(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0046598
(43) 공개일자 2020년05월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
*A61M 21/02* (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
*A61B 5/0482* (2006.01) *G06N 99/00* (2019.01)
(52) CPC특허분류
*A61M 21/02* (2013.01)
*A61B 5/0482* (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0127979
(22) 출원일자 2018년10월25일
심사청구일자 2018년10월25일

(71) 출원인
**고려대학교 산학협력단**
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
**이헌정**
서울특별시 광진구 아차산로 262, D동 2205호(자양동, 더샵스타시티)
**조철현**
서울특별시 성북구 인촌로 73(안암동5가)
*(뒷면에 계속)*
(74) 대리인
**특허법인충현**

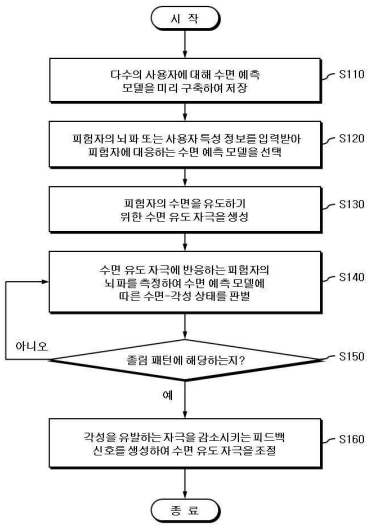
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **뉴로 피드백을 이용한 수면 유도 장치 및 방법**

## (57) 요 약

본 발명은 뉴로 피드백을 이용한 수면 유도 기술에 관한 것으로, 수면 유도 장치는, 다수의 사용자에 대해 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장하고, 뇌파 측정 수단을 이용하여 측정된 피험자의 뇌파 또는 사용자 특성 정보 중 적어도 하나를 입력받아 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하고, 피험자의 수면을 유도하기 위한 수면 유도 자극을 생성하고, 뇌파 측정 수단을 이용하여 수면 유도 자극에 반응하는 피험자의 뇌파를 측정하여 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별하며, 판별 결과 수면-각성 상태가 졸림 패턴에 해당할 경우, 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백(feedback) 신호를 생성하여 수면 유도 자극을 조절함으로써 피험자가 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도한다.

*대 표 도* - 도2



(52) CPC특허분류
*A61B 5/4809* (2013.01)
*G06N 20/00* (2019.01)
*A61M 2021/0022* (2013.01)
*A61M 2021/0027* (2013.01)
*A61M 2021/0044* (2013.01)
*A61M 2205/50* (2013.01)

(72) 발명자
**이정빈**
서울특별시 성북구 인촌로 73, 고려대학교안암캠퍼스(자연계) 과학도서관 608B 임베디드소프트웨어 공학 연구실(안암동5가)
**이병욱**
서울특별시 성북구 장월로 48-5(장위동)

**인호**
서울특별시 용산구 이촌로88길 15, 3동 106호(이촌동, 왕궁아파트)
**이택**
서울특별시 광진구 용마산로30길 40, 102호(중곡동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711064763
부처명 과학기술정보통신부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 뇌과학원천기술개발
연구과제명 뇌파기반 뇌 조절을 통한 수면개선 기술 개발
기 여 율 1/2
주관기관 삼성서울병원
연구기간 2018.01.01 ~ 2018.12.31
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2017M3A9F1031220
부처명 과학기술정보통신부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 바이오의료기술개발사업
연구과제명 기분증상 관리를 위한 생체리듬 바이오마커 기반 모바일 헬스케어 기술개발
기 여 율 1/2
주관기관 고려대학교 의료원 산학협력단
연구기간 2017.04.01 ~ 2022.03.31

# 명 세 서

## 청구범위

### 청구항 1

(a) 수면 유도 장치가 다수의 사용자에 대해 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장하는 단계;

(b) 상기 수면 유도 장치가 뇌파 측정 수단을 이용하여 측정된 피험자의 뇌파 또는 사용자 특성 정보 중 적어도 하나를 입력받아 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하는 단계;

(c) 상기 수면 유도 장치가 상기 피험자의 수면을 유도하기 위한 수면 유도 자극을 생성하는 단계;

(d) 상기 수면 유도 장치가 상기 뇌파 측정 수단을 이용하여 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 상기 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별하는 단계; 및

(e) 판별 결과 상기 수면-각성 상태가 졸림 패턴에 해당할 경우, 상기 수면 유도 장치가 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백(feedback) 신호를 생성하여 상기 수면 유도 자극을 조절함으로써 상기 피험자가 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도하는 단계;를 포함하는 수면 유도 방법.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 (a) 단계는,

(a1) 다수의 사용자에 대해 뇌파를 측정하되 측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류하는 단계;

(a2) 분류된 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum)을 이용하여 뇌파의 속성을 추출하는 단계; 및

(a3) 추출된 상기 뇌파의 속성을 기계 학습(machine learning) 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 속성값에 따른 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 도출하는 단계;를 포함하는 수면 유도 방법.

### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 (a1) 단계는,

수면의 상태를 측정하는 수면다원검사(polysomnography) 기기와 사용자의 뇌파를 측정하는 기기를 동시에 활용하여 뇌 신호를 측정하되, 측정된 수면 상태를 동기화하는 수면 유도 방법.

### 청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 (a2) 단계는,

상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum) 값의 평균 및 표준편차, 알파(alpha)/베타(beta)/델타(delta)/세타(theta)의 뇌파 조합에 따른 각 평균값의 비율을 산출함으로써 뇌파의 속성을 추출하는 수면 유도 방법.

### 청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 (a3) 단계는,

로지스틱 회귀(logistic regression) 또는 랜덤 포레스트(random forest) 알고리즘 중 적어도 하나를 포함하는 기계 학습 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 상기 속성값에 따라 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측

모델을 회귀식 또는 의사 결정 트리(decision tree)의 형태로 도출하는 수면 유도 방법.

**청구항 6**

제 2 항에 있어서,

상기 (a) 단계는,

(a4) 로지스틱 회귀 알고리즘을 이용하여 상기 수면 예측 모델의 오즈 비율(odds ratio)이 가장 큰 속성을 수면-각성 상태 예측에 상대적으로 높은 영향을 주는 속성으로서 선택하는 단계;를 더 포함하는 수면 유도 방법.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서,

상기 (b) 단계는,

(b1) 피험자의 연령을 포함하는 사용자 특정 정보를 입력받거나, 또는 프리테스트(pretest) 과정을 통해 측정된 상기 피험자의 뇌파를 입력받는 단계; 및

(b2) 다수의 사용자에 대해 미리 구축된 수면 예측 모델로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하는 단계;를 포함하는 수면 유도 방법.

**청구항 8**

제 1 항에 있어서,

상기 (d) 단계는,

(d1) 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 각 주파수 대역의 파워 스펙트럼 값에 대한 평균을 산출하는 단계; 및

(d2) 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율에 따라 상기 수면 예측 모델로부터 피험자의 수면-각성 상태를 판별하는 단계;를 포함하는 수면 유도 방법.

**청구항 9**

제 1 항에 있어서,

상기 (e) 단계는,

(e1) 상기 수면-각성 상태가 각성 패턴으로부터 입면 패턴으로 진입하는 시점을 감지하는 단계; 및

(e2) 감지된 시점으로부터 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 패턴에 근접할 때까지 점진적인 신호 제어를 수행함으로써 상기 수면 유도 자극을 조절하는 단계;를 포함하는 수면 유도 방법.

**청구항 10**

제 9 항에 있어서,

(e3) 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율을 통해 졸림 상태의 진행 상태를 검사하는 단계;를 더 포함하는 수면 유도 방법.

**청구항 11**

제 1 항에 있어서,

(f) 상기 피험자의 수면-각성 상태가 수면 패턴에 도달한 경우, 상기 수면 유도 장치가 피드백을 중단하는 단계; 및

(g) 상기 수면 유도 장치가 상기 피험자가 수면까지 소요되는 시간을 측정하여 수면 유도 피드백 방식을 업데이트하는 단계;를 더 포함하는 수면 유도 방법.

**청구항 12**

제 1 항 내지 제 11 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

**청구항 13**

다수의 사용자에 대해 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장하는 모델 저장부;

뇌파 측정 수단을 이용하여 측정된 피험자의 뇌파, 피험자의 수면의 상태 및 사용자 특성 정보를 입력받는 입력부; 및

상기 입력부를 통해 피험자의 뇌파 또는 사용자 특성 정보 중 적어도 하나를 입력받아 상기 모델 저장부로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하고, 상기 피험자의 수면을 유도하기 위한 수면 유도 자극을 생성하고, 상기 뇌파 측정 수단을 이용하여 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 상기 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별하며, 판별 결과 상기 수면-각성 상태가 졸림 패턴에 해당할 경우 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백(feedback) 신호를 생성하여 상기 수면 유도 자극을 조절함으로써 상기 피험자가 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도하는 처리부;를 포함하는 수면 유도 장치.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서,

상기 모델 저장부는,

다수의 사용자에 대해 뇌파를 측정하되 측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류하고, 분류된 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum)을 이용하여 뇌파의 속성을 추출하며, 추출된 상기 뇌파의 속성을 기계 학습(machine learning) 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 속성값에 따른 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 도출하여 저장하는 것을 특징으로 하는 수면 유도 장치.

**청구항 15**

제 14 항에 있어서,

상기 모델 저장부는,

상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum) 값의 평균 및 표준편차, 알파(alpha)/베타(beta)/델타(delta)/세타(theta)의 뇌파 조합에 따른 각 평균값의 비율을 산출함으로써 뇌파의 속성을 추출하되, 로지스틱 회귀 알고리즘을 이용하여 상기 수면 예측 모델의 오즈 비율(odds ratio)이 가장 큰 속성을 수면-각성 상태 예측에 상대적으로 높은 영향을 주는 속성으로서 선택하는 것을 특징으로 하는 수면 유도 장치.

**청구항 16**

제 13 항에 있어서,

상기 처리부는,

상기 입력부를 통해 피험자의 연령을 포함하는 사용자 특정 정보를 입력받거나 또는 프리테스트(pretest) 과정을 통해 측정된 상기 피험자의 뇌파를 입력받고, 다수의 사용자에 대해 미리 구축된 수면 예측 모델로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하는 것을 특징으로 하는 수면 유도 장치.

**청구항 17**

제 13 항에 있어서,

상기 처리부는,

상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 각 주파수 대역의 파워 스펙트럼 값에 대한 평균을 산출하며, 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율에 따라 상기 수면 예측 모델로부터 피험자의 수면-각성 상태를 판별하는 것을 특징으로 하는 수면 유도 장치.

**청구항 18**

제 13 항에 있어서,

상기 처리부는,

상기 수면-각성 상태가 각성 패턴으로부터 입면 패턴으로 진입하는 시점을 감지하고, 감지된 시점으로부터 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 패턴에 근접할 때까지 점진적인 신호 제어를 수행함으로써 상기 수면 유도 자극을 조절하되, 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율을 통해 졸림 상태의 진행 상태를 검사하는 것을 특징으로 하는 수면 유도 장치.

**청구항 19**

제 13 항에 있어서,

상기 처리부는,

상기 피험자의 수면-각성 상태가 수면 패턴에 도달한 경우 피드백을 중단하고, 상기 피험자가 수면까지 소요되는 시간을 측정하여 수면 유도 피드백 방식을 업데이트하는 것을 특징으로 하는 수면 유도 장치.

**청구항 20**

제 13 항에 있어서,

상기 수면 유도 자극은 소리, 빛 또는 진동 중 어느 하나를 포함하고,

상기 피드백 신호는 자극의 강도, 빈도, 주기, 자극의 유형 또는 형태 중 어느 하나를 변화시킴으로써 피험자로 하여금 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도하는 것을 특징으로 하는 수면 유도 장치.

## *발명의 설명*

### *기 술 분 야*

[0001] 본 발명은 불면 개선을 위한 수면 유도 기술에 관한 것으로, 특히 뉴로 피드백 기술을 이용하여 사용자의 뇌파를 측정하여 수면 상태를 예측하되, 개인의 특성에 부합하여 쉽게 수면에 접어들 수 있도록 도와주는 장치, 방법 및 그 방법을 기록한 기록매체에 관한 것이다.

### *배 경 기 술*

[0002] 불면증은 수면의 시작이나 유지의 어려움, 또는 원기 회복이 되지 않는 수면을 호소하는 것으로, 현대 성인인구의 27%는 일시적인 불면증을 경험하며, 9%는 만성적인 불면을 경험한다고 알려져 있다.

[0003] 불면증의 원인은 다양하지만, 스트레스의 증가에 불규칙한 생활에 따른 심리 행동적 반응이 주요한 원인 중 하나로 생각된다. 불면증이 가져오는 문제는 각종 사고 및 우울증, 불안증, 조울증과 같은 정신과적 문제의 증가, 심혈관계, 면역계 이상 등 신체 기능의 이상을 야기한다. 불면증으로 인한 직, 간접적 사회적 부담을 산술적으로 계산하기가 매우 어려우나, 불면증으로 인한 노동력 저하, 의료 이용 증가, 인지 기능 저하와 그로 인한 교통사고 및 산업재해 및 기타 사고발생, 다른 신체질환 및 우울증 등의 정신질환 발생의 증가 등을 고려하면 그 사회적 부담은 천문학적인 수준일 것으로 예측된다. 그러나, 현재의 불면증 치료는 여러 가지 문제점을 가지고 있다.

[0004] 가장 흔히 사용되는 수면제 처방은 쉽게 잠을 재우는 편리성이 있으나 이에 따른 부작용을 안고 있다. 즉, 내성과 의존성이 발생하여 처방 용량이 점점 증가되고 약을 끊기 힘든 상태가 발생한다. 또한 흔히 동반하는 수면무호흡증의 증상이 악화되어 심혈관계 부작용이 증가하고, 낮 시간의 기억력 저하 등의 문제가 나타나며, 낙상의 위험성 증가 및 약에 취한 상태에서 폭식, 폭력적 행동, 자살 등의 이상 행동이 발생할 수 있다.

[0005] 이런 이유에서, 수면의학계에서는 불면증의 첫 번째 추천 치료법으로 비약물학적인 인지행동치료(cognitive behavior therapy, CBT)를 추천한다. 즉 불면증 환자가 만성적으로 갖고 있는 잠에 대한 잘못된 믿음, 과도한 기대, 걱정, 잘못된 수면습관, 불규칙한 수면 스케쥴과 과각성과 긴장 상태를 해결하여 잠을 잘 수 있도록 돕는 치료방법이다. CBT는 수면위생교육, 수면제한요법, 자극제한요법, 인지치료, 이완요법 등으로 구성이 되는데, 반복적인 교육과 훈련을 통하여 생각과 행동을 변화시키는 것이다. 그러나 CBT의 문제점은 치료에 많은 시간과 비용이 든다는 것이다. 많은 시간을 전문가와 만나서 이를 교육받고 행동 교정을 받는 과정이 필요하다.

[0006] CBT 치료과정의 핵심은 불면증이 발생되는 불안, 긴장을 가라앉히고 잠을 잘 수 있는 이완상태를 만들어가는 과정이므로 이를 효과적으로 이루게 하는 방법이 개발이 된다면 불면증 치료에 획기적인 전기를 마련하게 될 것이다.

[0007] 이와 관련하여 과거부터 비슷한 생각하에 여러 도구의 개발이 시도되어 왔다. 기존에 뉴로 피드백(neuro-feedback)을 이용하는 치료 기기가 제안되었는데, 이는 뇌파의 피드백을 통한 이완 훈련을 하는 것으로 평소의 불안과 긴장을 이완시키는 것으로 이 기구를 사용하여 실제 잠에 이르게 하는 것은 아니다. 또한 외부적인 자극을 통하여 뇌파의 동조화를 만들어가는 장치도 개발되어 있으나, 이것 역시 불면증 환자로 하여금 잠으로 바로 이어지는 피드백을 주는 방법은 아니며 과학적으로 효과가 검증된 것은 아니다.

[0008] 한편, 수면 장애 개선에 뉴로 피드백을 적용함에 있어서 종래의 연구들이 나이에 따른 뇌파의 변화를 고려하지 못했다는 점이 문제점으로 지적되었다. 이하에서 첨부되는 선행기술문헌은 수면 유도에 있어서 나이와 성별의 영향을 고려할 수 있음을 소개하고 있다.

## 선행기술문헌

### 비특허문헌

[0009] (비특허문헌 0001) Carrier, Julie, et al. "The effects of age and gender on sleep EEG power spectral density in the middle years of life (ages 20-60 years old)." Psychophysiology 38.2 (2001): 232-242.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0010] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 종래의 불면증 환자의 치료를 위한 수면제 처방의 부작용을 방지하고, 비약물학적인 인지행동치료을 적용함에 있어서 기존의 뉴로 피드백을 이용한 수면 유도 기술이 개인별 연령대에 따른 뇌신호의 특징을 고려하지 않아 피험자에 따라 수면 상태의 판별이 부정확한 문제를 해결하며, 각성 상태에서 수면 상태로 진행될 때 피험자에게 갑작스러운 자극이 가해짐으로써 오히려 수면 유도를 방해하는 부작용을 방지하고자 한다.

### 과제의 해결 수단

[0011] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 유도 방법은, (a) 수면 유도 장치가 다수의 사용자에 대해 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장하는 단계; (b) 상기 수면 유도 장치가 뇌파 측정 수단을 이용하여 측정된 피험자의 뇌파 또는 사용자 특성 정보 중 적어도 하나를 입력받아 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하는 단계; (c) 상기 수면 유도 장치가 상기 피험자의 수면을 유도하기 위한 수면 유도 자극을 생성하는 단계; (d) 상기 수면 유도 장치가 상기 뇌파 측정 수단을 이용하여 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 상기 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별하는 단계; 및 (e) 판별 결과 상기 수면-각성 상태가 졸림 패턴에 해당할 경우, 상기 수면 유도 장치가 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백(feedback) 신호를 생성하여 상기 수면 유도 자극을 조절함으로써 상기 피험자가 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도하는 단계;를 포함한다.

[0012] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법에서, 상기 (a) 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장하는 단계는, (a1) 다수의 사용자에 대해 뇌파를 측정하되 측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류하는 단계; (a2) 분류된 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum)을 이용하여 뇌파의 속성을 추출하는 단계; 및 (a3) 추출된 상기 뇌파의 속성을 기계 학습(machine learning) 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 속성값에 따른 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 도출하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0013] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법에서, 상기 (a1) 측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류하는 단계는, 수면의 상태를 측정하는 수면다원검사(polysomnography) 기기와 사용자의 뇌파를 측정하는 기기를 동시에 활용하여 뇌신호를 측정하되, 측정된 수면 상태를 동기화할 수 있다.

[0014] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법에서, 상기 (a2) 뇌파의 속성을 추출하는 단계는, 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum) 값의 평균 및 표준편차, 알파(alpha)/베타(beta)/델타(delta)/

세타(theta)의 뇌파 조합에 따른 각 평균값의 비율을 산출함으로써 뇌파의 속성을 추출할 수 있다.

[0015] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법에서, 상기 (a3) 수면 예측 모델을 도출하는 단계는, 로지스틱 회귀(logistic regression) 또는 랜덤 포레스트(random forest) 알고리즘 중 적어도 하나를 포함하는 기계 학습 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 상기 속성값에 따라 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 회귀식 또는 의사 결정 트리(decision tree)의 형태로 도출할 수 있다.

[0016] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법에서, 상기 (a1) 측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류하는 단계는, (a4) 로지스틱 회귀 알고리즘을 이용하여 상기 수면 예측 모델의 오즈 비율(odds ratio)이 가장 큰 속성을 수면-각성 상태 예측에 상대적으로 높은 영향을 주는 속성으로서 선택하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[0017] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법에서, 상기 (b) 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하는 단계는, (b1) 피험자의 연령을 포함하는 사용자 특정 정보를 입력받거나, 또는 프리테스트(pretest) 과정을 통해 측정된 상기 피험자의 뇌파를 입력받는 단계; 및 (b2) 다수의 사용자에 대해 미리 구축된 수면 예측 모델로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0018] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법에서, 상기 (d) 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별하는 단계는, (d1) 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 각 주파수 대역의 파워 스펙트럼 값에 대한 평균을 산출하는 단계; 및 (d2) 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율에 따라 상기 수면 예측 모델로부터 피험자의 수면-각성 상태를 판별하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0019] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법에서, 상기 (e) 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 유도 자극을 조절하는 단계는, (e1) 상기 수면-각성 상태가 각성 패턴으로부터 입면 패턴으로 진입하는 시점을 감지하는 단계; 및 (e2) 감지된 시점으로부터 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 패턴에 근접할 때까지 점진적인 신호 제어를 수행함으로써 상기 수면 유도 자극을 조절하는 단계;를 포함할 수 있다. 또한, (e3) 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율을 통해 졸림 상태의 진행 상태를 검사하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[0020] 일 실시예에 따른 수면 유도 방법은, (f) 상기 피험자의 수면-각성 상태가 수면 패턴에 도달한 경우, 상기 수면 유도 장치가 피드백을 중단하는 단계; 및 (g) 상기 수면 유도 장치가 상기 피험자가 수면까지 소요되는 시간을 측정하여 수면 유도 피드백 방식을 업데이트하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[0021] 한편, 이하에서는 상기 기재된 수면 유도 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0022] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 유도 장치는, 다수의 사용자에 대해 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장하는 모델 저장부; 뇌파 측정 수단을 이용하여 측정된 피험자의 뇌파, 피험자의 수면의 상태 및 사용자 특성 정보를 입력받는 입력부; 및 상기 입력부를 통해 피험자의 뇌파 또는 사용자 특성 정보 중 적어도 하나를 입력받아 상기 모델 저장부로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하고, 상기 피험자의 수면을 유도하기 위한 수면 유도 자극을 생성하고, 상기 뇌파 측정 수단을 이용하여 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 상기 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별하며, 판별 결과 상기 수면-각성 상태가 졸림 패턴에 해당할 경우 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백(feedback) 신호를 생성하여 상기 수면 유도 자극을 조절함으로써 상기 피험자가 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도하는 처리부;를 포함한다.

[0023] 일 실시예에 따른 수면 유도 장치에서, 상기 모델 저장부는, 다수의 사용자에 대해 뇌파를 측정하되 측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류하고, 분류된 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum)을 이용하여 뇌파의 속성을 추출하며, 추출된 상기 뇌파의 속성을 기계 학습(machine learning) 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 속성값에 따른 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 도출하여 저장할 수 있다. 또한, 상기 모델 저장부는, 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum) 값의 평균 및 표준편차, 알파(alpha)/베타(beta)/델타(delta)/세타(theta)의 뇌파 조합에 따른 각 평균값의 비율을 산출함으로써 뇌파의 속성을 추출하되, 로지스틱 회귀 알고리즘을 이용하여 상기 수면 예측 모델의 오즈 비율(odds ratio)이 가장 큰 속성을 수면-각성 상태 예측에 상대적으로 높은 영향을 주는 속성으로서 선택할 수 있다.

[0024] 일 실시예에 따른 수면 유도 장치에서, 상기 처리부는, 상기 입력부를 통해 피험자의 연령을 포함하는 사용자 특정 정보를 입력받거나 또는 프리테스트(pretest) 과정을 통해 측정된 상기 피험자의 뇌파를 입력받고, 다수의

사용자에 대해 미리 구축된 수면 예측 모델로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택할 수 있다.

[0025] 일 실시예에 따른 수면 유도 장치에서, 상기 처리부는, 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 각 주파수 대역의 파워 스펙트럼 값에 대한 평균을 산출하며, 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율에 따라 상기 수면 예측 모델로부터 피험자의 수면-각성 상태를 판별할 수 있다.

[0026] 일 실시예에 따른 수면 유도 장치에서, 상기 처리부는, 상기 수면-각성 상태가 각성 패턴으로부터 입면 패턴으로 진입하는 시점을 감지하고, 감지된 시점으로부터 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 패턴에 근접할 때까지 점진적인 신호 제어를 수행함으로써 상기 수면 유도 자극을 조절하되, 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율을 통해 졸림 상태의 진행 상태를 검사할 수 있다.

[0027] 일 실시예에 따른 수면 유도 장치에서, 상기 처리부는, 상기 피험자의 수면-각성 상태가 수면 패턴에 도달한 경우 피드백을 중단하고, 상기 피험자가 수면까지 소요되는 시간을 측정하여 수면 유도 피드백 방식을 업데이트할 수 있다.

[0028] 일 실시예에 따른 수면 유도 장치에서, 상기 수면 유도 자극은 소리, 빛 또는 진동 중 어느 하나를 포함하고, 상기 피드백 신호는 자극의 강도, 빈도, 주기, 자극의 유형 또는 형태 중 어느 하나를 변화시킴으로써 피험자로 하여금 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도할 수 있다.

## 발명의 효과

[0029] 본 발명의 실시예들은, 불면을 겪고 있는 다수의 사용자들을 대상으로 연령대별 수면-각성 상태 판별 모델을 마련하여 개인의 연령 또는 뇌 신호의 특성에 부합하는 예측 모델을 선택함으로써 피험자의 뇌 신호에 따른 수면-각성 상태를 보다 정확하게 판별할 수 있고, 졸림 상태의 피험자에게 수면 유도 피드백을 제공하여 수면 진행 상황을 지속적으로 평가하되 각성을 유발하는 자극의 감소를 피험자가 인지할 수 있도록 유도함으로써 빠르고 효과적인 불면 개선이 가능하며, 피험자의 입력 도달 소요 시간을 측정하여 수면 유도 피드백을 업데이트함으로써 피험자 개인에게 최적화된 맞춤형 수면 유도가 가능하다.

## 도면의 간단한 설명

[0030] 도 1은 본 발명의 실시예들이 구현되는 수면 유도 기술 분야에서 자극에 따른 뇌파의 상태를 예시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뉴로 피드백을 이용한 수면 유도 방법을 도시한 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 도 2의 수면 유도 방법에서 수면 예측 모델을 미리 구축하는 과정을 보다 구체적으로 도시한 흐름도이다.

도 4는 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 학습 데이터로 사용될 뇌파의 속성값들과 그에 따른 수면-각성 상태를 예시한 도면이다.

도 5는 30대 피험자를 대상으로 델타/세타/알파/베타의 파워 스펙트럼 평균값으로 학습시킨 모델의 성능(f-measure)과 평균값의 표준편차, 비율을 포함하여 학습시킨 모델의 성능 비교 결과를 예시한 도면이다.

도 6은 로지스틱 회귀(logistic regression) 알고리즘을 통해 뇌파의 각 속성들이 상대적으로 얼마나 높은 확률로 수면-각성 상태를 결정할 수 있는지를 나타내는 결과를 예시한 도면이다.

도 7은 랜덤 포레스트(random forest) 알고리즘에 의해 구축된 의사 결정 모델의 일부를 예시한 도면이다.

도 8은 로지스틱 회귀 및 랜덤 포레스트 알고리즘에 의해 수면 상태를 예측한 결과를 예시한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 도 2의 수면 유도 방법에서 수면 유도 피드백 방식을 업데이트하는 과정을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 10은 각성 상태로부터 수면 상태에 이르는 과정에서 나타나는 알파, 세타 파워의 변화를 예시한 도면이다.

도 11은 각성 상태에서의 뇌파의 변화를 예시한 도면이다.

도 12는 도 11에서의 알파파의 변화를 설명하기 위한 도면이다.

도 13은 연령대에 따른 뇌파의 파이를 설명하기 위한 도면이다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 뉴로 피드백을 이용한 수면 유도 장치를 도시한 블록도이다.

## *발명을 실시하기 위한 구체적인 내용*

[0031] 본 발명의 실시예들을 설명하기에 앞서, 뉴로 피드백 기술의 개요와 이를 활용한 불면증 치료 기술에서 나타내는 문제점들을 검토한 후, 이들 문제점을 해결하기 위해 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기술적 수단을 개괄적으로 소개하도록 한다.

[0032] 1929년에 독일의 한스 베르거(Hans Berger, 1873~1941)가 발표한 뇌파는 인간의 뇌 활동상태를 보여주는 중요한 생체신호다. 뇌파는 정신 활동 상태에 따라 크게 델타파(1~4Hz), 세타파(4~8Hz), 알파파(8~13Hz), 베타파(13~30Hz), 감마파(30~120Hz)로 구분한다. 델타파는 깊은 수면 상태에서 발생되는 뇌파이고, 세타파는 일반적인 수면 상태에서 발생되는 뇌파이고 꿈을 꿀 때의 기본 뇌파이며, 알파파는 쉬고 있을 때 나오는 뇌파로 의식이 깨어 있는 상태에서 눈을 감고 휴식을 취하고 있을 때 강하게 나온다. 베타파는 학습처럼 뇌가 어떤 정신 작업을 하고 있을 때 나오는 뇌파다. 감마파는 뇌의 여러 부분에 흩어져 있는 정보들이 조합돼 인지작용이 발생했을 때 나타나는 뇌파다.

[0033] 뇌파는 이렇게 정상적인 정신 작용에 따라 그 진동이 빠르거나 느려진다. 만일 그렇지 않으면 뇌의 기능이 비정상이라는 의미다. 즉, 정상적인 뇌와 비정상적인 뇌는 뇌파에서 분명한 특징을 나타내기 때문에 뇌파를 측정하여 뇌의 이상 여부를 판단할 수 있다.

[0034] 일반적으로 뇌의 리듬처럼 자율신경계가 조절하는 몸의 기능은 우리가 통제할 수 없는 것으로 알려졌다. 그러나 미국 예일대의 밀러 박사는 내장이나 심장의 근육처럼 우리 의지로 조절할 수 없는 근육(불수의근)이나 자율신경계도 조건에 따라 우리 의지로 조절이 가능하다는 사실을 1950년대에 발견했다. 이렇게 불수의근이나 자율신경계를 우리 의지로 제어하는 기술이 바로 바이오피드백(biofeedback)이다. 특히 뇌파를 통제하는 바이오피드백 기술을 신경이란 의미의 접두사 뉴로(neuro-)와 결합해 뉴로 피드백(neurofeedback)이라 부른다.

[0035] 뉴로 피드백의 발견은 1934년으로 거슬러 올라가는데, 영국 케임브리지대의 매튜 박사와 아드리안 박사는 뇌파 측정기를 제작해 뇌파를 측정해봤다. 하루는 뇌파를 측정하면서 알파파가 나올 때만 스피커에서 소리가 나게 해봤다. 그러자 알파파가 점점 강해지는 현상을 발견했다. 이것이 바로 뉴로 피드백의 원리다.

[0036] 사용자의 뇌파를 측정해서 특정 뇌파가 발생했다는 것을 사용자에게 알려주면 뇌는 자동으로 그 특정 뇌파를 강화시킨다. 이것은 마치 파블로프 박사가 발견한 조건반사와 같은 것이다. 개에게 먹이를 주면서 종을 치면 나중에는 종만 쳐도 침을 흘린다. 먹이를 보면 침을 흘린다는 뇌의 무조건적 반사회로가 종소리와 연결돼 조건반사 회로가 만들어졌다는 말이다. 이것을 계속 반복하면 새롭게 만들어진 조건반사 회로가 강화돼 습관화가 이뤄진다. 그러면 종만 쳐도 침을 흘리게 된다. 이와 같은 원리로 특정 뇌파가 나올 때마다 이것을 알려주면 뇌에서 그 뇌파에 의한 회로가 발달되고 계속 반복하면 그 회로가 강화되어 특정 뇌파가 증가하게 되는 것이다. 즉, 뉴로 피드백이란, 뇌파의 특정 주파수 대역의 활성을 학습, 훈련을 통해 강화하여 해당 뇌파가 발생하는 회로를 강화하는 방법을 말한며, 원하는 뇌파가 나올 때 이를 인지 할 수 있는 자극을 주어 반복 훈련을 수행하고, 이를 거듭하는 과정에서 스스로 뇌파의 상태를 조절할 수 있게 된다.

[0037] 1958년 미국 시카고대의 조 카미야 박사는 뉴로 피드백의 원리에 따라 뇌파를 조절해서 마음의 상태를 바꾸는 실험을 최초로 했다. 이 실험은 임의로 조절할 수 없다는 뇌파를 의지로 조절할 수 있다는 결과를 보여준 것으로서 진정한 의미에서 최초의 뉴로 피드백 실험이라 할 수 있다.

[0038] 1971년 미국 UCLA의 배리 스터먼 박사는 SMR파(뇌의 감각운동피질에서 발생하는 12~16Hz의 뇌파)를 이용한 뉴로 피드백으로 간질병을 치료하는 데 성공했다. 이것은 세계 최초로 뉴로 피드백을 질병 치료에 적용한 사례다. 1976년에 미국 테네시대의 루바 박사는 SMR파와 베타파를 이용한 뉴로 피드백으로 ADD와 ADHD를 치료하는 데 성공적인 예를 보고하였다.

[0039] 1979년에 미국의 데이비슨 박사는 좌뇌와 우뇌의 알파파 균형이 깨지면 우울증에 걸린다는 사실을 발견했다. 소위 정서장애에 대한 뇌파적 이상을 발견한 것이다. 1995년에 로젠펠트 박사는 좌뇌와 우뇌의 알파파 균형을 맞춰주는 뉴로 피드백 훈련을 통해 우울증을 치료하는 실험에 성공했다고 보고하였다. 한편 1989년에 페니스톤 박사와 쿨코스키 박사는 알코올중독이나 외상후스트레스장애(PTSD) 환자에게 뉴로 피드백 훈련을 시켜 치료하는 데 효과가 있음을 보고했다.

[0040] 한편, 이러한 뉴로 피드백 기술을 활용한 기존의 불면증 치료 방법은 평소 훈련을 통해서 이완 상태를 잘 유도할 수 있도록 훈련하는 방식을 제안하고 있다. 그러나, 이렇게 훈련이 이루어진다고 하더라도 실제 잠을 자는 것은 전혀 다른 상황이며, 오히려 충분한 이완 훈련이 덜된 상태에서 실제 잠을 청하는 시도는 수행불안을 가져와서 뇌의 각성 상태를 가져오는 역효과가 나타나기도 한다. 이는 자율신경에 의하여 조절되는 수면을 의식적인 잠을 자려는 노력으로는 조절할 수 없기 때문이다. 그러므로 자율신경에 의한 뇌파의 변화를 뉴로 피드백을 통하여 잠을 청하는 사람에서 피드백을 주는 것이 필요하다.

[0041] 또한, 수면을 유도하기 위해 일정 시간 간격의 주파수로 자극을 주어 뇌파를 동조화하는 기존의 불면증 치료 방법도 시도되고 있으나, 뇌파동조라는 현상으로 입면을 유도하는 것이 과학적 근거가 부족하고, 자극이 오히려 환자의 각성을 유발시킬 수도 있다. 따라서, 이러한 부작용 없이 뉴로 피드백 기술을 활용하여 환자 스스로 편안한 수면 상태로 유도할 수 있는 기술적 수단을 제시하고자 한다.

[0042] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 구체적으로 설명하도록 한다. 다만, 하기의 설명 및 첨부된 도면에서 본 발명의 요지를 흐릴 수 있는 공지 기능 또는 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 또한, 도면 전체에 걸쳐 동일한 구성 요소들은 가능한 한 동일한 도면 부호로 나타내고 있음에 유의하여야 한다.

[0043] 도 1은 본 발명의 실시예들이 구현되는 수면 유도 기술 분야에서 자극에 따른 뇌파의 상태를 예시한 도면으로서, 빨간 상자는 각성 상태의 뇌파를 나타내고, 그 외는 수면 상태를 나타낸다.

[0044] 지금까지의 뉴로 피드백이라 함은 통상적으로 깨어 있는 상태에서, 시청각 자극을 통해 목표하는 뇌파 상태를 훈련시키는 방법으로 사용되어 왔다. 본 발명의 연구자들은, 수면 중 뉴로 피드백을 적용함에 있어서, 수면 전 각성 상태에서는 자극을 주지 않다가, 몸이 이완되고 수면에 근접해 질 때 적절한 소리 자극을 주어 그 상태를 반복적으로 학습시키는 방법을 선택하여 도입할 수 있었다. 그러나, 테스트 과정에서 이러한 방법은 오히려 소리 자극에 의해 인지 기능을 활성화시켜, 수면에 빠져들기 어렵게 할 수 있다는 문제를 발견하였다. 이를 보완하기 위해 안출된 본 발명에서는, 수면이 빠져드는 과정에서 원하는 뇌파 상태에 가까워질수록 소리가 줄어드는 방법을 착안하게 되었으며, 이는 통상적인 뉴로 피드백의 제어 방식과는 차별화된 것으로 수면 유도에 안정감을 극대화 할 수 있음을 실험적으로 입증하였다.

[0045] 도 1을 참조하면, 도 1의 (a)에서는 수면(a1)에 도달한 후 소리 자극에 의해 다시 각성(a2)이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 이에 반해, 본 발명의 실시예들이 제안하는 각성을 유발하는 자극의 강도를 감소시키는 피드백 방식에 따른 도 1의 (b)에서는 수면(b1)에 도달한 후 소리 자극이 거의 소멸되어 각성을 야기하지 않고 있는 것을 확인할 수 있다.

[0046] 이러한 기술적 원리를 이용하여 이하에서 제안되는 본 발명의 실시예들은 종래의 뉴로 피드백의 수면 유도 기작에 있어서 각성을 유발하는 자극의 감소를 피험자 스스로가 인지할 수 있도록 유도하는 피드백을 제공함으로써 수면에 근접한 이후 재차 각성되는 부작용을 차단하였다.

[0047] 이와 더불어, 본 발명의 실시예들은 개인에 따라 수면-각성의 과정에서 나타나는 뇌파의 상태가 상이함에 주목하여, 기본적인 수면 유도 자극을 피험자에게 제공하여 이에 반응하는 피험자의 상태를 검사하는 프리테스트(pretest) 과정을 도입함으로써 개인의 특성에 따라 최적화된 수면-각성 모델을 선택하고, 이를 통해 임상 적용 시 시행 착오를 현저하게 감소시키도록 구성하였다.

[0048] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 뉴로 피드백을 이용한 수면 유도 방법을 도시한 흐름도이다.

[0049] S110 단계에서, 수면 유도 장치는 다수의 사용자에 대해 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장한다. 불면을 겪고 있는 환자의 불면 개선을 위해 수면 유도 자극을 제공하기 위해서는 피험자의 뇌 신호를 측정하여 수면 상태 직전의 졸림 상태에 도달해 있는지 여부를 판단할 수 있어야 한다. 본 과정에서는 미리 다수의 사용자의 뇌 신호를 측정하여 개인의 특성(연령대)에 따른 수면 예측 모델을 생성한다. 예를 들어, 연령에 따라서 각성 시 뇌 신호 진폭의 최대값이 12Hz인 경우도 있으며, 반면 10Hz로 다소 느린 사람도 있다. 따라서, 보다 정확한 수면 판별 모델을 구축하기 위해서 이러한 사용자 특성에 따라 측정된 뇌 신호를 분류하고, 분류된 뇌 신호를 다양한 신호 처리 알고리즘을 거쳐 기계 학습 알고리즘의 입력 변수로 변환한 후에 사용자의 수면-각성 여부를 판별하는 모델을 추출한다. 수면 예측 모델을 구축하는 보다 구체적인 과정은 이후 도 3을 참조하여 설명하도록 한다.

[0050] S120 단계에서, 상기 수면 유도 장치가 뇌파 측정 수단을 이용하여 측정된 피험자의 뇌파 또는 사용자 특성 정보 중 적어도 하나를 입력받아 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택한다. 이 과정에서는, 피험자의 연령을 포함하는 사용자 특정 정보를 입력받거나, 또는 프리테스트(pretest) 과정을 통해 측정된 상기 피험자의

뇌파를 입력받는다. 즉, 사용자가 사용하는 웨어러블(wearable) 뇌 신호 측정 장치(또는 이를 구현하는 소프트웨어를 포함한다.)에 사용자의 연령을 입력하거나, 뇌파를 측정하는 프리테스트(pretest) 과정을 통해 사용자의 뇌파 특성을 판별한다. 사용자에 따라서 해당 연령대의 일반적인 뇌 신호 패턴과는 상이한 뇌 신호 패턴을 가질 수 있기 때문에, 수면 예측 모델을 선택하기 전, 프리테스트 과정의 뇌 신호 측정을 통해 현재 피험자의 뇌 신호 패턴을 정확하게 판별할 필요가 있다.

[0051] 그런 다음, 판별된 뇌파의 특성에 따라 앞서 S110 단계를 통해 다수의 사용자에 대해 미리 구축된 수면 예측 모델로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택할 수 있다. 예를 들어, 사용자의 연령을 30대라고 입력하였을 경우, S110 단계에서 분류된 모델 중 30대의 수면 예측 모델을 선택할 수 있다. 또는, 사용자가 프리테스트 과정을 통해 뇌 신호를 측정한 경우 뇌 신호 진폭의 최대값에 따라 연령과 상관없이 해당 진폭 값에 대응하는 연령대의 수면 예측 모델을 선택할 수도 있다.

[0052] S130 단계에서, 상기 수면 유도 장치가 상기 피험자의 수면을 유도하기 위한 수면 유도 자극을 생성한다. 이 과정에서는, 불면을 겪고 있는 사용자의 수면을 유도하기 위한 기본적인 수면 유도 자극(예를 들어, 소리, 진동, 시각적인 자극 등)을 생성하게 된다.

[0053] S140 단계에서, 상기 수면 유도 장치가 상기 뇌파 측정 수단을 이용하여 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 상기 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별한다. 먼저, 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 각 주파수 대역의 파워 스펙트럼 값에 대한 평균을 산출한다. 그런 다음, 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율에 따라 상기 수면 예측 모델로부터 피험자의 수면-각성 상태를 판별한다.

[0054] 보다 구체적으로, 측정된 뇌 신호에 대해 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)을 통해 뇌파를 분리한 후, 각 뇌파의 파워 스펙트럼 값 중에서 알파파 대역의 파워 스펙트럼 값의 평균과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 값의 평균에 대한 비율을 구한다. 측정된 사용자의 알파파 및 세타파의 비율, 즉 '알파파/세타파'로부터 해당 비율 값이 증가하면 각성 상태에 가까워진다고 판단하고, 비율 값이 감소하면 졸림 상태에 가까워진다고 판단할 수 있다.

[0055] S150 단계의 판별 결과 상기 수면-각성 상태가 졸림 패턴에 해당할 경우, 상기 수면 유도 장치는 S160 단계를 통해 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백(feedback) 신호를 생성하여 상기 수면 유도 자극을 조절함으로써 상기 피험자가 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도한다. 이를 위해, 상기 수면-각성 상태가 각성 패턴으로부터 입면 패턴으로 진입하는 시점을 감지하고, 감지된 시점으로부터 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 패턴에 근접할 때까지 점진적인 신호 제어를 수행함으로써 상기 수면 유도 자극을 조절하는 것이 바람직하다. 이때, 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율을 통해 졸림 상태의 진행 상태를 검사할 수 있다.

[0056] 보다 구체적으로, S150 단계의 '알파파/세타파'의 비율 값이 기존의 비율 값보다 낮아지는 경우 즉, 세타파가 더 증가하여 사용자가 졸림 상태에 더 가까워진다고 판단되는 경우, 서서히 수면 유도 자극을 감소시킴으로써 사용자로 하여금 자신의 입면 시도가 성공적으로 진행되고 있음을 알려주는 피드백을 제공하여 자연스럽게 수면에 빠지도록 한다. 예를 들어, S130 단계를 통해 볼륨 100%의 소리 자극을 주었다가 본 S160 단계를 거칠 때마다 볼륨을 10%씩 감소시킴으로써 사용자에게 입면의 시도가 잘 진행되고 있음을 피드백할 수 있다. 자극을 줄이는 방법으로는 소리의 크기를 줄이는 방법, 소리의 간격을 늘리는 방법 등이 있으며, 소리의 크기를 얼마나 줄이는지, 소리의 간격을 몇 초씩 늘리는지에 대해서는 임상 현장에서 실험적으로 도출하거나 시술자가 적절히 조절할 수 있다. 이 값들은 추후 수면에 진입하는 시간을 측정하여 개인 맞춤형으로 자동 조절될 수도 있다.

[0057] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 도 2의 수면 유도 방법에서 수면 예측 모델을 미리 구축하는 과정(S110)을 보다 구체적으로 도시한 흐름도이다.

[0058] S111 단계에서, 수면 유도 장치는, 다수의 사용자에 대해 뇌파를 측정하되 S112 단계를 통해 측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류한다. 이 과정은 수면 예측 모델을 만들기 위한 사전 작업으로서, 사용자의 수면 각성 상태를 판별하는 역할을 수행하는 수면다원검사(polysomnography) 기기와 실제 불면을 겪고 있는 사용자가 불면 개선을 위해 사용하게 될 웨어러블 뇌 신호 측정 장치를 동시에 이용하여 사용자의 수면 뇌 신호 값을 측정하여 기록하되, 측정된 수면 상태를 동기화하는 것이 바람직하다. 수면다원검사 기기는 수면 관련 신체 신호를 보다 정밀하게 측정하여 시점별로 수면의 상태(각성, 졸림, 수면 등)을 판별하고, 웨어러블 뇌 신호 측정 장치는 이마에 부착되는 센서 전극에서 얻어지는 뇌 신호를 기록한다. 수면 예측 모델을 만드는데 있어 이렇게 두 가지

장치를 동시에 사용하는 이유는, 수면 상태 판별에 높은 신뢰도를 갖는 수면다원검사 기기 정보로부터 실제 입면 유도에 사용할 웨어러블 장치의 판별 정확도를 높이기 위함이다.

[0059] 이렇게 측정된 뇌 신호 데이터는 사용자의 연령대에 따른 수면 예측 모델을 만들기 위해서 연령대별로, 즉, 10대, 20대, 30대, 40대, 50대, 60대, 70대, 80대 등으로 따로 분류한다.

[0060] S113 단계에서, 상기 수면 유도 장치는, 분류된 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum)을 이용하여 뇌파의 속성을 추출한다. 이를 위해, 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum) 값의 평균 및 표준편차, 알파(alpha)/베타(beta)/델타(delta)/세타(theta)의 뇌파 조합에 따른 각 평균값의 비율을 산출함으로써 뇌파의 속성을 추출할 수 있다. 구현의 관점에서, 고속 푸리에 변환을 통해 각 주파수 대역(델타파, 세타파, 알파파, 베타파)의 파워 스펙트럼의 평균값, 표준편차 및 평균값의 비율(예를 덜어, 알파/세타, 알파/델타, 세타/델타, 베타/델타 등)을 산출할 수 있다. 이 속성들은 다음의 S114 단계에서 수행할 기계 학습 분류 알고리즘의 입력 값으로써 활용된다.

[0061] S114 단계에서, 상기 수면 유도 장치는, 추출된 상기 뇌파의 속성을 기계 학습(machine learning) 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 속성값에 따른 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 도출한다. 이러한 기계 학습 알고리즘은, 예를 들어, 로지스틱 회귀(logistic regression) 또는 랜덤 포레스트(random forest) 알고리즘 등이 활용될 수 있는데, 사용자의 연령대별로 상기 속성값에 따라 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 회귀식 또는 의사 결정 트리(decision tree)의 형태로 도출할 수 있다.

[0062] 도 4는 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 학습 데이터로 사용될 뇌파의 속성값들과 그에 따른 수면-각성 상태를 예시한 도면이다. 수면-각성 상태는 뇌 신호 측정 장비를 통해서 측정된 값으로써 가장 마지막 열에 각성/수면의 두 가지 유형으로 구분된다.

[0063] 도 4를 참조하면, 델타/세타/알파/베타 평균은 고속 푸리에 변환을 통해 뇌 신호에서 각 뇌 신호의 주파수 범위(델타파 0.2~3.99Hz, 세타파 4~7.99Hz, 알파파 8~12.99Hz, 베타파 13~30Hz)에서 측정된 파워 스펙트럼 값의 평균을 나타낸다. 델타/세타/알파/베타 파워 스펙트럼의 평균값을 기계 학습 알고리즘의 학습 데이터로 활용할 뿐만 아니라, 각 주파수 범위의 평균값의 표준편차와 비율(알파/세타, 알파/델타, 세타/델타, 베타/델타) 역시 학습 데이터의 한 종류로 활용함으로써 분류 성능을 향상시켰다.

[0064] 도 5는 30대 피험자를 대상으로 델타/세타/알파/베타의 파워 스펙트럼 평균값으로 학습시킨 모델의 성능(f-measure)과 평균값의 표준편차, 비율을 포함하여 학습시킨 모델의 성능 비교 결과를 예시한 도면이다. 학습을 위해 사용한 기계 학습 알고리즘은 로지스틱 회귀 알고리즘이다. 특히, 파워 스펙트럼 평균값의 표준편차를 학습 데이터로 추가함으로써 더 높은 성능을 보여주고 있다. 사용자의 연령대별 수면 예측 모델의 성능을 평가하기 위해, 도 5에 예시된 f-feasure 이외에 precision, recall과 같은 성능 평가 척도의 활용이 가능하다.

[0065] 도 6은 로지스틱 회귀(logistic regression) 알고리즘을 통해 뇌파의 각 속성들이 상대적으로 얼마나 높은 확률로 수면-각성 상태를 결정할 수 있는지를 나타내는 결과를 예시한 도면이다.

[0066] 도 6을 참조하면, 'beta/delta' 속성이 다른 속성들에 비해 수면-각성 상태를 결정하는데 상대적으로 매우 높은 비율을 가지고 있음을 알 수 있다. 즉, 로지스틱 회귀 알고리즘을 이용하여 수면 예측 모델의 오즈 비율(odds ratio)이 가장 큰 속성을 수면-각성 상태 예측에 상대적으로 높은 영향을 주는 속성으로서 선택함으로써 수면-각성 상태의 판단에 큰 도움을 받을 수 있다. 이렇게 기계 학습 알고리즘을 활용함으로써 표준편차, 비율 속성을 학습 데이터에 추가함으로써 파워 스펙트럼 평균값보다 영향력이 높은 속성을 파악할 수 있고, 이후 피험자에 대응하여 선택된 수면 예측 모델을 통해 수면 상태를 예측할 때, 상대적으로 영향력이 더 높은 최소한의 데이터만을 추출하여 수면 상태의 예측에 활용할 수 있다.

[0067] 이러한 속성 데이터를 가지고 분류된 뇌 신호 데이터 중 30대 피실험자들의 뇌신호 속성값을 학습하여 각 기계 학습 알고리즘으로 모델을 구축한 결과, 로지스틱 회귀 및 랜덤 포레스트 알고리즘에 의해 수면 상태를 예측한 결과를 예시한 도 8과 같이 로지스틱 회귀 알고리즘을 통해 만들어진 모델은 평균 92.7%의 정확도로 수면 상태의 예측이 가능했으며, 랜덤 포레스트 분류 알고리즘은 98.9%의 정확도로 학습 데이터의 수면 상태를 예측할 수 있었다. 각 기계 학습 알고리즘으로부터 구축된 모델은 실제 피험자의 뇌 신호를 측정하고 뇌 신호의 속성을 추출하는 과정을 거쳐 수면 상태를 판별하는데 활용될 수 있다.

[0068] 로지스틱 회귀 알고리즘에 의해서 구축된 모델의 경우, 그 결과값이 선형 회귀식으로 추출되는데 다음의 수학식 1과 같은 형태의 1차 방정식으로 구성될 수 있다.

*수학식 1*

[0069] $$y=ax_1+bx_2+\ldots+z$$

[0070] 수학식 1은 로지스틱 회귀 알고리즘 수행을 통해 추출되는 다중 회귀 모형으로 a, b, ... 등은 이 회귀 모델의 상관 계수(regression coefficient)를 나타내고 $x_1$, $x_2$, ... 등은 종속변수 y 즉, 각성-수면 상태를 판별하는 임계값을 구하기 위한 독립변수이다. 여기서, $x_1$, $x_2$, ... 등은 각 속성 값(뇌신호 스펙트럼 평균 값, 표준편차, 비율)을 의미하고, 각 속성에 로지스틱 회귀 알고리즘이 학습을 통해 추출한 계수를 승산하게 된다. 피험자의 뇌 신호 값이 속성 변환을 거쳐서 이 회귀식의 속성 값이 x 변수에 입력되면 해당 선형 회귀식의 값을 계산할 수 있다. 이 값을 y라고 하였을 때, 다시 다음의 수학식 2를 산출하면 각성-수면 상태를 판별할 수 있는 임계값을 얻을 수 있다.

*수학식 2*

[0071] $$\frac{\log(y)}{1+\log(y)}$$

[0072] 수학식 2는 수학식 1의 다중 회귀 모형에서 구해지는 임계값을 단일 회귀 모형으로 변환하여 '0'과 '1' 사이의 값으로 추출해준다. 수학식 2의 임계값이 '0.5' 이상인 경우는 각성 상태이고, '0.5' 미만인 경우는 수면 상태라고 판별할 수 있다. 기본적으로 '0.5'라는 임계값을 기준으로 각성-수면 상태를 파악할 수 있으나, 필요에 따라서는 사용자의 특성에 따라서 이 임계값을 조절하여 사용자의 수면 상태를 더욱 엄격하게 또는 더욱 둔감하게 판별할 수도 있다. 예를 들어, 기본 임계값을 '0.3'으로 낮출 경우, 확률 값이 30% 미만일 경우에만 수면 상태로 판별하므로 조금 더 엄격하게 수면 유도 자극의 변화를 줄 수 있고, 기본 임계값을 '0.7'로 높일 경우, 0%~70%의 확률 값 모두를 수면 상태로 판별 때문에 더욱 둔감하게 수면 유도 자극을 변화시킬 수 있다.

[0073] 랜덤 포레스트 알고리즘에 의해서 구축된 모델의 경우, 중첩된 의사 결정 트리를 거쳐 최종적으로 각성 상태인지 수면 상태인지 판별할 수 있다. 도 7은 'Weka'라는 기계 학습 도구를 사용하여 랜덤 포레스트(random forest) 알고리즘에 의해 구축된 의사 결정 모델의 일부를 예시한 도면이다. 각 속성의 값의 조건에 따라서 Sleep(수면)이나 Wake(각성) 상태가 결정된다. 'x_mean'은 뇌 신호 주파수 대역 x의 평균 파워 스펙트럼 값을 나타내고, 'x_stdev'는 그 평균값의 표준 편차를 나타낸다. 마지막으로, 'x/y'는 x와 y의 평균 파워 스펙트럼 값의 비율을 나타낸다.

[0074] 이상의 과정을 통해 다양한 유형의 사용자에 대한 수면 예측 모델이 구축될 수 있음을 설명하였다.

[0075] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 도 2의 수면 유도 방법에서 수면 유도 피드백 방식을 업데이트하는 과정을 추가적으로 설명하기 위한 흐름도이다. 설명의 중복을 피하기 위해, 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 유도 자극을 조절하는 S160 단계에 연속하여 이후의 절차를 설명하도록 한다.

[0076] 다만, S160 단계의 경우 구현의 관점에서 수면을 유도하기 위해 보다 정교한 자극의 조절이 요구된다. 만약 사용자가 졸림 뇌파 패턴을 보이게 되면 S160 단계에서 수면 유도 자극을 감소시키게 (예를 들어, 볼륨을 -10%로 조절) 되는데, 임상 실험에 이러한 조절 방식을 적용함에 있어서 알파파와 세타파의 비율에 따라서 자극을 계속 줄이다보면 사용자가 완전한 수면 패턴에 도달하지 않았는데도 불구하고 피드백이 중단되는 상황(예를 들어, 볼륨이 0%)이 발생할 수 있다. 따라서, S160 단계의 수면 유도 자극을 조절하는 과정을 보다 정교하게 제어할 필요가 있다.

[0077] 이를 위해, 졸림 뇌파에 따라 자극이 줄어들다가 피드백이 완전히 중단되기 바로 직전 단계에 도달하였을 경우, 최근 30초 동안의 세타 뇌파가 전체 뇌파의 1/3(약 33%) 이하라면 최소한의 피드백을 계속 유지시키는 방식을 도입할 수 있다. 즉, 피드백을 최소한의 수준으로 유지하다가 세타 뇌파가 전체 뇌파의 1/3을 초과하게 되면 피드백을 완전히 중단하는 S180 단계로 진행하되, 1/3을 넘어가지 않더라도 S170 단계에서 수면 패턴 조건을 만족하게 되면 무조건 피드백을 중단할 수도 있다. 이와 같이, 전체 뇌파에 대한 세타 뇌파의 비율을 통해 최소한의 피드백 유지를 결정하는 것은 깊은 수면(deep sleep) 여부를 판단하는 기준이 된다. 이때, 세타 뇌파의 비율

'1/3'은 실험 결과 도출된 일례로서 구현상의 필요에 따라 그 비율을 다르게 설정할 수 있다.

[0078] S170 단계에서, 상기 피험자의 수면-각성 상태가 수면 패턴에 도달한 경우, S180 단계를 통해 상기 수면 유도 장치가 피드백을 중단한다. 연령대에 따라서 선택된 수면-각성 판별 모델에 의해서 사용자가 수면 상태인지 각성 상태인지 판별하게 된다. 실제 사용자의 수면이나 각성 상태를 판별하기 위해서는 수면 각성 상태를 판별하는 역할의 수면다원검사(polysomnography) 기기를 사용해야 하지만, 이미 사용자의 웨어러블 뇌 신호 측정 장치로 학습하고 구축한 수면-각성 판별 모델이 있기 때문에 이 모델의 출력 값을 관측하면 해당 기기 없이 웨어러블 뇌 신호 측정 장치로도 수면-각성 상태 판별이 가능하다. 수면 상태이면 더 이상의 피드백은 무의미하기 때문에 수면 유도 피드백을 중단한다.

[0079] S190 단계에서, 상기 수면 유도 장치는 최초 수면 유도 자극 인가 시점(S130 단계)에서부터 상기 피험자가 수면까지 소요되는 시간을 측정하여 수면 유도 피드백 방식을 업데이트한다. 만약 현재까지 소요된 시간이 기존 시간보다 더 짧아졌다면, S160 단계의 수면 유도 피드백의 종류 또는 자극을 줄이는 방법이나 주기 등이 현재 피험자에게 가장 적합한 방식이라고 보고 S160 단계에 그 제어값들을 저장한다. 이는 현재 피험자에게 적합한 피드백 방식으로 개인화시킬 뿐만 아니라 동일한 연령대나 뇌 신호의 특징을 가진 사용자의 기본 수면 유도 자극으로도 활용될 수 있다. 만약 현재까지 소요된 시간이 기존 시간보다 더 길어졌다면, S160 단계의 수면 유도 피드백의 종류 또는 자극 제어 방법이 적합하지 않다고 판단하여 다음 번의 시도에는 S160 단계에 저장된 피드백의 종류나 제어 방법 등을 다른 값으로 바꾸어 실시할 필요가 있다.

[0080] 이상에서 제시된 본 발명의 실시예들에서는 각성에서 수면에 도달하는 과정을 평가하고 뉴로 피드백에 따른 수면 유도 자극을 줄여나간다. 각성 상태에서는 피험자 개인 뇌파의 변화를 중점적으로 고려하여 반영한다. 가령, 알파파의 주파수(frequency)가 느려지고 파워(power)가 작아짐을 분석하여 수면 유도 자극(소리)를 줄여나간다. 이후 알파파가 소실되면, 기계 학습을 통해 사전에 학습된 수면 뇌파 특성을 중점적으로 비교하여 완전한 1단계 수면에 도달할 경우 수면임을 확인하고 수면 유도 자극을 소멸시킨다. 이때, 개인의 연령과 뇌파 특성을 바탕으로 분류하여 유사한 그룹의 기계 학습 데이터를 적용시킨다.

[0081] 도 10은 각성 상태로부터 수면 상태에 이르는 과정에서 나타나는 알파, 세타 파워의 변화를 예시한 도면이다. 도 10을 참조하면, 각성-입면기에 알파파의 주파수 변화에 따라 서서히 피드백을 줄여나가며, 1단계 수면에 도달하면 소리가 완전히 소멸됨을 확인할 수 있다.

[0082] 본 발명의 실시예들에서는 각성 상태에서의 피드백 변화도 중요하게 여기고 있다. 가령 같은 각성 상태라도 수면에 근접해 질수록 알파파의 주파수(frequency)는 느려지고 파워(power)도 약해진다. 이를 구분하여 각성 상태에서도 적절히 소리를 줄여나가는 방법을 채택하여 사용자에게 더 안정감을 심어줄 수 있으며, 효과적인 수면 유도가 가능하다.

[0083] 도 11은 각성 상태에서의 뇌파의 변화를 예시한 도면이고, 도 12는 도 11에서의 알파파의 변화를 설명하기 위한 도면이다.

[0084] 도 11에서, 파란색 상자(c1)는 10Hz의 각성 상태를 나타내고, 초록색 상자(c2)는 9Hz로 서서히 느려지며 수면에 가까워지는 각성 상태(drowsy)를 나타낸다. 도 12를 참조하면, 도 11에서의 파란색 상자(c1)와 초록색 상자(c2)에서 알파파의 분석 결과를 보여주고 있으며, 수면에 가까워질수록 피크 주파수(peak frequency)는 느려지고, 파워(power)도 작아진다.

[0085] 이처럼 각성 상태에서의 피드백을 위해 개인 간의 뇌파 차이를 사전에 분석할 필요가 있다. 완전한 각성 상태에서 알파파의 피크 주파수(peak frequnecy)가 9Hz 정도로 다소 느린 사람도 있고, 11Hz인 사람도 있으며, 파워도 개인차가 있다. 개인마다 다른 뇌파 특성을 분석하기 위해 수면 전 프리테스트(pretest)의 수행이 필요하다. 프리테스트는 수면 전 5분간 진행할 수 있으며, 뉴로 피드백 소프트웨어의 안내 음성에 따라 눈을 감고 안정된 상태로 수행할 수 있다. 측정된 각성-폐안 안정시의 뇌파를 기준으로 개인 맞춤형 뉴로 피드백이 수행될 수 있다.

[0086] 한편, 뇌파가 주파수 대역별 정신적, 신체적 활동을 반영한다는 사실은 사용자에게 공통된 특징이나, 개인별 차이가 존재한다. 특히 연령, 성격, 의학적 상태(medical condition)에 의해 영향을 받는데, 가령 알파파가 우세한 각성-폐안 안정 상태라도 피크 주파수와 파워는 다를 수 있음을 의미한다. 수면시의 뇌파도 다양한 요인의 영향을 받지만, 큰 틀에서 수면에 들어가면 알파파가 소실되고 세타파가 우세해 지는 것은 모두에게 동일하게 적용된다.

[0087] 도 13은 연령대에 따른 뇌파의 파이를 설명하기 위한 도면이다. 도 13을 참조하면, 10대에서 60대까지 8명의 각성-폐안시 뇌파를 분석한 결과, 알파파 대역의 피크(노란색 상자)가 나타나는 것은 동일하나, 나이가 들수록 파

워가 작아지는 경향이 있었으며, 피크 주파수는 개인별 차가 있으나, 파워가 작을수록 빨라지는 경향성이 보인다.

[0088] 이처럼 뇌파의 연령별 차이는 많은 연구를 통해 입증된 사실이며, 개인 뇌파의 차이는 하루 아침에 변하지 않고, 수년간의 노화에 따라 서서히 변하게 된다. 따라서, 본 발명의 실시예들에서 프리테스트 과정은 현재의 뇌파 특성을 사전에 조사하는 것으로서, 한번 수행한 후에는 오랜 기간 재시행 할 필요가 없으나, 필요에 따라 추가로 시행할 수 있다.

[0089] 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 뉴로 피드백을 이용한 수면 유도 장치(1000)를 도시한 블록도로서, 앞서 도 2를 통해 기술한 일련의 과정을 장치 구성의 관점에서 재구성한 것이다. 따라서, 여기서는 설명의 중복을 피하고자 각 구성의 기능/동작만을 약술하도록 한다.

[0090] 모델 저장부(10)는, 다수의 사용자에 대해 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장하는 구성이다. 이러한 모델 저장부(10)는, 다수의 사용자에 대해 뇌파를 측정하되 측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류하고, 분류된 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum)을 이용하여 뇌파의 속성을 추출하며, 추출된 상기 뇌파의 속성을 기계 학습(machine learning) 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 속성값에 따른 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 도출하여 저장할 수 있다.

[0091] 또한, 상기 모델 저장부(10)는, 상기 연령대별 뇌파로부터 주파수 대역의 파워 스펙트럼(power spectrum) 값의 평균 및 표준편차, 알파(alpha)/베타(beta)/델타(delta)/세타(theta)의 뇌파 조합에 따른 각 평균값의 비율을 산출함으로써 뇌파의 속성을 추출하되, 로지스틱 회귀 알고리즘을 이용하여 상기 수면 예측 모델의 오즈 비율(odds ratio)이 가장 큰 속성을 수면-각성 상태 예측에 상대적으로 높은 영향을 주는 속성으로서 선택할 수 있다.

[0092] 입력부(20)는, 뇌파 측정 수단을 이용하여 측정된 피험자의 뇌파, 피험자의 수면의 상태 및 사용자 특성 정보를 입력받는 구성이다.

[0093] 처리부(30)는, 상기 입력부(20)를 통해 피험자의 뇌파 또는 사용자 특성 정보 중 적어도 하나를 입력받아 상기 모델 저장부(10)로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택하고, 상기 피험자의 수면을 유도하기 위한 수면 유도 자극을 생성하고, 상기 뇌파 측정 수단을 이용하여 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 상기 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별하며, 판별 결과 상기 수면-각성 상태가 졸림 패턴에 해당할 경우 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백(feedback) 신호를 생성하여 상기 수면 유도 자극을 조절함으로써 상기 피험자가 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도하는 구성이다. 여기서, 상기 수면 유도 자극은 소리, 빛 또는 진동 중 어느 하나를 포함하고, 상기 피드백 신호는 자극의 강도, 빈도, 주기, 자극의 유형 또는 형태 중 어느 하나를 변화시킴으로써 피험자로 하여금 자극의 감소를 인지할 수 있도록 유도할 수 있다.

[0094] 이러한 처리부(30)는, 상기 입력부(20)를 통해 피험자의 연령을 포함하는 사용자 특정 정보를 입력받거나 또는 프리테스트(pretest) 과정을 통해 측정된 상기 피험자의 뇌파를 입력받고, 다수의 사용자에 대해 미리 구축된 수면 예측 모델로부터 상기 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택할 수 있다.

[0095] 또한, 상기 처리부(30)는, 상기 수면 유도 자극에 반응하는 상기 피험자의 뇌파를 측정하여 각 주파수 대역의 파워 스펙트럼 값에 대한 평균을 산출하며, 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율에 따라 상기 수면 예측 모델로부터 피험자의 수면-각성 상태를 판별할 수 있다.

[0096] 또한, 상기 처리부(30)는, 상기 수면-각성 상태가 각성 패턴으로부터 입면 패턴으로 진입하는 시점을 감지하고, 감지된 시점으로부터 각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 패턴에 근접할 때까지 점진적인 신호 제어를 수행함으로써 상기 수면 유도 자극을 조절하되, 알파파 대역의 파워 스펙트럼 평균값과 세타파 대역의 파워 스펙트럼 평균값의 비율을 통해 졸림 상태의 진행 상태를 검사할 수 있다.

[0097] 나아가, 상기 처리부(30)는, 상기 피험자의 수면-각성 상태가 수면 패턴에 도달한 경우 피드백을 중단하고, 상기 피험자가 수면까지 소요되는 시간을 측정하여 수면 유도 피드백 방식을 업데이트할 수 있다.

[0098] 상기된 본 발명의 실시예들에 따르면, 불면을 겪고 있는 다수의 사용자들을 대상으로 연령대별 수면-각성 상태 판별 모델을 마련하여 개인의 연령 또는 뇌 신호의 특성에 부합하는 예측 모델을 선택함으로써 피험자의 뇌 신호에 따른 수면-각성 상태를 보다 정확하게 판별할 수 있고, 졸림 상태의 피험자에게 수면 유도 피드백을 제공하여 수면 진행 상황을 지속적으로 평가하되 각성을 유발하는 자극의 감소를 피험자가 인지할 수 있도록 유도함

으로써 빠르고 효과적인 불면 개선이 가능하며, 피험자의 입력 도달 소요 시간을 측정하여 수면 유도 피드백을 업데이트함으로써 피험자 개인에게 최적화된 맞춤형 수면 유도가 가능하다.

[0099] 한편, 본 발명의 실시예들은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다.

[0100] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등을 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이하게 추론될 수 있다.

[0101] 이상에서 본 발명에 대하여 그 다양한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명에 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

## *부호의 설명*

[0102] 1000: 수면 유도 장치

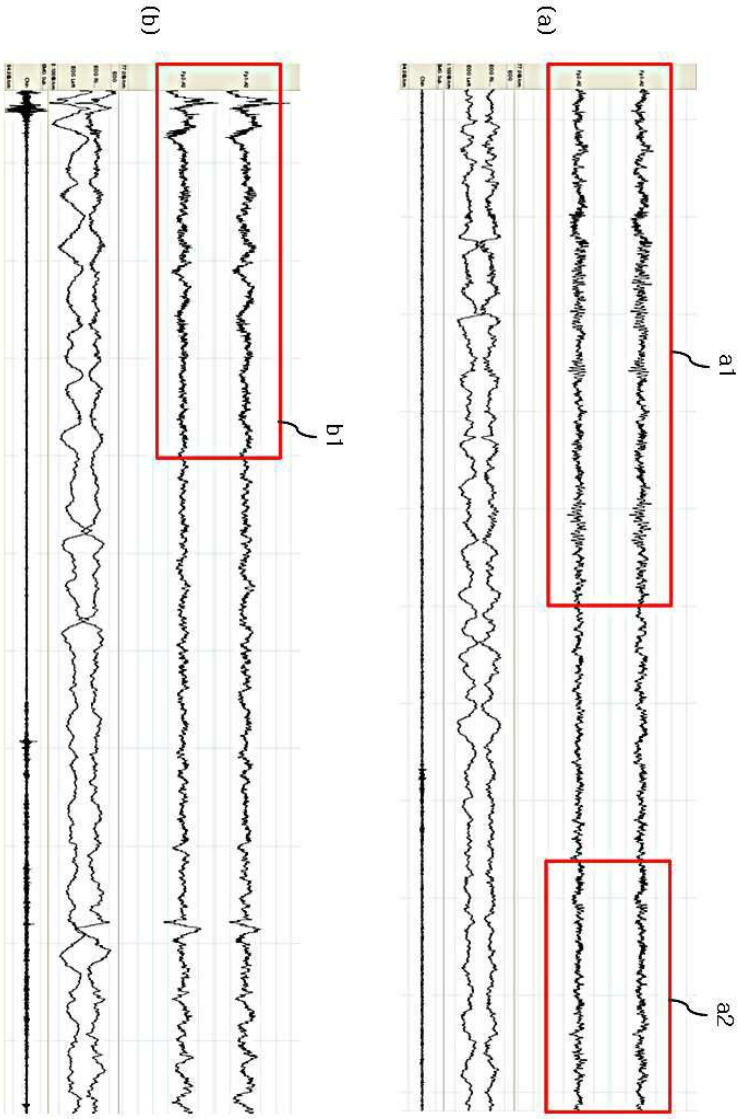
10: 모델 저장부

20: 입력부

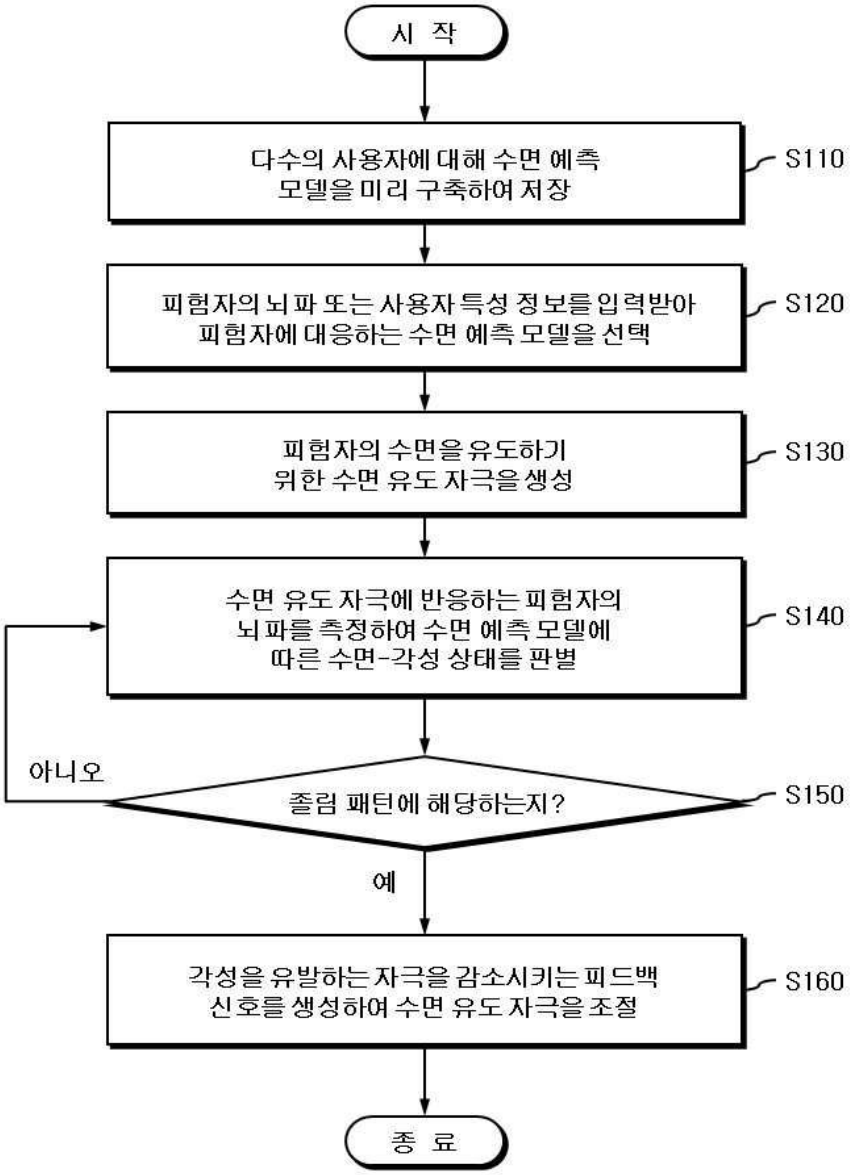
30: 처리부

도면

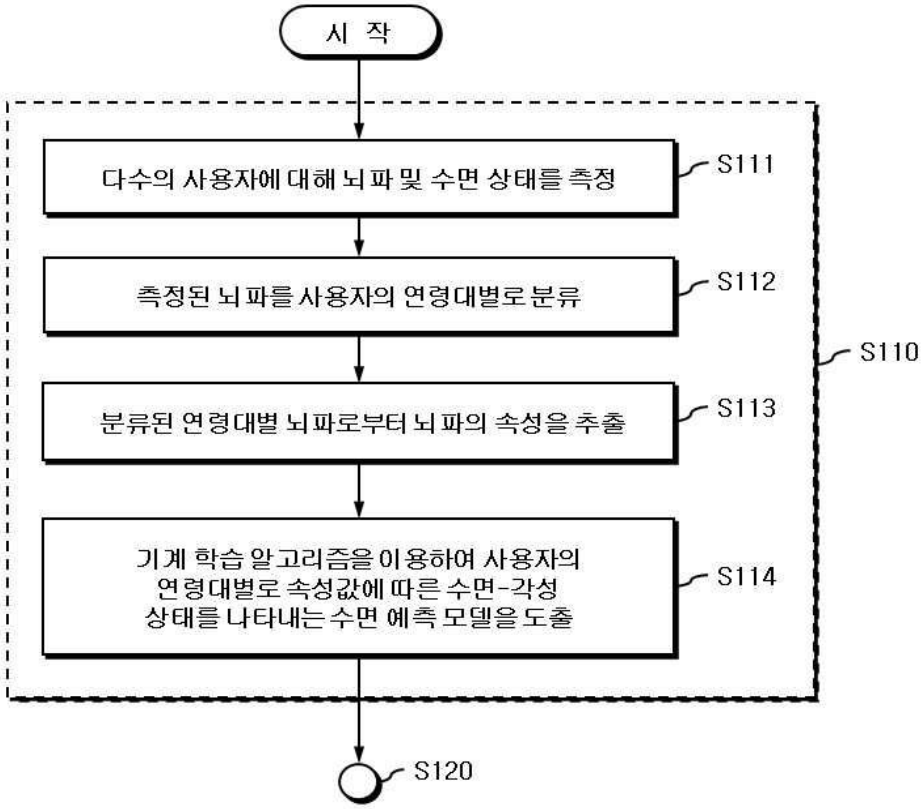
도면1



도면2


시 작
다수의 사용자에 대해 수면 예측 모델을 미리 구축하여 저장
S110
피험자의 뇌파 또는 사용자 특성 정보를 입력받아 피험자에 대응하는 수면 예측 모델을 선택
S120
피험자의 수면을 유도하기 위한 수면 유도 자극을 생성
S130
수면 유도 자극에 반응하는 피험자의 뇌파를 측정하여 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별
S140
아니오
졸림 패턴에 해당하는지?
S150
예
각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 유도 자극을 조절
S160
종 료

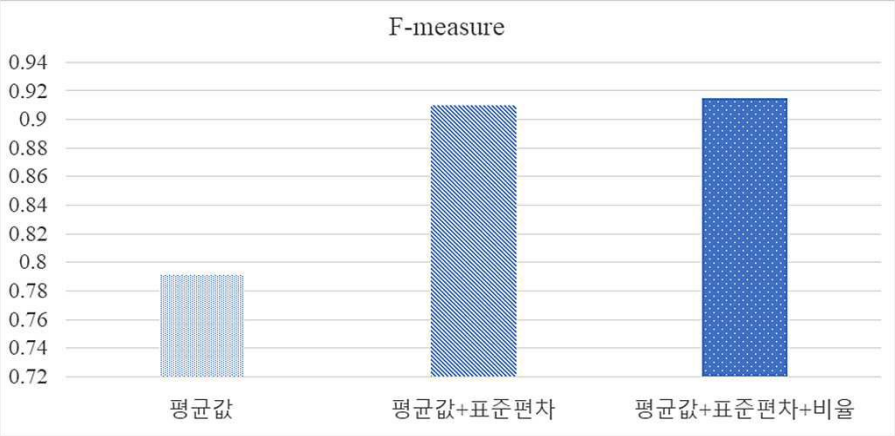
도면3


시 작
다수의 사용자에 대해 뇌파 및 수면 상태를 측정
S111
측정된 뇌파를 사용자의 연령대별로 분류
S112
분류된 연령대별 뇌파로부터 뇌파의 속성을 추출
S113
기계 학습 알고리즘을 이용하여 사용자의 연령대별로 속성값에 따른 수면-각성 상태를 나타내는 수면 예측 모델을 도출
S114
S110
S120

도면4

| 델타 평균 | 델타 표준편차 | 세타 평균 | 세타 표준편차 | 알파 평균 | 알파 표준편차 | 베타 평균 | 베타 표준편차 | 알파/세타 | 알파/델타 | 세타/델타 | 베타/델타 | 수면 상태 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 50.74 | 29.26 | 56.64 | 31.30 | 55.06 | 39.11 | 39.08 | 23.04 | 0.97 | 1.09 | 1.12 | 0.77 | Wake |
| 50.57 | 29.18 | 56.32 | 31.06 | 54.56 | 38.75 | 39.05 | 23.05 | 0.97 | 1.08 | 1.12 | 0.77 | Wake |
| 50.42 | 29.12 | 56.05 | 30.86 | 54.06 | 38.45 | 39.02 | 23.04 | 0.96 | 1.07 | 1.11 | 0.78 | Wake |
| 50.30 | 29.06 | 55.75 | 30.66 | 53.64 | 38.16 | 38.97 | 23.03 | 0.96 | 1.07 | 1.11 | 0.78 | Wake |
| 50.24 | 28.97 | 55.44 | 30.50 | 53.22 | 37.80 | 38.92 | 23.01 | 0.96 | 1.06 | 1.11 | 0.78 | Wake |
| 142.53 | 106.74 | 66.31 | 35.24 | 48.34 | 26.86 | 26.22 | 16.43 | 0.73 | 0.34 | 0.47 | 0.19 | Sleep |
| 155.59 | 89.07 | 84.04 | 50.01 | 64.79 | 42.54 | 42.33 | 28.28 | 0.77 | 0.42 | 0.54 | 0.27 | Sleep |
| 384.35 | 213.28 | 153.80 | 85.12 | 84.61 | 46.46 | 70.66 | 36.97 | 0.55 | 0.22 | 0.40 | 0.19 | Sleep |
| 92.10 | 46.80 | 70.47 | 37.64 | 54.85 | 30.86 | 27.69 | 17.04 | 0.78 | 0.60 | 0.77 | 0.30 | Sleep |

도면5



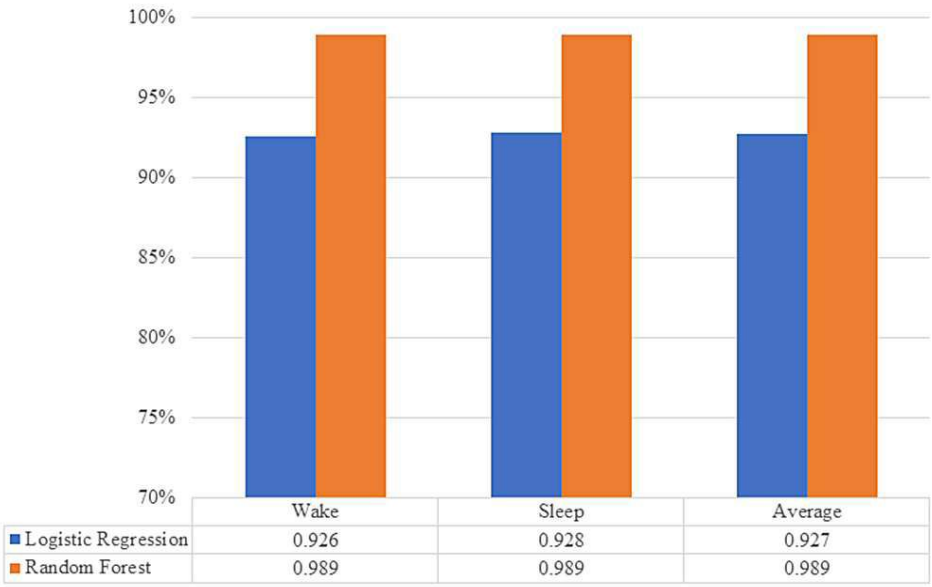

도면6

| 속성 | 오즈비 (OddsRatio) |
|---|---|
| delta_mean | 0.9978 |
| delta_stdev | 0.9984 |
| theta_mean | 1.0049 |
| theta_stdev | 0.9969 |
| alpha_mean | 0.8834 |
| alpha_stdev | 1.4465 |
| beta_mean | 1.2899 |
| beta_stdev | 0.6259 |
| alpha/theta | 1.6214 |
| alpha/delta | 0.3416 |
| theta/delta | 0.5432 |
| beta/delta | 194.9393 |

도면7

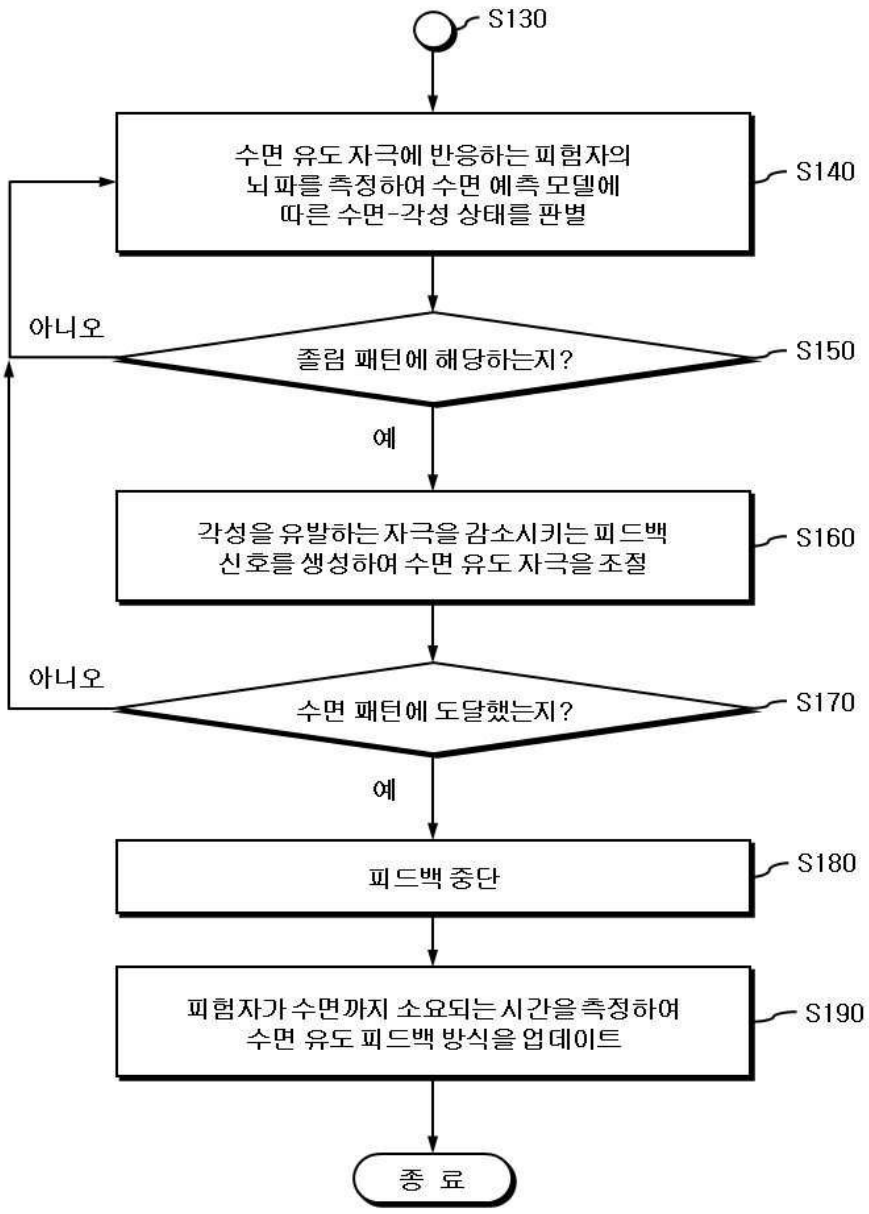
```
alpha/delta >= 0.68
|   alpha_mean < 52.53
|   |   theta/delta < 1.1
|   |   |   alpha_mean < 40.85
|   |   |   |   theta_stdev < 36.76
|   |   |   |   |   alpha_stdev < 21.95
|   |   |   |   |   |   alpha_mean < 36.17 : Sleep (34/0)
|   |   |   |   |   |   alpha_mean >= 36.17
|   |   |   |   |   |   |   alpha_mean < 38.53
|   |   |   |   |   |   |   |   delta_stdev < 30.67
|   |   |   |   |   |   |   |   |   theta/delta < 1 : Sleep (14/0)
|   |   |   |   |   |   |   |   |   theta/delta >= 1
|   |   |   |   |   |   |   |   |   |   theta_stdev < 26.93
|   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   alpha_mean < 36.86 : Wake (2/0)
|   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   alpha_mean >= 36.86 : Sleep (4/0)
|   |   |   |   |   |   |   |   |   |   theta_stdev >= 26.93 : Wake (3/0)
|   |   |   |   |   |   |   |   delta_stdev >= 30.67 : Wake (4/0)
|   |   |   |   |   |   |   alpha_mean >= 38.53 : Wake (5/0)
```

도면8

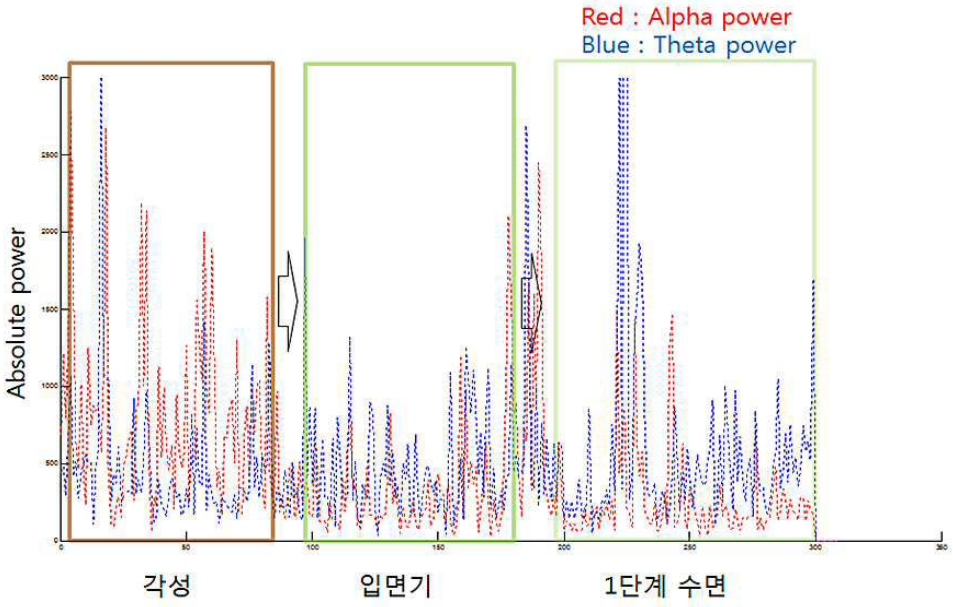



| | Wake | Sleep | Average |
|---|---|---|---|
| Logistic Regression | 0.926 | 0.928 | 0.927 |
| Random Forest | 0.989 | 0.989 | 0.989 |

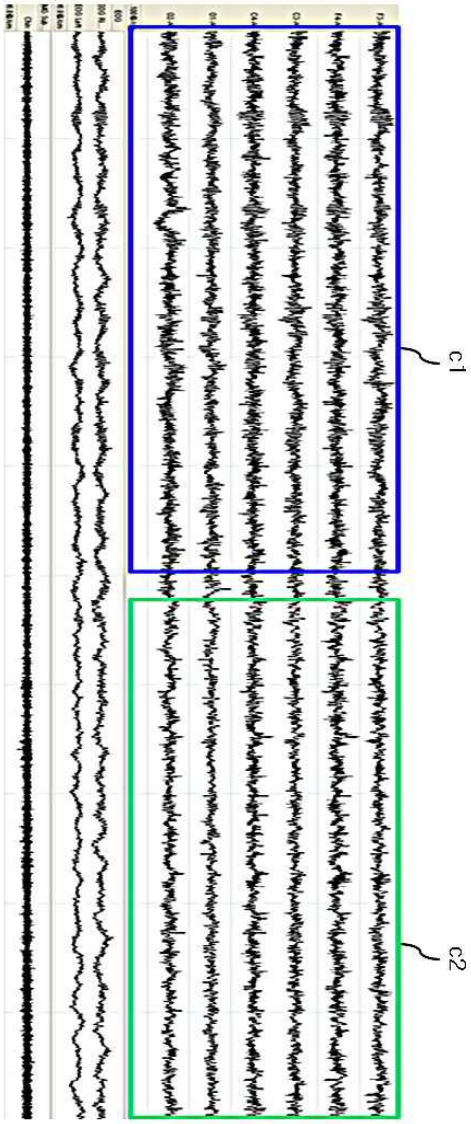
도면9


S130
수면 유도 자극에 반응하는 피험자의 뇌파를 측정하여 수면 예측 모델에 따른 수면-각성 상태를 판별
S140
아니오
졸림 패턴에 해당하는지?
S150
예
각성을 유발하는 자극을 감소시키는 피드백 신호를 생성하여 수면 유도 자극을 조절
S160
아니오
수면 패턴에 도달했는지?
S170
예
피드백 중단
S180
피험자가 수면까지 소요되는 시간을 측정하여 수면 유도 피드백 방식을 업데이트
S190
종 료

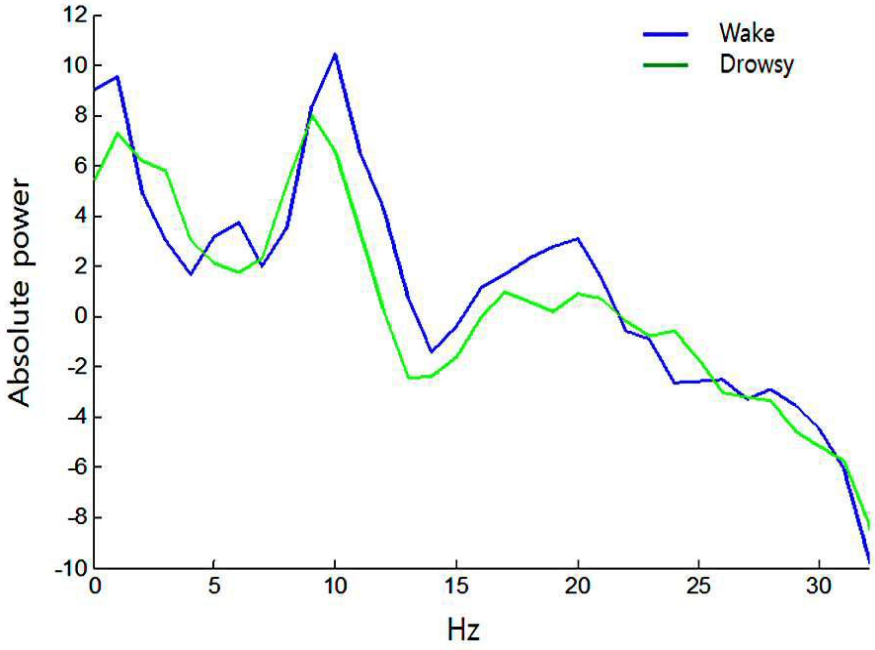
도면10


Red : Alpha power
Blue : Theta power
Absolute power
각성
입면기
1단계 수면

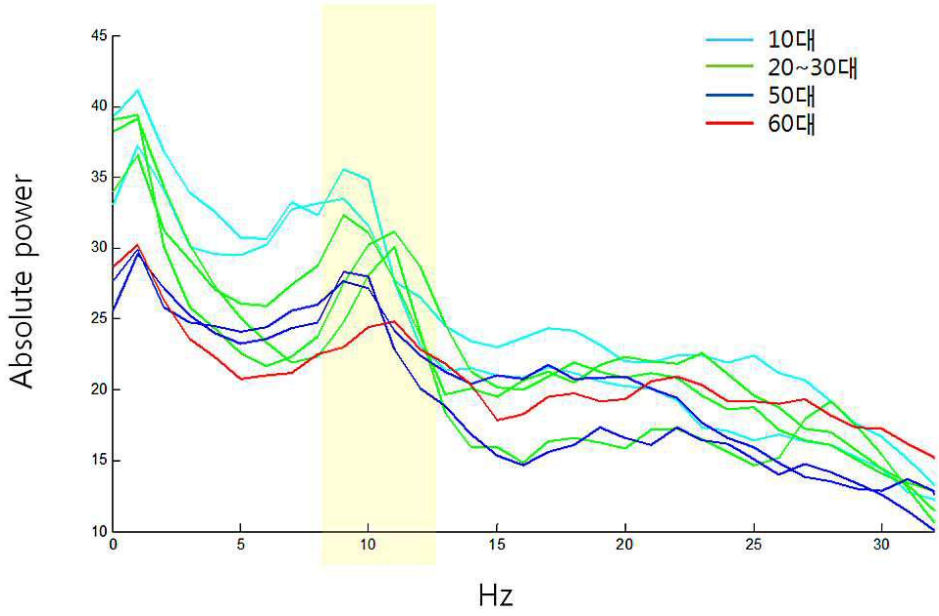
도면11



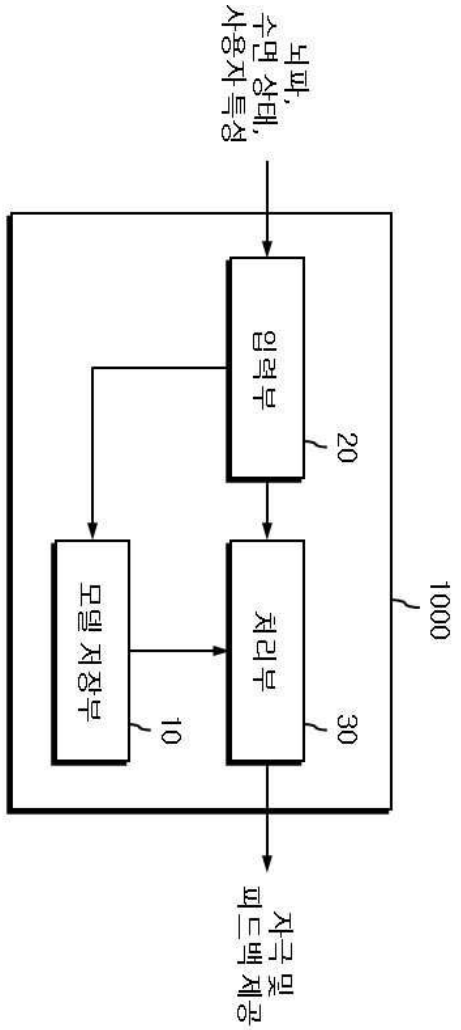
도면12


Wake
Drowsy
Absolute power
Hz
12
10
8
6
4
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
0
5
10
15
20
25
30

도면13

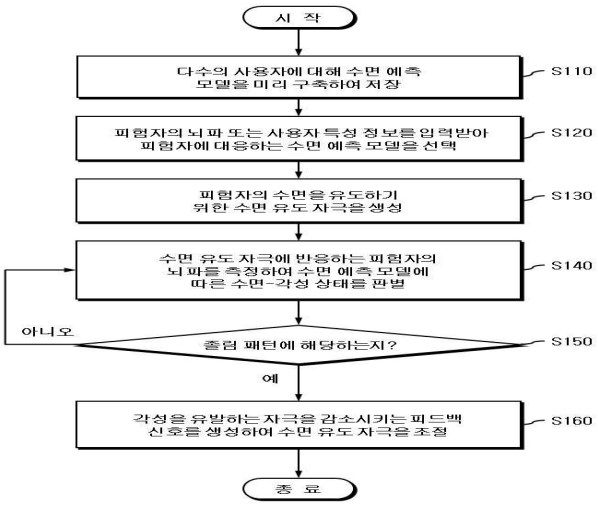

10대
20~30대
50대
60대
Absolute power
Hz
45
40
35
30
25
20
15
10
0
5
10
15
20
25
30

도면14



| | | | |
|---|---|---|---|
| 专利名称(译) | 神经反馈诱导睡眠的装置和方法 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020200046598A | 公开(公告)日 | 2020-05-07 |
| 申请号 | KR1020180127979 | 申请日 | 2018-10-25 |
| [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 | 이헌정<br>조철현<br>이정빈<br>이병욱<br>인호<br>이택 | | |
| 发明人 | 이헌정<br>조철현<br>이정빈<br>이병욱<br>인호<br>이택 | | |
| IPC分类号 | A61M21/02 A61B5/00 A61B5/0482 G06N99/00 | | |
| CPC分类号 | A61M21/02 A61B5/0482 A61B5/4809 G06N20/00 A61M2021/0022 A61M2021/0027 A61M2021/0044 A61M2205/50 A61B5/00 A61B5/0476 G06N99/00 G16H50/80 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |


摘要(译)

本发明涉及一种利用神经反馈来诱发睡眠的技术，并且一种诱发睡眠的装置被配置为：为多个用户预先建立并存储睡眠预测模型；以及 接收使用脑电图测量装置测量的受试者的脑电图或用户特征信息中的至少一个，并选择与该受试者相对应的睡眠预测模型； 产生睡眠诱导刺激物以诱导受试者的睡眠； 通过使用脑电图测量装置，根据睡眠预测模型确定睡眠-觉醒状态，来测量响应于睡眠诱导刺激的对象的脑电图； 当确定的结果是睡眠-唤醒状态对应于嗜睡模式时，生成用于减少引起唤醒的刺激的反馈信号，并调制睡眠诱导刺激，从而使被摄体感知到刺激的减少。

。