센서부(220)로부터 심박수 신호 데이터(Raw data)를 수신하고(S310), 프로세서(230)는 심박수 신호 데이터(Raw data)에서 졸음과 집중력 측정에 사용될 소정의 주파수에 해당하는 주파수 성분을 추출하기 위한 전처리(prefiltering)를 수행할 수 있다(S320). 이때, 프로세서(230)는 소정의 주파수에 해당하는 주파수 성분 (일 예로서 1Hz 내지 100Hz 영역의 주파수 성분)일 수 있으며, 이 경우 최소 200Hz 이상의 샘플링 주파수를 사용한다. 프로세서(230)는 전처리된 데이터로부터 아래와 같은 적어도 하나의 특징 값들을 추출할 수 있다(S330).
 - [0078] 1. 측정된 PPG 신호의 Peak값 (PPG의 Peak와 ECG의 R파형은 깊은 연관을 가지고 있다)
 - [0079] 2. 상기 측정된 PPG 신호의 피크 값 데이터를 일정한 시간 (window)로 나눈 신호
 - [0080] 3. PPG 신호의 피크 값들로부터 아래와 같은 특징 값들을 구한다(NN interval이란 PPG 신호의 피크 점과 그 다음 피크 점의 간격이다)
 - [0081] (1) meanNN : NN Interval의 기대값
 - [0082] (2) SDNN : NN interval의 표준 편차
 - [0083] (3) SDD : NN Interval의 차분값 (difference)에 대한 표준 편차
 - [0084] (4) NNx_Count : NN intervals 로 유도된 값(mean number of times an hour in which the change in successive normal sinus (NN) intervals exceeds x ms) x의 값으로 10, 20, 30, 40, 50을 테스트함
 - [0085] (5) pNNx : Percentage of absolute differences in successive NN values > x (ms) x의 값으로 10, 20, 30, 40, 50을 테스트함
 - [0086] (6) TF : NN interval의 PSD에서 TF (total frequency)대역 (0.14-0.4Hz)의 Power
 - [0087] (7) VLF : VLF (very low frequency) 대역(0-0.04Hz)의 Power
 - [0088] (8) LF : LF (low frequency) 대역(0.04-0.15Hz)의 Power
 - [0089] (9) HF : HF (high frequency) 대역(0.15-0.4Hz)의 Power
 - [0090] (10) LFn : LF+HF 대역 (0.04-0.4Hz)에 대한 LF대역의 비율

- [0091] (11) HF_n : LF+HF 대역 (0.04-0.4Hz)에 대한 HF대역의 비율
- [0092] (12) LFHF : HF대역에 대한 LF대역의 비율
- [0093] 프로세서(230)는 심박수 센서부(220)으로부터 수신한 심박수 데이터로부터 산출한 상기 12가지 특징 값에 해당하는 상기 1, 2, 3의 값을 소정의 머신 러닝 알고리즘에 대입하여 졸음 정도 및/또는 집중력 정도를 측정할 수 있다(S340).
- [0094] 프로세서(230)는 뇌파 센서부(210)로부터 수신한 뇌파 신호의 데이터 뿐만 아니라 심박수 센서부(220)로부터 수신한 심박수 신호의 데이터를 이용하여 각각 전처리 과정을 수행한 후 각각 특징 값들을 추출하고, 이들 뇌파 신호 및 심박수 신호의 특징 값들을 이용하여 소정의 머신 러닝 알고리즘을 통해 졸음 정도 및/또는 집중력 정도를 측정할 수 있다.
- [0095] 도 5는 프로세서(230)가 머신 러닝 알고리즘의 일 예로서 딥러닝 알고리즘의 분류기를 이용하여 졸음 및/또는 집중력 정도를 판단하는 방법을 예시한 도면이다.
- [0096] 뇌파 센서부(210)로부터 수신한 데이터에 해당하는 Raw 데이터 자체 또는 Raw 데이터로부터 산출한 특징값들과 심박수 센서부(220)로부터 수신한 데이터에 해당하는 Raw 데이터 자체 또는 Raw 데이터로부터 산출한 특징 값들은 모두 동시에 도 5에 도시한 딥러닝 알고리즘의 입력 단(input layer)로 입력된다. Label 정보는 출력단(output layer)로 주어진다. 딥러닝 알고리즘의 각 층(layer)의 가중치(weight) 들은 restricted Boltzman machine 또는 convolutional neural network, recurrent neural network 등의 알고리즘을 이용해서 입력되는 학습 데이터에 따라 지속적으로 업데이트될 수 있다.
- [0097] 프로세서(230)는 입력 데이터에 따라 최종적으로 학습이 된 딥러닝 분류기를 이용하여 뇌파 센서부(210)와 심박수 센서부(220)로부터 새로운 테스트 데이터가 들어오면 이미 업데이트가 된 파라미터를 이용하여 학습중인 사용자의 현재의 상태가 졸음 상태인지 집중력이 떨어져있는 상태인지를 판단할 수 있게 된다.
- [0098] 이와 같이, 프로세서(230)는 뇌파 센서부(210)와 심박수 센서부(220)로부터 수신한 데이터들에 대해 특징값 들을 각각 산출하고, 이러한 특징 값들을 소정의 머신 러닝 알고리즘에 적용하여 사용자의 졸음 정도 혹은 집중력 정도를 측정할 수 있다.
- [0099] 프로세서(230)가 사용자의 졸음 정도 및/또는 집중력 정도를 판단하기 위한 일 예로서, 사전에 확보해 둔 졸음 실험 데이터를 이용할 수도 있다. 예를 들어, 최소 10명 이상의 실험군을 대상으로 뇌파 센서부(210) 및 심박수 센서부(220)가 PPG, EEG 측정을 진행하여 졸음이 발생하였을 때의 특정한 뇌파 신호 및 심박수에 대한 정보를 졸음 실험 데이터로 기록해 두고, 프로세서(230)가 사용자의 졸음 정도를 판단할 때 사전에 정의해 둔 졸음 실험 데이터에 기초하여 판단할 수 있다.
- [0100] 사전에 일 예로서 10명 이상의 실험군 데이터를 머신러닝 알고리즘을 이용하여 졸음 및 집중력 관련 PPG 및 EEG 신호의 특이점을 찾고, 졸음, 집중력 정도를 정량화되어 있을 수 있는데, 프로세서(230)는 사전에 정의된 정량화된 졸음, 집중력 정도에 대한 정보와 측정된 뇌파 신호 및 심박수 신호에 대한 정보에 기초하여 졸음 및/혹은 집중력 정도를 판단할 수 있다.
- [0101] 전원부(240)는 충전회로를 통해 웨어러블 디바이스(200)에 전원을 공급할 수 있다. 통신부(250)는 다른 디바이스와 신호를 송수신하기 위한 구성요소이다. 일 예로서, 통신부(250)는 다른 무선 통신 장치와 근거리에서 블루투스 방식으로 통신을 가능하게 하기 위한 블루투스 기기(250)일 수도 있다.
- [0102] 도 6은 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스(200)의 일 예로서 예시한 도면이다.
- [0103] 웨어러블 디바이스(200)의 일 예로서 학습중인 사용자가 사용할 수 있는 헤드셋 장치가 있다. 헤드 셋 장치는 웨어러블 디바이스에 포함된 구성 요소와 마찬가지로 뇌파 센서부(제 1 전극(213) 및 제 2 전극(215)) 및 심박수 센서부(하나의 전극(220))을 포함할 수 있다. 그리고, 도 6에 도시한 바와 같이 헤드 셋 장치는 프로세서(230), 전원부(power supply)(240) 및 통신부의 일 예로서 블루투스 장치(250)를 더 포함할 수 있다. 헤드 셋 장치는 심박수 센서부(하나의 전극(220))가 심박수를 산출하기 위해 이마에 전극(220)을 부착시킬 수 있도록 구성될 수 있다. 도 6에 도시한 헤드셋 장치는 도 2에 도시한 웨어러블 디바이스의 일 예로서 동일한 기능을 수행할 수 있다.
- [0104] 도 7은 학습중인 사용자에게 졸음 및/또는 집중력의 정도를 피드백해 주기 위한 시스템(500)을 예시한 도면이다.

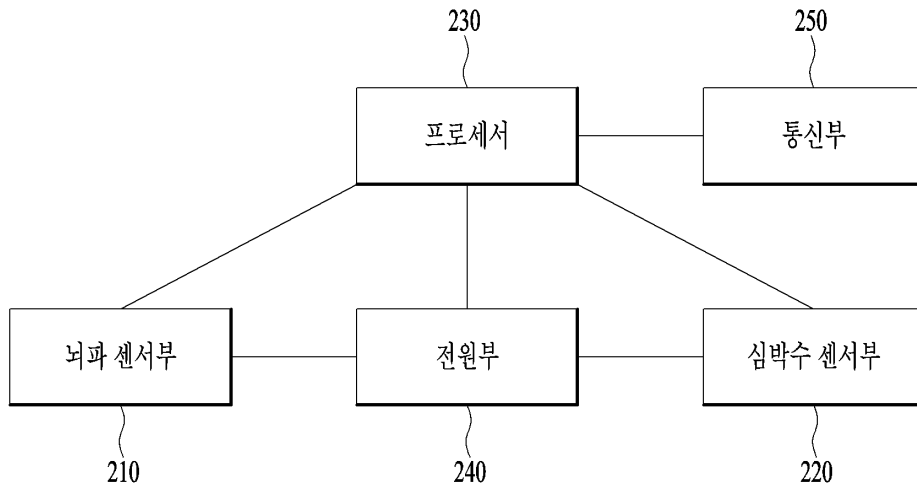
- [0105] 도 7을 참조하면, 시스템(500)은 본 발명에 따른 사용자(300) 및 사용자가 학습을 위해 이용하는 기기(400)를 포함할 수 있다.
- [0106] 웨어러블 디바이스(200)는 자극 발생 장치(260)를 더 포함할 수도 있다. 웨어러블 디바이스(200)의 프로세서(230)는 사용자(300)의 졸음 및/또는 집중력의 정도를 측정하여, 만약 사용자(300)가 졸거나 혹은 집중력의 정도가 사전에 정의한 임계치 이하로 낮아지는 경우, 이에 대한 알림을 사용자(300)가 학습을 위해 이용하는 기기(400)로 전달해 줄 수 있다. 또는, 프로세서(230)는 상기 알림을 자극 발생 장치(260)로 전달하여, 자극 발생 장치(260)에서 사용자(300)가 학습을 위해 이용하는 기기(400)로 전달할 수도 있다.
- [0107] 사용자(300)가 학습을 위해 이용하는 기기(400)는 프로세서(230) 혹은 자극 발생 장치(260)로부터 사용자(300)가 졸고 있거나 집중력이 낮아졌다는 알림을 수신하면, 현재 재생 중인 학습 중인 온라인 강의를 멈추고, 다시 졸음을 깨고 집중을 하는 상태이면 다시 플레이되도록 제어할 수 있다. 또는, 사용자(300)가 학습을 위해 이용하는 기기(400)는 사용자(300)가 졸음을 깨고 강의에 집중하기 위해 컴퓨터 화면을 밝게 한다든지 소리의 크기를 조절하는 등의 매체의 변화를 주어 사용자(300)에게 피드백을 제공할 수 있다.
- [0108] 또한, 웨어러블 디바이스(200)의 자극 발생 장치(260)는 프로세서(230)로부터 사용자(300)가 졸거나 혹은 집중력의 정도가 사전에 정의한 임계치 이하로 낮아지는 경우임을 알리는 알림을 수신하면 진동 등의 자극을 발생시켜 사용자(300)에게 피드백을 줄 수도 있다.
- [0109] 이상에서 살펴본 바와 같이, 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스(200)는 뇌파(EEG)와 심박수(PPG)를 동시에 복합형(Multimodal)으로 측정하여 졸음과 집중력을 정량적으로 측정할 수 있다. 또한 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스(200)의 일 예에 해당하는 헤드셋 장치는 움직임이 적은 상태를 측정하기 때문에 움직임에 민감한 생체신호를 높은 정확도로 측정할 수 있다.
- [0110] 또한, 본 발명에 따른 학습중인 사용자에게 졸음 및/또는 집중력의 정도를 피드백해 주기 위한 시스템(500)은 사용자의 집중도가 떨어지기 쉬운 온라인 강의의 효율적인 참여 및 학습을 유도하고, 심박수 및 뇌파 측정으로 집중도, 졸음측정을 정량화함으로써 교사 또는 관리자가 온라인으로 학생들의 참여도를 객관적이고 정확하게 확인할 수 있다. 또한, 사용자들의 피드백을 받기 힘든 온라인 강의를 본 발명에 따른 시스템(500)을 이용한다면 온라인 학습효율을 높일 수 있다.
- [0111] 이러한 본 발명에 따른 웨어러블 디바이스(200) 및 시스템(500)은 사용자 집중력 및 졸음을 정량적으로 측정하여 사용자에게 피드백을 줌으로써 사용자 혹은 학습자의 학업 성취도를 극대화하게 된다.
- [0112] 이상에서 설명된 실시예들은 본 발명의 구성요소들과 특징들이 소정 형태로 결합된 것들이다. 각 구성요소 또는 특징은 별도의 명시적 언급이 없는 한 선택적인 것으로 고려되어야 한다. 각 구성요소 또는 특징은 다른 구성요소나 특징과 결합되지 않은 형태로 실시될 수 있다. 또한, 일부 구성요소들 및/또는 특징들을 결합하여 본 발명의 실시예를 구성하는 것도 가능하다. 본 발명의 실시예들에서 설명되는 동작들의 순서는 변경될 수 있다. 어느 실시예의 일부 구성이나 특징은 다른 실시예에 포함될 수 있고, 또는 다른 실시예의 대응하는 구성 또는 특징과 교체될 수 있다. 특허청구범위에서 명시적인 인용 관계가 있지 않은 청구항들을 결합하여 실시예를 구성하거나 출원 후의 보정에 의해 새로운 청구항으로 포함시킬 수 있음은 자명하다.
- [0113] 본 발명은 본 발명의 필수적 특징을 벗어나지 않는 범위에서 다른 특정한 형태로 구체화될 수 있음은 당업자에게 자명하다. 따라서, 상기의 상세한 설명은 모든 면에서 제한적으로 해석되어서는 아니되고 예시적인 것으로 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 첨부된 청구항의 합리적 해석에 의해 결정되어야 하고, 본 발명의 등가적 범위 내에서의 모든 변경은 본 발명의 범위에 포함된다.

도면

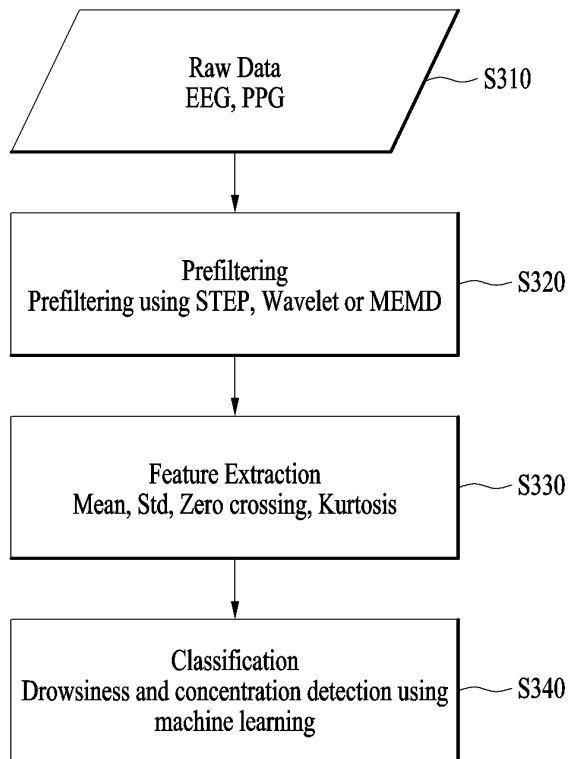
도면1



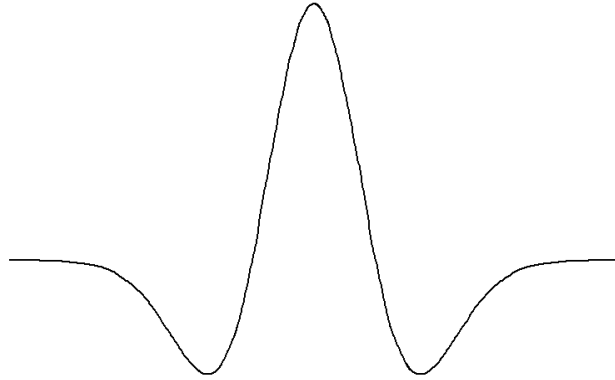
도면2



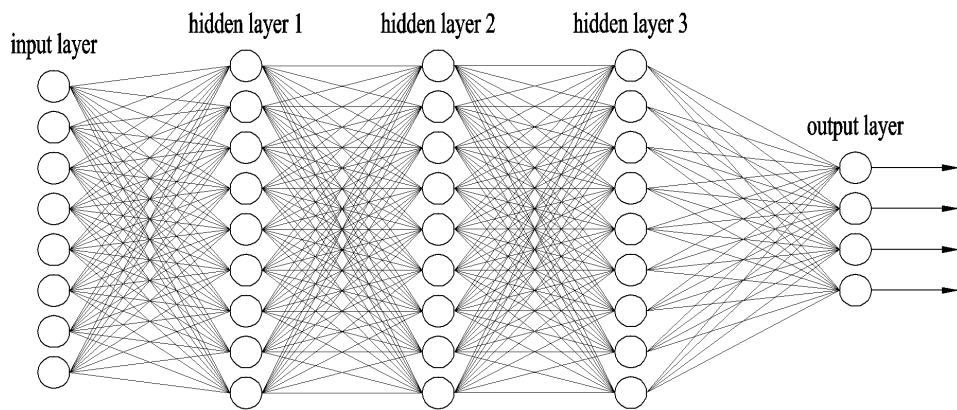
도면3



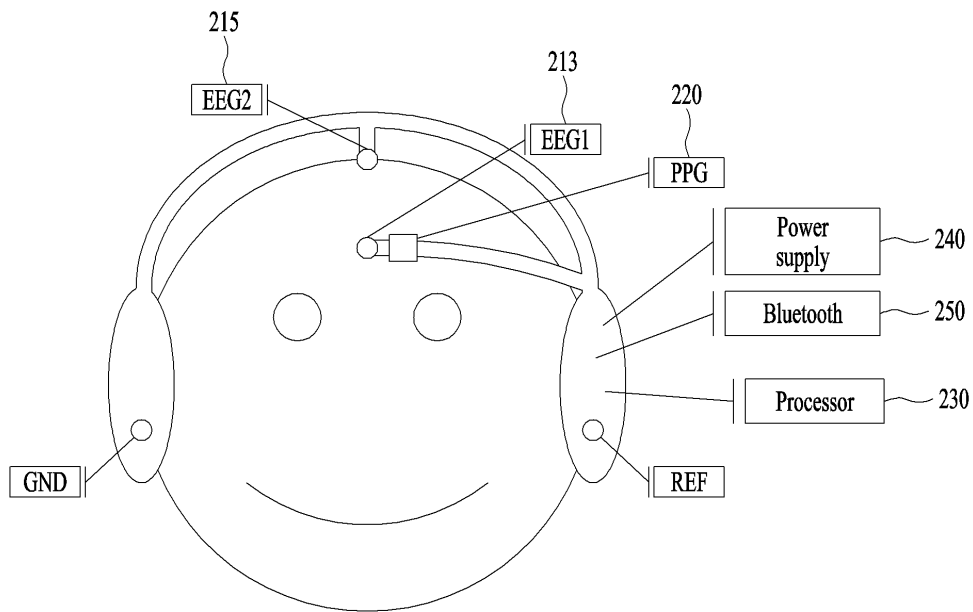
도면4



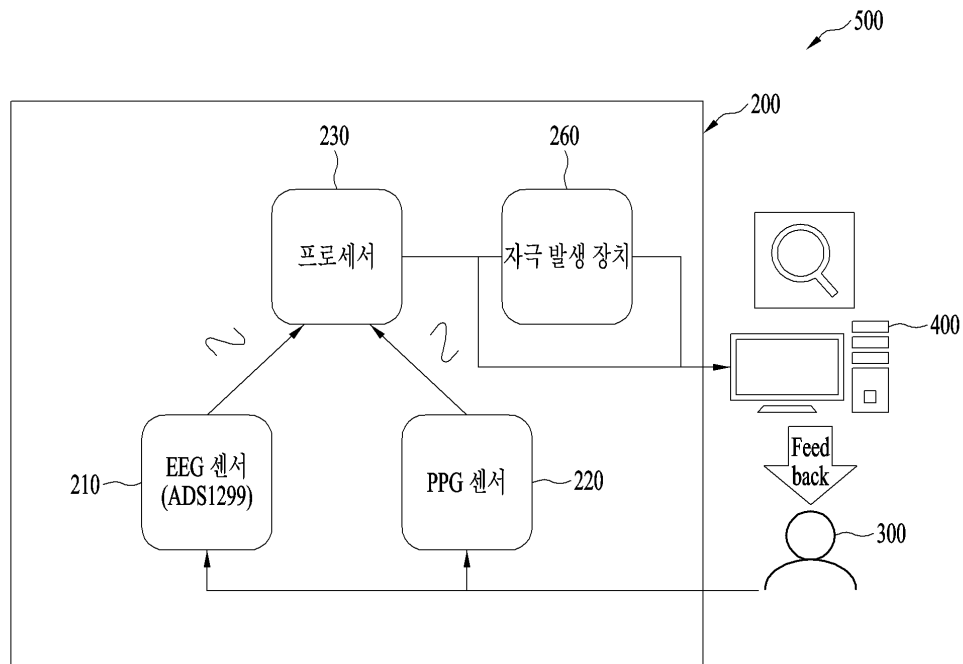
도면5



도면6



도면7



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정 항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 15의 2번째 줄

【변경전】

'상기 제 PPG 센서로부터 획득한'

【변경후】

'상기 PPG 센서로부터 획득한'

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	KR102038151B1	公开(公告)日	2019-11-26
申请号	KR1020170058645	申请日	2017-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	光云大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	光云学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	光云学术合作		
[标]发明人	박철수 석우준 여민수 이희준 김영철 전태욱		
发明人	박철수 석우준 여민수 이희준 김영철 전태욱		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0408 A61B5/0478		
CPC分类号	A61B5/168 A61B5/02416 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/746		
审查员(译)	Bakseungbae		
其他公开文献	KR1020180124327A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明，可穿戴设备包括：第一传感器单元，用于通过感测用户的生物特征信号来获取与脑电图 (EEG) 信号有关的第一数据；以及第一传感器单元。第二传感器单元，用于通过感测用户的生物特征信号来获取与心跳信号有关的第二数据；处理器，用于使用第一数据和第二数据来测量用户的注意力或困倦程度。因此，本发明可以测量用户的注意力或嗜睡程度。

