



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2008년03월03일
(11) 등록번호 10-0809041
(24) 등록일자 2008년02월25일

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2006-0055603
(22) 출원일자 2006년06월20일
심사청구일자 2006년06월20일
(65) 공개번호 10-2007-0120827
(43) 공개일자 2007년12월26일
(56) 선행기술조사문헌
JP15260040 A

(73) 특허권자

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 매탄동 416

(72) 발명자

김중팔

서울시 관악구 봉천3동 관악현대아파트 101동 1101호

신건수

경기도 성남시 분당구 분당동 셋별마을라이프아파트 110동 1107호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인무한

전체 청구항 수 : 총 17 항

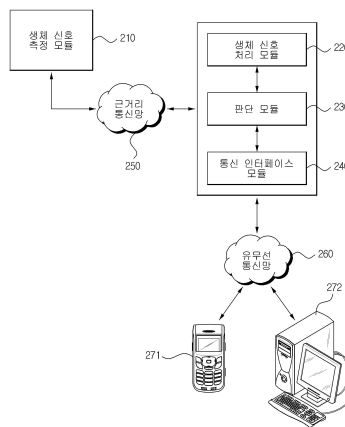
심사관 : 유창용

(54) 수면 상태 감지 장치 및 그 방법

(57) 요약

본 발명에 따른 수면 상태 감지 방법은, 수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정하는 단계; 상기 생체 신호에 소정의 동작 잡음(motion artifact)이 포함되어 있는지 여부를 판단하는 단계; 및 상기 생체 신호에 상기 동작 잡음이 포함된 경우, 상기 사용자가 깨어있는(awake) 상태인 것으로 판단하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

배수현

서울시 영등포구 당산동4가 유원제일1차아파트 2동
1003호

이미희

경기도 용인시 수지구 죽전동 동성2차아파트 104동
1002호

특허청구의 범위

청구항 1

수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정하는 단계;

상기 생체 신호에 소정의 동작 잡음(motion artifact)이 포함되어 있는지 여부를 판단하는 단계; 및

상기 생체 신호에 상기 동작 잡음이 포함된 경우, 상기 사용자가 수면 중의 깨어있는(awake) 상태인 것으로 판단하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 생체 신호를 측정하는 상기 단계는,

건식 형태의 전극 또는 습식 형태의 전극을 상기 사용자의 생체 조직과 접촉하여(interface) 상기 생체 신호를 전기적으로 측정하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 생체 신호를 측정하는 단계는,

광 또는 RF(Radio Frequency) 신호를 이용하여 상기 생체 신호를 측정하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 생체 신호는 ECG(ElectroCardioGram) 신호, PPG(Photoplethymogram) 신호, 또는 GSR(Galvanic Skin Response) 신호인 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 동작 잡음은 상기 생체 신호의 저주파(Low Frequency) 성분 신호의 드리프트(Drift)인 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 생체 신호에 상기 동작 잡음(motion artifact)이 포함되어 있는지 여부를 판단하는 상기 단계는,

상기 생체 신호로부터 상기 저주파 성분 신호를 추출하는 단계;

선정된(Predetermined) 시간 구간에 대하여 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값을 산출하는 단계; 및

상기 최대값 및 최소값의 차가 소정의 임계값 이상인 경우, 상기 시간 구간에서 상기 동작 잡음이 포함된 것으로 판단하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 생체 신호에 상기 동작 잡음(motion artifact)이 포함되어 있는지 여부를 판단하는 상기 단계는,

상기 생체 신호로부터 상기 저주파 성분 신호를 추출하는 단계;

선정된(Predetermined) 시간 구간에 대하여 상기 저주파 성분 신호의 기울기 값을 산출하는 단계; 및

상기 기울기 값이 소정의 임계값 이상인 경우, 상기 시간 구간에서 상기 동작 잡음이 포함된 것으로 판단하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 8

제5항에 있어서,

상기 생체 신호에 상기 동작 잡음(motion artifact)이 포함되어 있는지 여부를 판단하는 상기 단계는,

선정된 시간 구간에 대응하는 상기 저주파 성분 신호의 파워(Power)를 산출하는 단계; 및

상기 저주파 성분 신호의 파워가 소정의 임계값 이상인 경우, 상기 시간 구간에서 상기 동작 잡음이 포함된 것으로 판단하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 9

제1항에 있어서

상기 동작 잡음은 상기 생체 신호의 고주파(High Frequency) 잡음(noise)인 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 생체 신호에 상기 동작 잡음(motion artifact)이 포함되어 있는지 여부를 판단하는 상기 단계는,

선정된 시간 구간에 대응하는 상기 고주파 잡음의 파워(Power)를 산출하는 단계; 및

상기 고주파 잡음의 파워가 소정의 임계값 이상인 경우, 상기 시간 구간에서 상기 동작 잡음이 포함된 것으로 판단하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 방법.

청구항 11

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항의 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체.

청구항 12

수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정하는 생체 신호 측정 모듈;

상기 생체 신호에 소정의 동작 잡음(motion artifact)이 포함되어 있는지 여부를 판단하는 생체 신호 처리 모듈; 및

상기 생체 신호에 상기 동작 잡음이 포함된 경우, 상기 사용자가 수면 중의 깨어있는(awake) 상태인 것으로 판단하는 판단 모듈

을 포함하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 생체 신호 측정 모듈은 상기 사용자의 생체 조직과 접촉하는(interface) 건식 형태의 전극 또는 습식 형태의 전극을 통해 상기 생체 신호를 전기적으로 측정하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 장치.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 생체 신호 측정 모듈은 광 또는 RF 신호를 이용하여 상기 생체 신호를 측정하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 장치.

청구항 15

제12항에 있어서,

상기 동작 잡음은 상기 생체 신호의 저주파(Low Frequency) 성분 신호의 드리프트(Drift)인 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 장치.

청구항 16

제12항에 있어서

상기 동작 잡음은 상기 생체 신호의 고주파(High Frequency) 잡음(noise)인 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 장치.

청구항 17

제12항에 있어서,

상기 판단 모듈에서 판단한 상기 사용자의 수면 중의 깨어있는 상태의 횟수 정보를 포함하는 판단 결과 데이터를 유무선 통신망을 통하여 소정의 원격 장치로 전송하는 통신 인터페이스 모듈

을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 수면 상태 감지 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <16> 본 발명은 수면 상태 감지 장치 및 그 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정하고, 상기 생체 신호로부터 소정의 동작 잡음(Motion Artifact)이 감지되는 경우, 상기 사용자가 깨어있는 (awake) 상태인 것으로 판단하는 수면 상태 감지 장치 및 그 방법에 관한 것이다.
- <17> 인생의 행복은 잠에서 시작한다고 해도 과언이 아닐 정도로 잠은 사람의 인생에 있어 무척 중요하다. 잠은 사람에게 가장 기본적인 휴식의 시간을 제공한다. 체력을 축적할 수 있는 에너지의 공급이 이루어지는 것도 바로 잠을 통해서이다. 잠은 사람이 낮 동안에 활동하느라 사용한 에너지를 보충하는 시간이다. 성장기의 아이들에게 꼭 필요한 성장 호르몬이 가장 많이 분비되는 시간도 바로 잠자는 동안이다. 우리 몸에서 뇌는 생명 유지를 위한 모든 생물학적 기능을 총괄하는 곳이다. 뇌가 적절한 활동의 균형을 유지하기 위해서는 휴식이 필요하다. 이러한 휴식은 대부분 수면 시간에 이루어진다.
- <18> 이처럼 수면의 중요성은 더할 나위 없지만, 대부분의 현대인들은 과도한 업무나 학업 등으로 인해 충분한 수면을 취하지 못하고 있는 실정이다. 수면에 있어서 중요한 것은 수면의 양보다는 수면의 질이라 할 수 있다. 특히 얼마나 깊은 잠을 자느냐가 무척 중요한데 현대인들은 스트레스 등으로 인해 양질의 잠을 취하지 못하는 경우가 대부분이다.
- <19> 양질의 수면을 취하기 위해서는 우선 자신의 수면의 질을 판단한 후 그에 따른 대처 방법을 모색할 필요가 있다. 오랜 시간을 잤음에도 불구하고 개운치 않은 경우, 본인은 잘 잤다고 느끼는데 쉽게 피로하거나, 본인은 잠을 설친다고 생각하는데 실제로는 수면에 문제가 없는 경우 등과 같이 모두 본인이 실제로 자신의 수면의 질을 제대로 파악하고 있지 못한 경우가 많다. 본인의 수면 상태를 객관적인 측정 장비를 이용하여 수치화하였을 때에만 밝혀질 수 있는 문제인 것이다. 이와 같은 극명한 문제의 경우가 아니더라도 본인의 수면의 질을 수치화함으로써 최적의 수면시간을 도출할 수 있을 것이다. 이러한 수면의 질을 판단할 수 있는 간단한 장비의 개

발이 필요하나 현재까지는 병원의 수면검사실에서 수행되는 수면다원검사(polysomnography, PSG)가 유일한 객관적 검사법이다.

- <20> 수면다원검사를 바탕으로 분류되는 수면 단계는 크게 1, 2, 3, 4 단계와 램수면 단계로 이루어진다. 정상적인 수면 시에 보통 사람은 약 90분을 주기로 1단계, 2단계, 3단계, 4단계, 3단계, 2단계, 1단계, 램수면의 순서대로 수면 단계를 반복하게 된다. 이러한 수면 단계의 순서는 도 1에 도시되어 있다.
- <21> 수면 상태 판정은 환자가 병원에서 밤에 잠을 잘 때 수면다원검사로부터 얻어진 다양한 측정신호들을 종합하여 전문가에 의해 판독된다. 여러 종류의 신호들을 종합하여 수면 상태, 수면중 무호흡, 부정맥, 급속 안구운동 등을 판단하게 된다. 수면의 질은 수면 중 얼마나 자주 깨었는가 또는 수면중 깊은 잠의 단계인 3 및 4 단계가 얼마나 많은가에 의해 판단된다.
- <22> 수면다원검사시 측정하는 신호에는 뇌전도(EEG, Electroencephalogram), 안전도(EOG, Electrooculogram), 근전도(EMG, Electromyogram), 심전도(ECG, Electrocardiogram), 동맥혈 산소포화도, 복부와 흉부의 호흡 운동, 호흡기류, 코골이, 체온, 몸의 자세 및 몸의 뒤척임 과약을 위한 영상녹화 등이 포함된다. 이러한 여러 전문 장치들을 이용하여야 하기 때문에 병원의 수면검사실에서 수면을 해야 하는 번거로움이 있으며 비용이 상승하는 문제가 있다. 또한 통상 수면을 취하는 장소가 아닌 검사실로 환경이 바뀔므로써 평상시와 다른 수면상태 특성을 보일 수 있다. 더욱이 여러 신호 측정을 위해 수면자의 머리, 안구 주변, 턱 주변, 가슴, 복부 등에 측정장치를 부착하는데 이는 수면자에게 불편함과 불쾌감을 유발하며 이 역시 평상시와 다른 수면상태를 보임으로써 평상시 수면 상태로서 진단을 어렵게 할 수 있다.
- <23> 따라서 수면자의 편의성, 평소와 근접한 수면 환경 조성, 비용 절감 측면에서 수면자에게 부착하는 측정장치의 수를 줄이고 머리카락 이외의 부착위치로 제한하는 노력이 필요하다. 이러한 작업의 일환으로 심전도 신호만을 이용하여 수면상태 판단을 위한 노력이 학계에서 진행되고 있다. 심박의 변화율을 기반으로 신호처리하여 저주파 성분과 고주파 성분을 추출함으로써 수면중의 깨어있는, 1단계, 2단계, 3단계, 4단계, 및 급속 안구운동 단계(REM)를 판단하려는 작업이다. 그러나 아직 심박 변화율을 기반으로 한 수면단계 판단은 산포가 커서 단계간의 구분이 불가능하다.
- <24> 수면중의 깨어있는 단계, 1단계, 2단계, 3단계, 4단계, 및 급속 안구운동 단계 (REM)를 모두 정확히 구분해 내지 않고 수면중의 깨어있는 단계와 나머지 단계만 구분하더라도 수면의 질을 평가할 수 있다. 이미 수면중의 깨어있는 횟수가 얼마나 되느냐는 수면의 질을 판단하는 지표로서 병원에서 사용되고 있다. 도 1에 도시된 바와 같이 깊은 수면단계인 수면3 및 4 단계에 이르기 위해서는 충분한 시간이 필요한데 자주 깨어있는 상태가 출현한다는 것은 그 만큼 깊은 잠을 이루기 어렵다는 뜻이며, 수면 3 및 4단계 시간과 깨어있는 빈도와는 수치적으로 반대의 경향을 보인다.
- <25> 수면의 질을 판단하기 위한 종래의 기술로는, 전기측정방식, 광측정방식, 심전도나 피부전기 반응(GSR, Galvanic Skin Response) 등을 이용하였다. 이때 전기측정 방식의 경우 움직임에 의하여 조직과 조직표피에 부착되는 전극 자체 및 상호간의 전기적 특성(예, 임피던스) 변화로 인해 동작 잡음이 발생된다. 광 측정 방식의 경우에도 움직임에 의해 조직 자체 및 조직과 광원사이의 광 특성의 변화로 인해 동작 잡음이 발생된다. 또한 심전도나 피부전기 반응(GSR, Galvanic Skin Response)과 같은 생체신호를 측정할 때 몸의 움직임에 의해 발생된 근육의 전기 신호 역시 동작 잡음에 해당된다. 이러한 동작 잡음은 수면 상태 판단을 위하여 생체 신호를 측정하는 경우에는 잡음 신호로 간주되어 제거의 대상이 되었다. 그리고 수면중 뒤척임을 감지하기 위해서는 카메라를 이용하여 영상 기록을 해 두었다 판별하는 방법, 가속도계와 같은 별도의 동작 감지 센서를 수면자에게 부착하여 움직임을 식별하는 방법을 이용하였다.
- <26> 그러나, 수면의 질을 판단하는데 있어서, 램단계 수면도 중요하지만 잠을 자는 동안 얼마나 깼는지 여부도 수면의 질을 판단하는데 있어 상당히 중요한 항목이기 때문에, 상기 동작 잡음 신호를 통해 추가의 측정 장치 없이 수면의 질을 보다 간편하게 판단할 수 있는 수면 상태 감지 방법 및 장치의 개발 필요성이 대두되고 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

- <27> 본 발명은 상기와 같은 종래 기술을 개선하기 위해 안출된 것으로서, 수면 중인 사용자의 생체 신호로부터 소정의 동작 잡음(motion artifact)이 감지되는 경우, 상기 사용자가 깨어있는(awake) 상태에 돌입한 것으로 판단함으로써, 생체 신호 측정 중 발생하는 잡음 신호만으로도 수면의 질을 판단할 수 있도록 하는 수면 상태 감지 장치 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

<28> 또한, 본 발명은 생체 신호의 동작 잡음 발생을 통해 수면 중인 사용자의 깨어있는 단계를 감지 및 예측하여 상기 사용자가 설정한 알람 시간의 범위 내에서 알람을 제공함으로써, 사용자가 기상 시간을 최적화할 수 있는 수면 상태 감지 장치 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

발명의 구성 및 작용

<29> 상기의 목적을 이루고 종래기술의 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명에 따른 수면 상태 감지 방법은, 수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정하는 단계; 상기 생체 신호에 소정의 동작 잡음(motion artifact)이 포함되어 있는지 여부를 판단하는 단계; 상기 생체 신호에 상기 동작 잡음이 포함된 경우, 상기 사용자가 깨어있는(awake) 상태인 것으로 판단하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

<30> 본 명세서에서 주로 언급되는 생체 신호는 ECG(ElectroCardioGram) 신호, PPG(Photoplethymogram) 신호, 또는 GSR(Galvanic Skin Response) 신호를 포함하는 개념이다. 또한, 상기 생체 신호는 EEG(ElectroEncephaloGram) 신호, EOG(ElectroOculoGram) 신호, 또는 EMG(ElectroMyoGram) 신호로 구현될 수도 있다.

<31> 상기 생체 신호는 이외에도 수면 단계의 측정을 위하여 당업계에서 널리 사용되는 다양한 종류의 신호를 모두 포함할 수 있다. 본 명세서에서는 설명의 편의를 위하여, 상기 언급한 생체 신호들 중 ECG 신호, 즉, 수면 중인 사용자의 심전도를 측정하여 수면 단계를 측정하는 경우를 예로 들어 설명하기로 한다.

<32> 심전도란 심장 전기도(ECG: ElectroCardioGram)의 약칭으로, 정맥동에서 일어나 심방/심실 방향으로 나아가는 심근의 흥분은 인체의 임의의 두 점에서 전류계(심전계)에 유도하여 얻은 심장의 활동 전류 그래프로 묘사될 수 있다. 이와 같은 방법으로 얻은 것이 심전도이며 상기 심전도는 심장 질환의 진단뿐만 아니라, 협심증이나 심근경색 등의 관동맥 질환을 비롯하여 여러 가지 부정맥이나 전해질 이상 등의 진단, 또는 수술 중의 심장 이상의 유무의 조사 확인 등에 매우 중요한 데이터로 활용될 수 있다.

<33> 본 발명에 따른 수면 상태 감지 장치는 상기 심전도를 측정하는 방법으로 양손으로부터 전류계를 유도하는 제1 유도, 오른손과 왼발로부터 전류계를 유도하는 제2 유도, 및 왼손과 왼발로부터 전류계를 유도하는 제3 유도를 포함하는 표준지유도에 따른 심전도 측정 방법을 적용할 수 있고, 이외에도 단극유도 또는 흥부유도 등에 따른 심전도 측정 방법뿐만 아니라 일반적으로 실시될 수 있는 심전도 측정 방법을 모두 포함하여 적용할 수 있다.

<34> 이하에서는 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다.

<35> 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 수면 상태 감지 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

<36> 본 발명의 일실시예에 따른 수면 상태 감지 장치는 생체 신호 측정 모듈(210), 생체 신호 처리 모듈(220), 판단 모듈(230), 및 통신 인터페이스 모듈(240)을 포함하여 구성될 수 있다.

<37> 생체 신호 측정 모듈(210)은 수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정한다. 생체 신호 측정 모듈(210)은 상기 사용자의 생체 조직과 접촉되는(Interface) 전극을 통해 상기 생체 신호를 전기적으로 측정할 수 있다. 상기 전극은 건식 형태의 전극 또는 습식 형태의 전극을 포함한다.

<38> 또한, 생체 신호 측정 모듈(210)은 광 또는 RF(Radio Frequency) 신호를 이용하여 상기 사용자의 생체 신호를 측정할 수도 있다. 즉, 당업계에 널리 공지된 바와 같이, 생체 신호 측정 모듈(210)으로부터 발진된 광 또는 RF 신호가 상기 사용자의 피부를 통과하여 생체 조직에서 반사 또는 산란되어 다시 돌아오는 광 또는 RF 신호를 통해 상기 사용자의 생체 신호를 측정할 수도 있다.

<39> 본 발명의 일실시예에 따르면, 생체 신호 측정 모듈(210)은 생체 신호 처리 모듈(220), 판단 모듈(230), 및 통신 인터페이스 모듈(240)과는 독립적인 구성을 갖도록 구현될 수도 있다. 즉, 생체 신호 측정 모듈(210)은 근거리 통신망(230)을 통하여 생체 신호 처리 모듈(220), 판단 모듈(230), 및 통신 인터페이스 모듈(240)을 포함하는 수면 상태 감지 장치와 접속될 수 있도록 구현될 수 있다.

<40> 생체 신호 측정 모듈(210)을 통해 측정된 사용자의 생체 신호는 근거리 통신망(230)을 통해 생체 신호 처리 모듈(220)로 전송된다. 상기 측정된 생체신호는 생체 신호 측정 모듈(210)에서 일부 혹은 전부 가공될 수도 있고 또는 생체 신호 처리 모듈(220)에서 일부 혹은 전부 가공될 수 있다. 즉, 생체 신호 측정 모듈(210)에서 측정된 아날로그 신호는 그대로 무선 전송되어 생체 신호 처리 모듈(220)에서 아날로그 디지털 컨버팅 작업, 필터링 및 각종 연산 작업을 수행할 수도 있고, 생체 신호 측정 모듈(210)에서 아날로그 디지털 컨버팅 작업을 거쳐 필터링 및 각종 연산 작업 수행 후 전송될 수도 있다.

- <41> 생체 신호 측정 모듈(210)은 상기 측정된 사용자의 생체 신호를 근거리 통신망(230)을 통해 통신 인터페이스 모듈(240)로 전송한다. 근거리 통신망(230)은 유무선 근거리 통신망을 모두 포함하는 개념이다. 근거리 통신망(230)을 통한 상기 생체 신호의 전송을 위하여, 생체 신호 측정 모듈(210) 및 통신 인터페이스 모듈(240)은 WLAN(Wireless LAN), 블루투스(Bluetooth), UWB(Ultra Wide Band), IrDA(Infrared Data Association), HPNA(Home Phoneline Networking Alliance), SWAP(Shared Wireless Access Protocol), IEEE1394 등의 근거리 통신을 수행하기 위한 근거리 통신 모듈을 포함하여 구성될 수 있다.
- <42> 생체 신호 처리 모듈 (220)은 통신 인터페이스 모듈(240)을 통해 생체 신호 측정 모듈(210)로부터 수신하는 생체 신호에서 소정의 잡음을 감지하는 경우, 상기 사용자가 깨어있는(awake) 상태인 것으로 판단한다. 상기 생체 신호로부터 잡음 신호가 감지되는 경우에 대해서는 도 3을 참조하여 상세히 설명한다.
- <43> 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 신호 그래프 및 잡음이 발생한 경우의 생체 신호 그래프를 도시한 도면이다.
- <44> 도 3의 (a)는 수면 중인 사용자로부터 측정될 수 있는 일반적인 생체 신호가 도시된 그래프를 의미한다. 도 3의 (a)에 도시된 바와 같이, 어떠한 움직임 없이 수면 중인 사용자로부터는 일정한 크기 및 주파수를 갖는 생체 신호가 감지될 수 있다. 그러나, 사용자의 수면 단계가 깨어있는 상태가 되어 상기 사용자가 몸을 뒤척이는 등에 따른 동작 잡음(Motion Artifact)이 발생하는 경우, 상기 생체 신호에는 잡음 신호가 가미될 수 있다.
- <45> 상기 잡음 신호는 상기 생체 신호의 고주파(High Frequency) 성분 신호 및 저주파(Low Frequency) 성분 신호에 각각 발생할 수 있다. 도 3의 (b)에 도시된 바와 같이, 상기 생체 신호의 고주파 성분 신호에는 불규칙한 주파수의 형태(310)로 상기 잡음 신호가 발생할 수 있다. 또한, 상기 생체 신호의 저주파 성분 신호에는 불규칙한 크기를 갖는 형태(320)로 상기 잡음 신호가 발생할 수 있다.
- <46> 이는 사용자가 상기 깨어있는 상태에 돌입하는 경우, 몸을 뒤척이는 등의 동작 잡음이 발생하기 때문이다. 예를 들어, 상기 동작 잡음이 발생하는 경우, 사용자 근육의 움직임으로 인해 근전도(EMG)가 발생하므로 상기 근전도 신호로 인해 상기 생체 신호의 고주파 성분 신호의 잡음이 증가할 수 있다. 또한, 상기 동작 잡음이 발생하는 경우, 피부와 전극 사이의 임피던스(Impedance)가 변화하므로, 상기 생체 신호의 크기, 즉, 저주파 성분 신호의 크기가 불규칙하게 변화하는 드리프트(Drift)가 발생할 수 있다.
- <47> 이러한 근전도 발생에 따른 고주파 성분 신호의 잡음 및 임피던스 변화에 따른 저주파 성분 신호의 드리프트는 생체 신호 측정 모듈(210)에 의해 상기 생체 신호의 잡음 신호로 감지될 수 있다.
- <48> 본 발명에 따른 수면 상태 감지 장치는 상기와 같이 생체 신호의 고주파 성분 신호 및 저주파 성분 신호 중 어느 하나의 신호에 잡음이 발생하는 경우 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수도 있고, 상기 고주파 성분 신호 및 저주파 성분 신호 모두에 잡음이 발생한 경우 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수도 있다.
- <49> 이하에서는 도 4 내지 도 7을 참조하여 상술한 저주파 성분 신호 및 고주파 성분 신호에 발생하는 잡음을 감지하는 구체적인 방법에 대하여 상세히 설명한다
- <50> 도 4는 본 발명의 일실시예에 따라 수면 중인 사용자의 생체 신호로부터 저주파 성분 신호를 추출하여 시간축으로 나타낸 그래프를 도시한 도면이다.
- <51> 도 5는 본 발명의 일실시예에 따라 깨어있는 상태인 사용자의 생체 신호로부터 저주파 성분 신호를 추출하여 시간축으로 나타낸 그래프를 도시한 도면이다.
- <52> 본 발명의 일실시예에 따르면, 생체 신호 측정 모듈(210)을 통해 측정되는 사용자 생체 신호의 저주파 성분 신호의 드리프트 발생 여부에 따라 상기 사용자의 수면 상태를 판단할 수 있다. 상기 측정되는 생체 신호로부터 동작 잡음을 추출하는 방법으로서 각종 필터링 방법을 이용할 수 있으며, 일례로서 사비츠키-골레이 스무딩(Savitzky-Golay smoothing) 기법을 통해 상기 생체 신호로부터 상기 저주파 성분 신호를 추출할 수 있다.
- <53> 본 발명의 일실시예에 따르면, 생체 신호 처리 모듈(220)은 도 4 및 도 5에 도시된 바와 같이 상기 저주파 성분 신호를 시간축(Time Domain)에서 해석할 수 있다. 도 4 및 도 5에서 가로축은 시간축을 의미하고, 세로축은 측정된 전압의 아날로그 값을 디지털 값으로 전환한 수치이다. 가로축의 1 digit은 4msec을 의미한다.
- <54> 생체 신호 처리 모듈(220)은 시간축의 일정 구간 내에서 스무딩(smoothing)된 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값의 차를 이용하여 상기 생체 신호에 잡음이 발생하였는지 여부를 판단할 수 있다. 즉, 상기 최대값

및 최소값의 차가 임계값 이상인 경우 상기 생체 신호에 잡음이 발생한 것으로 판단할 수 있다.

- <55> 예를 들어, 도 4 및 도5에 도시된 바와 같이, 생체 신호 처리 모듈(220)은 시간축의 T_{window} 구간 내에서 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값을 산출할 수 있다. 상기 T_{window} 구간은 1000 digit 에서 2000 digit 구간에 해당되므로 4sec의 시간을 의미한다. 이 때, 상기 임계값이 10이라 가정하고, 도 4의 T_{window} 구간에서 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값의 차가 5로 산출되는 경우, 생체 신호 처리 모듈(220)은 상기 생체 신호에 동작 잡음이 포함되지 않은 것으로 판단하고, 그에 따라 판단 모듈(230)은 상기 T_{window} 구간에서 상기 사용자가 수면을 유지하고 있는 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <56> 그러나, 도 5에서와 같이 T_{window} 구간에서 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값의 차가 100으로 산출되는 경우, 생체 신호 처리 모듈(220)은 상기 생체 신호에 동작 잡음이 포함된 것으로 판단하고, 그에 따라 판단 모듈(230)은 상기 T_{window} 구간에서 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <57> 이와 같이, 생체 신호 처리 모듈(220)은 선정된 구간 내에서 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값의 차가 임계값 이상인지 여부를 판단하여 상기 저주파 성분 신호의 드리프트가 발생하는지를 감지할 수 있다. 상기 드리프트가 발생하는 것으로 감지되는 경우, 판단 모듈(220)은 상기 사용자가 상기 구간에서 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수 있다. 이러한 생체 신호 처리 모듈(220)의 저주파 성분 드리프트 발생 여부 감지 동작은 사용자의 수면 시간 내내 전 구간에서 수행될 수 있다.
- <58> 상술한 바와 같이, 생체 신호 처리 모듈(220)이 선정된 시간 구간에서 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값의 차를 이용하여 사용자의 생체 신호에 동작 잡음이 포함되어 있는지 여부를 판단하고, 상기 판단 결과에 따라 판단 모듈(230)이 사용자가 깨어있는 상태인지 여부를 판단할 수도 있고, 상기 시간 구간 내에서 상기 저주파 성분 신호의 기울기 값이 소정의 임계값 이상인지 여부를 판단하여 상기 깨어있는 상태를 판단할 수도 있다.
- <59> 예를 들어, 도 4 및 도 5에서 생체 신호 처리 모듈(220)은 상기 T_{window} 구간에서 상기 저주파 성분 신호의 기울기를 각각 산출할 수 있다. 상기 기울기의 산출 방법으로는 당업계에서 널리 사용되는 다양한 종류의 그래프 기울기 산출 방법이 모두 적용될 수 있다. 예를 들어, T_{window} 구간의 시작점과 끝점을 잇는 직선의 기울기를 지표로 삼을 수도 있으며, 구간내의 가로축상의 특정 두 점을 잇는 기울기, 혹은 모든 데이터를 최소제곱법(Least Mean Square)을 이용하여 구한 직선의 기울기를 지표로 삼을 수도 있다.
- <60> 이 때, 상기 임계값이 1이라 가정하고, 도 4의 T_{window} 구간에서 상기 저주파 성분 신호의 기울기 값이 0.1로 산출되는 경우, 판단 모듈(230)은 상기 T_{window} 구간에서 상기 사용자가 수면을 유지하고 있는 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <61> 그러나, 도 5에서와 같이 T_{window} 구간에서 상기 저주파 성분 신호의 기울기 값이 1.5로 산출되는 경우, 판단 모듈(220)은 상기 T_{window} 구간에서 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <62> 상술한 두 가지의 경우에 따른 각각의 임계값, 즉, 최대값 및 최소값의 차를 이용하는 경우에 따른 임계값과 기울기 값을 이용하는 경우에 따른 임계값은 당업자의 판단에 따른 고정값일 수도 있고, 여러 단계의 값을 가질 수도 있으며, 가변값일 수도 있다. 특히, 상기 임계값을 사용자 별 신체 특성을 고려하여 당업자의 판단에 따라 경우에 따라 각기 다른 값을 갖도록 설정될 수도 있다.
- <63> 지금까지는 도 4 및 도 5를 통해 생체 신호의 저주파 성분 신호를 시간축 그래프를 통해 해석하는 방법을 설명하였다. 이하에서는 도 6 및 도 7을 참조하여본 발명의 다른 실시예에 따라, 생체 신호를 주파수 도메인 상에서 해석하는 방법을 설명한다.
- <64> 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따라 숙면 중인 사용자의 생체 신호를 주파수 도메인으로 변환한 그래프를 도시한 도면이다.
- <65> 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따라 깨어있는 상태인 사용자의 생체 신호를 주파수 도메인으로 변환한 그래프를 도시한 도면이다.
- <66> 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 생체 신호 처리 모듈(220)은 생체 신호 측정 모듈(210)로부터 수신하는 사용자의 생체 신호를 주파수 도메인을 갖는 그래프를 통해 해석할 수 있다. 예를 들어, 도 6 및 도 7의 상단에 도

시된 시간축 상의 생체 신호 그래프를 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform)하여 하단에 도시된 주파수 도메인을 갖는 생체 신호 그래프로 변환할 수 있다.

- <67> 이와 같이, 주파수 도메인을 갖는 생체 신호 그래프에서의 잡음 발생 여부는 각 주파수 대역에서의 생체 신호의 파워(Power)를 산출하여 감지할 수 있다. 상기 생체 신호의 파워는 주파수 도메인 그래프에서 각 주파수 대역의 생체 신호 면적을 산출함으로써 획득할 수 있다.
- <68> 앞서 설명한 바와 같이, 생체 신호 처리 모듈(220)은 생체 신호의 저주파 성분 신호 및 고주파 성분 신호 각각에 대하여 잡음을 감지할 수 있다. 사용자가 깨어있는 상태로 돌입하여 동작 잡음이 발생하는 경우, 도 3을 통해 설명한 바와 같이, 저주파 성분 신호에는 드리프트가 발생하고, 고주파 성분 신호에는 불규칙한 주파수를 갖는 잡음이 발생한다. 따라서, 상기 동작 잡음이 발생하는 경우 각 주파수 대역의 신호는 모두 파워가 증가하게 된다. 본 발명의 다른 실시예에 따른 수면 상태 감지 장치는 상기와 같은 원리를 이용하여 상기 생체 신호의 주파수 도메인 해석을 통해 상기 잡음 발생 여부를 감지할 수 있다.
- <69> 구체적인 예를 들면, 도 6에서 저주파 성분 신호의 주파수 대역(610)은 0.5Hz ~ 5Hz이고, 고주파 성분 신호의 주파수 대역(620)은 35Hz ~ 100Hz가 될 수 있다. 이 때, 저주파 성분 신호의 파워 임계값이 30,000이고, 고주파 성분 신호의 파워 임계값이 3,000이라 가정하면, 상기 각 주파수 대역에서의 파워값이 상기 각 임계값 이상으로 산출되는 경우 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <70> 만일, 도 6에서 저주파 성분 신호의 주파수 대역(610)에서의 파워값(면적)이 22,226으로 산출되고, 고주파 성분 신호의 주파수 대역(620)에서의 파워값(면적)이 1,892로 산출되는 경우, 상기 각 파워값은 모두 각각의 임계값 미만이므로, 판단 모듈(230)은 상기 사용자가 수면 중인 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <71> 이와 같이, 생체 신호 처리 모듈(220)은 각 주파수 대역에서의 파워값이 모두 임계값 미만인 경우만을 상기 생체 신호에 동작 잡음이 포함된 것으로 판단할 수도 있고, 각 주파수 대역에서의 파워값 중 어느 하나의 파워값만이 그 대역에서의 임계값 미만으로 산출되어도 상기 생체 신호에 동작 잡음이 포함된 것으로 판단할 수도 있다. 상기 수면 상태 판단 여부는 당업자의 판단에 따라 다양한 방법으로 구현될 수 있다.
- <72> 도 6에서와 같이 사용자가 수면 중인 상태에서는 각 주파수의 대역에서의 파워값이 임계값 미만으로 측정될 수 있으나, 상기 사용자가 깨어있는 상태인 경우 상기 각 주파수 대역에서의 파워값은 도 7에서와 같이 임계값 이상으로 측정될 수 있다. 도 7에 도시된 바와 같이, 사용자가 깨어있는 상태에서 측정된 생체 신호를 주파수 도메인 그래프로 변환하는 경우, 도 6의 그래프보다 각 주파수 대역 신호는 보다 큰 값을 갖게 된다.
- <73> 도 6의 경우에서와 같이, 도 7의 경우에서도 저주파 성분 신호의 주파수 대역(610)은 0.5Hz ~ 5Hz이고, 고주파 성분 신호의 주파수 대역(620)은 35Hz ~ 100Hz가 될 수 있다. 이 때, 저주파 성분 신호의 파워 임계값이 30,000이고, 고주파 성분 신호의 파워 임계값이 3,000이라 가정하면, 상기 각 주파수 대역에서의 파워값이 상기 각 임계값 이상으로 산출되는 경우 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <74> 만일, 도 7에서 저주파 성분 신호의 주파수 대역(710)에서의 파워값(면적)이 45,004로 산출되고, 고주파 성분 신호의 주파수 대역(720)에서의 파워값(면적)이 6,408로 산출되는 경우, 상기 각 파워값은 모두 각각의 임계값 이상이므로, 판단 모듈(230)은 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <75> 생체 신호 처리 모듈(220)은 상기 각 주파수 대역에서의 파워값이 모두 각 임계값 이상으로 측정되는 경우에만 상기 생체 신호에 동작 잡음이 포함된 것으로 판단할 수도 있고, 어느 하나의 주파수 대역에서의 파워값만이 그 대역의 임계값 이상으로 측정되는 경우에도 상기 생체 신호에 동작 잡음이 포함된 것으로 판단할 수도 있다. 이는 당업자의 판단에 따라 다양한 방법으로 구현될 수 있다.
- <76> 상술한 다양한 방법을 통해 판단 모듈(230)에서 판단한 상기 사용자의 깨어있는 상태의 횟수 정보를 포함하는 결과 데이터는 유무선 통신망(260)을 통해 휴대 단말기(271) 또는 PC(272) 등을 포함하는 소정의 원격 장치로 전송될 수 있다. 즉, 본 발명에 따른 수면 상태 감지 장치는 사용자의 생체 신호가 동작 잡음을 포함하는지 여부에 따라 상기 수면 중 사용자의 깨어있는 상태의 횟수 정보 데이터를 산출하는 동작만을 수행하고, 상기 깨어있는 횟수 정보 데이터에 따른 상기 사용자의 수면 상태 판단은 유무선 통신망을 통해 연결된 원격 장치가 수행하도록 구현될 수 있다.
- <77> 지금까지 설명한 바와 같이, 본 발명의 수면 상태 감지 장치에 따르면, 수면 중인 사용자의 생체 신호로부터 감지되는 잡음을 감지하는 동작만으로도 상기 사용자가 숙면 중인지, 아니면 깨어있는 상태인지 여부를 판단할 수 있다. 또한, 상기 사용자의 전체 수면 시간 동안 깨어있는 상태가 비정상적으로 많이 감지되는 경우, 상기 수

면 상태 감지 장치는 사용자에게 디스플레이 수단 또는 음향 출력 수단 등을 통해 수면 장애가 의심됨을 알릴 수도 있다.

- <78> 또한, 본 발명의 수면 상태 감지 장치는 상기 수면 중인 사용자의 깨어있는 상태를 감지하여 알람 신호의 재생 시간을 제어할 수 있다. 즉, 사용자가 설정한 알람 시간으로부터 소정의 시간(예를 들어 30분 이내) 내에 상기 사용자가 깨어있는 상태로 돌입하는 것이 감지되는 경우, 상기 수면 상태 감지 장치는 즉시 알람 신호를 재생할 수 있다. 이러한 경우, 상기 사용자는 얇은 수면 단계에서 보다 상쾌한 기분으로 빠르게 기상할 수 있다는 효과를 얻을 수 있다.
- <79> 또한, 본 발명에 의해 구현된 수면 중 깨어 있는(awake) 상태를 감지하는 기능을 바탕으로 추후의 수면 사이클을 예측할 수도 있다. 수면 중 잠의 단계는 일종의 사이클을 형성한다. 보통 초기의 첫 번째 사이클의 경우 깨어있는(awake) 상태에서 얇은 수면단계(수면 1단계 및 수면 2 단계), 깊은 수면 단계(수면 3단계 및 수면 4 단계)를 거쳐 다시 얇은 잠의 단계로 REM 수면 단계, 깨어 있는(awake) 단계로의 1 사이클(cycle)을 형성한다. 초기 사이클의 경우 보통 90분 정도 소요되는 것으로 널리 알려져 있다. 이후 주기가 짧아진 형태의 사이클이 반복되는데 뒤로 갈수록 깊은 잠의 상태는 없어진다. 이와 같은 통상적인 경향을 바탕으로 볼 때 측정된 깨어 있는(awake) 상태 사이의 간격을 추출하여 경향을 분석하면 추후 깨어 있는(awake) 단계가 어느 시점에 올 것인지 예측할 수 있다.
- <80> 이러한 하룻밤의 수면 자료들을 개인별 혹은 집단적으로 데이터베이스화하면 더욱 유용한 정보들을 추출할 수 있다. 예를 들어 통상적인 수면 중의 깨어 있는 패턴(awake pattern)에 대한 데이터베이스를 구축하는 경우, 상기 깨어 있는 패턴(awake pattern)에 대하여 발작, 하지 불안 증후군, 몽유병 등의 증상을 유추하는 효과를 기대할 수도 있다.
- <81> 도 8은 본 발명의 일실시예에 따라 생체 신호의 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값 차를 이용한 사용자의 수면 상태 감지 방법의 흐름을 도시한 순서도이다.
- <82> 본 발명의 일실시예에 따른 수면 상태 감지 장치는 수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정한다(단계(811)). 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 생체 신호로부터 저주파 성분 신호를 추출한다(단계(812)). 상기 수면 상태 감지 장치는 선정된 시간 구간에 대하여 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값을 산출한다(단계(813)). 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값의 차가 소정의 임계값 미만인 경우(단계(814)), 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 사용자가 상기 시간 구간에서 수면 상태인 것으로 판단한다(단계(815)). 단계(814)에서, 상기 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값의 차가 상기 임계값 이상인 경우, 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 사용자가 상기 시간 구간에서 깨어있는 상태인 것으로 판단한다(단계(816)).
- <83> 도 9는 본 발명의 일실시예에 따라 생체 신호의 저주파 성분 신호의 기울기 값을 이용한 사용자의 수면 상태 감지 방법의 흐름을 도시한 순서도이다.
- <84> 본 발명의 일실시예에 따른 수면 상태 감지 장치는 수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정한다(단계(911)). 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 생체 신호로부터 저주파 성분 신호를 추출한다(단계(912)). 상기 수면 상태 감지 장치는 선정된 시간 구간에 대하여 상기 저주파 성분 신호의 기울기 값을 산출한다(단계(913)). 상기 저주파 성분 신호의 기울기 값이 소정의 임계값 미만인 경우(단계(914)), 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 사용자가 상기 시간 구간에서 수면 상태인 것으로 판단한다(단계(915)). 단계(914)에서, 상기 저주파 성분 신호의 기울기 값이 상기 임계값 이상인 경우, 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 사용자가 상기 시간 구간에서 깨어있는 상태인 것으로 판단한다(단계(916)).
- <85> 도 10은 본 발명의 다른 실시예에 따라 생체 신호의 주파수 도메인 분석에 따른 사용자의 수면 상태 감지 방법의 흐름을 도시한 도면이다.
- <86> 본 발명의 다른 실시예에 따른 수면 상태 감지 장치는 수면 중인 사용자의 생체 신호를 측정한다(단계(1011)). 상기 수면 상태 감지 장치는 시간 도메인으로 측정된 상기 생체 신호 그래프를 주파수 도메인을 갖는 생체 신호 그래프로 변환하여 분석한다(단계(1012)).
- <87> 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 주파수 도메인 그래프에서, 상기 생체 신호의 저주파 성분 신호의 파워를 산출한다(단계(1013)). 상기 저주파 성분 신호의 파워가 제1 임계값 미만인 경우(단계(1014)), 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 사용자가 수면 상태인 것으로 판단한다(단계(1017)). 단계(1014)에서, 상기 저주파 성분 신호의 파워가 제1 임계값 이상인 경우, 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단

한다(단계(1018)).

- <88> 또한, 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 주파수 도메인 그래프에서, 상기 생체 신호의 고주파 성분 신호의 파워를 산출한다(단계(1015)). 상기 고주파 성분 신호의 파워가 제2 임계값 미만인 경우(단계(1016)), 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 사용자가 수면 상태인 것으로 판단한다(단계(1017)). 단계(1016)에서, 상기 고주파 성분 신호의 파워가 제2 임계값 이상인 경우, 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단한다(단계(1018)).
- <89> 이때, 상기 수면 상태 감지 장치는 상기 저주파 성분 신호의 파워 및 상기 고주파 성분 신호의 파워가 모두 각 임계값 이상으로 측정되는 경우에만 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수도 있고, 상기 각 파워 중 어느 하나만 그에 해당하는 임계값 이상으로 측정되는 경우에도 상기 사용자가 깨어있는 상태인 것으로 판단할 수 있다.
- <90> 비록 간단히 설명하였으나, 지금까지 도 8 내지 도 10을 통해 설명한 본 발명의 수면 상태 감지 방법은 도 2 내지 도 7을 통해 설명한 본 발명의 수면 상태 감지 장치에 따른 수면 상태 감지 동작을 모두 포함하여 구현될 수 있다.
- <91> 또한, 본 발명에 따른 수면 상태 감지 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 상기 매체는 프로그램 명령, 데이터 구조 등을 지정하는 신호를 전송하는 반송파를 포함하는 광 또는 금속선, 도파관 등의 전송 매체일 수도 있다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.
- <92> 지금까지 본 발명에 따른 구체적인 실시예에 관하여 설명하였으나, 본 발명의 범위에서 벗어나지 않는 한도 내에서는 여러 가지 변형이 가능함은 물론이다.
- <93> 그러므로, 본 발명의 범위는 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 안되며, 후술하는 특허청구의 범위뿐 아니라 이 특허청구의 범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

발명의 효과

- <94> 본 발명의 수면 상태 감지 장치 및 방법에 따르면, 수면 중인 사용자의 생체 신호로부터 소정의 잠음이 감지되는 경우, 상기 사용자가 깨어있는(awake)상태의 수면 단계에 돌입한 것으로 판단함으로써, 추가의 생체 신호 측정 장치 필요 없이 생체 신호 측정 중 발생하는 잠음 신호만으로도 수면의 질을 판단할 수 있도록 하는 효과를 얻을 수 있다.
- <95> 또한, 본 발명의 수면 상태 감지 장치 및 방법에 따르면, 생체 신호의 잠음 발생을 통해 수면 중인 사용자의 깨어있는 단계를 감지 및 예측하여 상기 사용자가 설정한 알람 시간의 범위 내에서 상기 사용자가 깨어있는 상태에 돌입하였을 때 알람을 수행함으로써, 사용자가 기상 시간을 최적화할 수 있는 효과를 얻을 수 있다.
- <96> 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

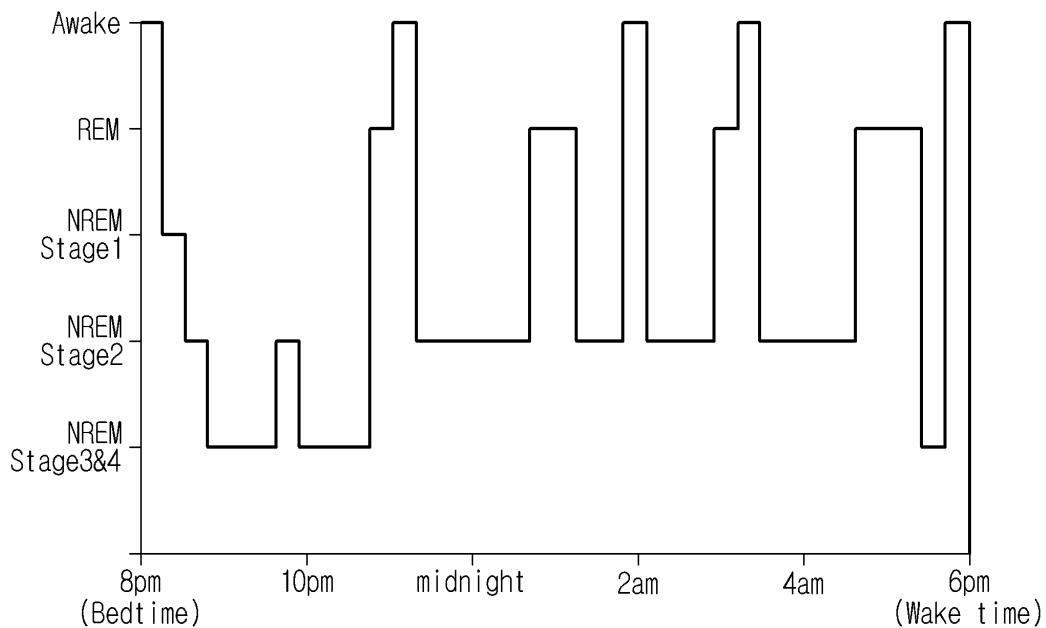
도면의 간단한 설명

- <1> 도 1은 수면다원검사(polysomnography, PSG)를 바탕으로 분류되는 수면 단계를 도시한 그래프.
- <2> 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 수면 상태 감지 장치의 구성을 도시한 블록도.

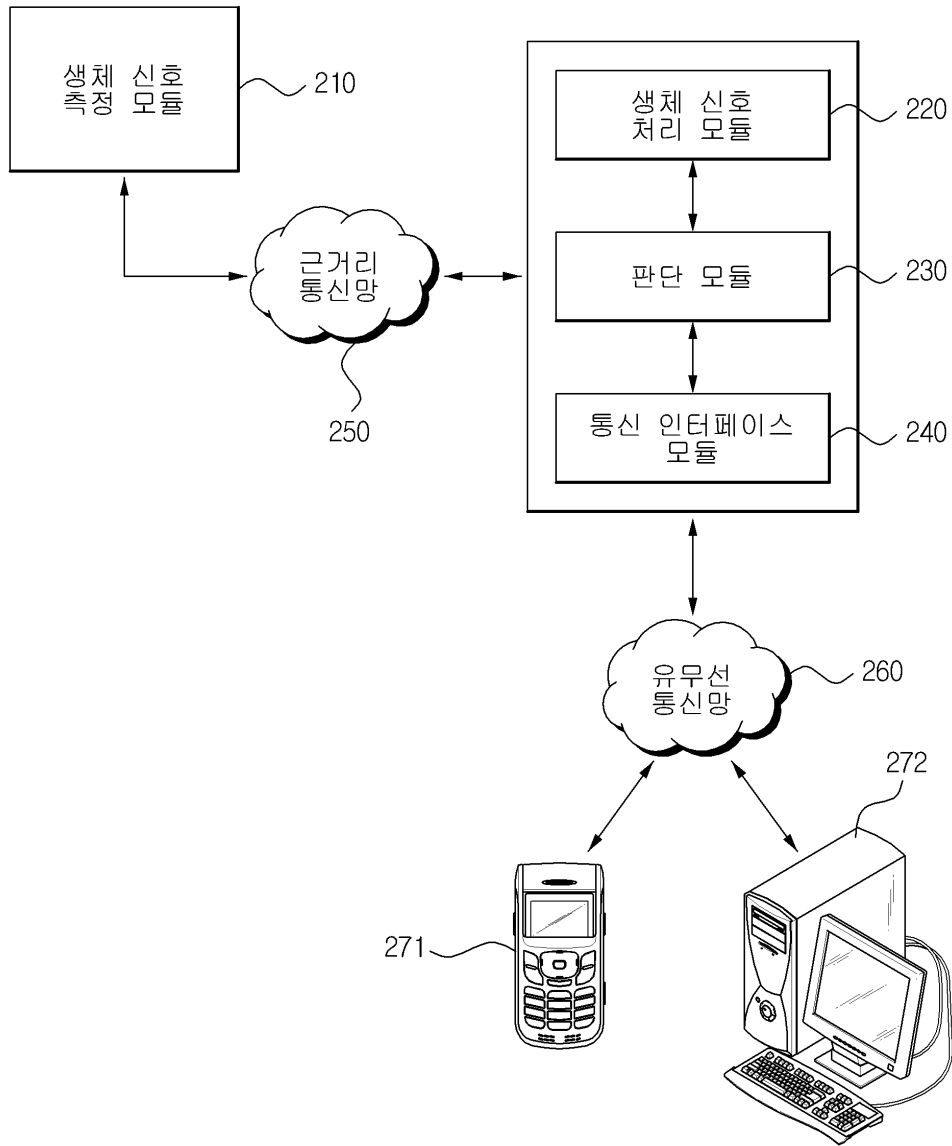
- <3> 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 신호 그래프 및 잡음이 발생한 경우의 생체 신호 그래프를 도시한 도면.
- <4> 도 4는 본 발명의 일실시예에 따라 숙면 중인 사용자의 생체 신호로부터 저주파 성분 신호를 추출하여 시간축으로 나타낸 그래프를 도시한 도면.
- <5> 도 5는 본 발명의 일실시예에 따라 깨어있는 상태인 사용자의 생체 신호로부터 저주파 성분 신호를 추출하여 시간축으로 나타낸 그래프를 도시한 도면.
- <6> 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따라 숙면 중인 사용자의 생체 신호를 주파수 도메인으로 변환한 그래프를 도시한 도면.
- <7> 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따라 깨어있는 상태인 사용자의 생체 신호를 주파수 도메인으로 변환한 그래프를 도시한 도면.
- <8> 도 8은 본 발명의 일실시예에 따라 생체 신호의 저주파 성분 신호의 최대값 및 최소값 차를 이용한 사용자의 수면 상태 감지 방법의 흐름을 도시한 순서도.
- <9> 도 9는 본 발명의 일실시예에 따라 생체 신호의 저주파 성분 신호의 기울기 값을 이용한 사용자의 수면 상태 감지 방법의 흐름을 도시한 순서도.
- <10> 도 10은 본 발명의 다른 실시예에 따라 생체 신호의 주파수 도메인 분석에 따른 사용자의 수면 상태 감지 방법의 흐름을 도시한 도면.
- <11> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>
- <12> 210 : 생체 신호 측정 모듈
- <13> 220 : 생체 신호 처리 모듈
- <14> 230 : 판단 모듈
- <15> 240 : 통신 인터페이스 모듈

도면

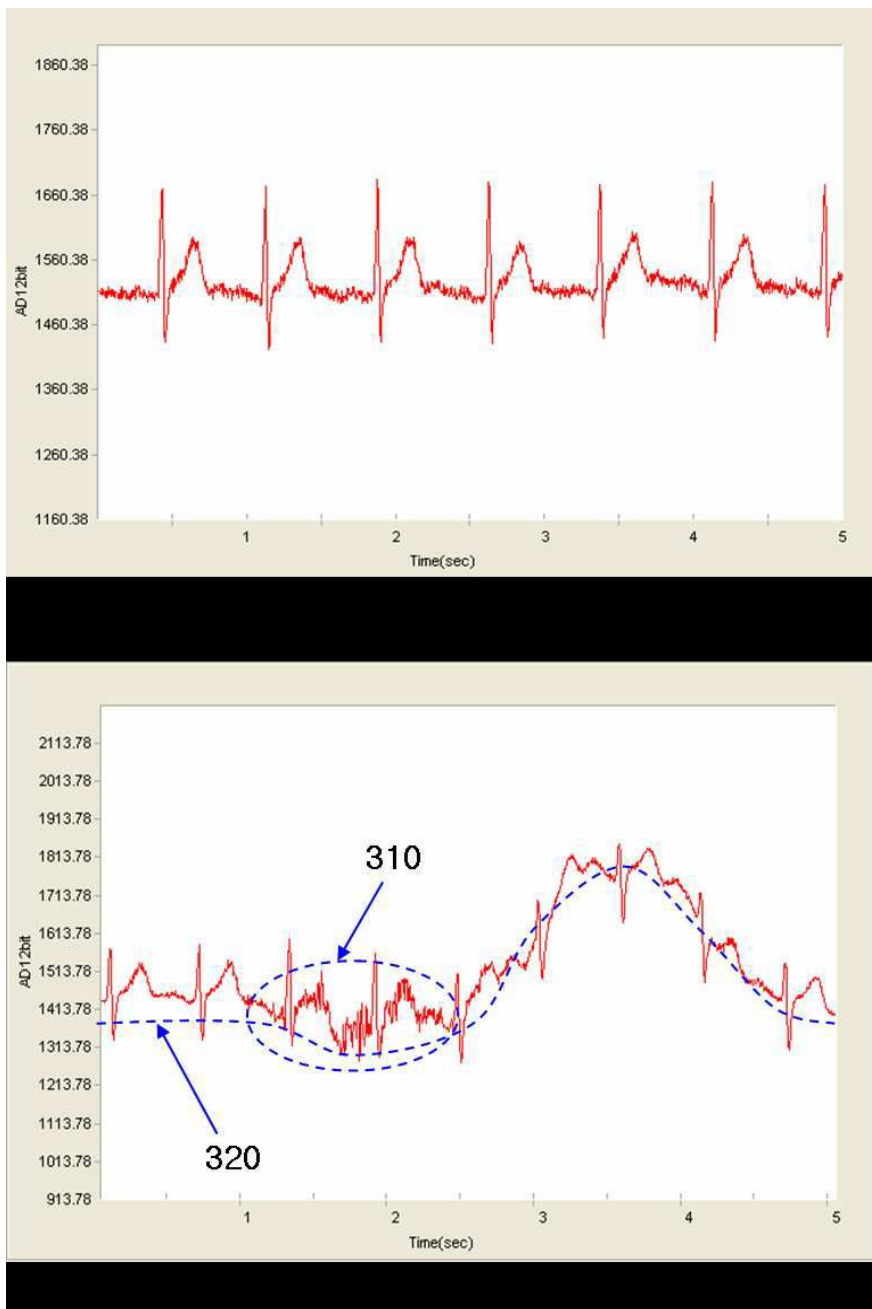
도면1



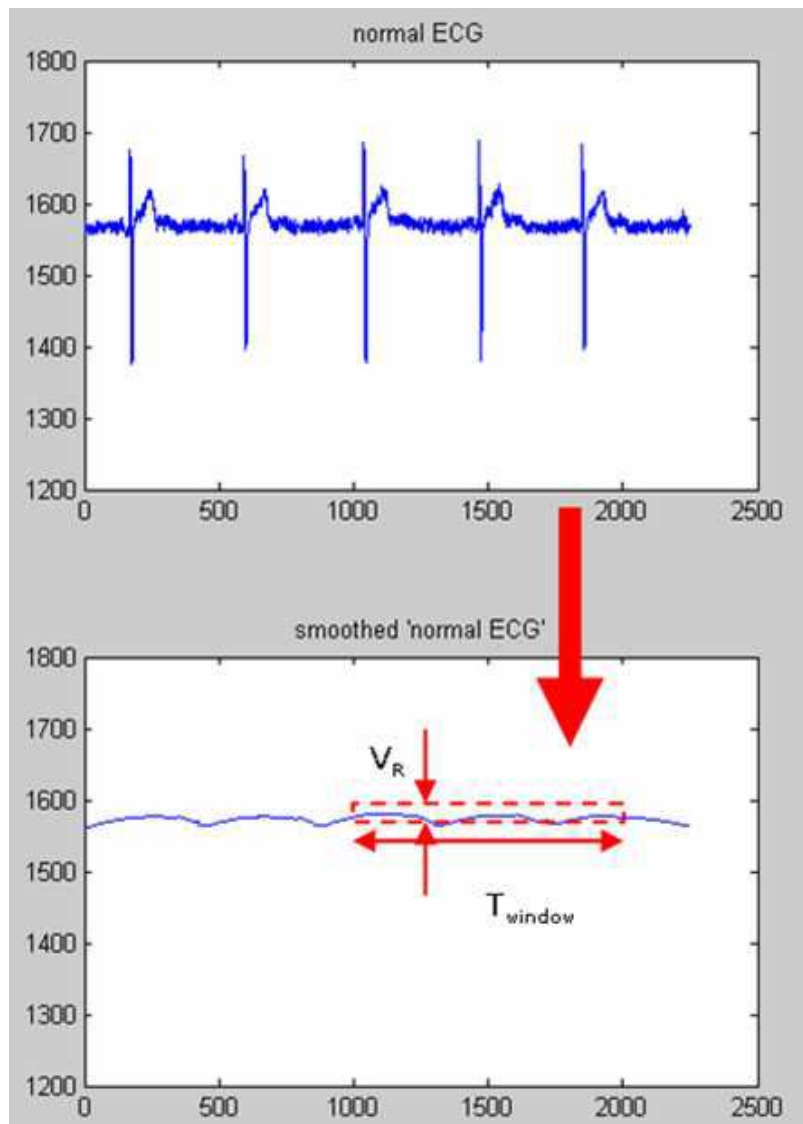
도면2



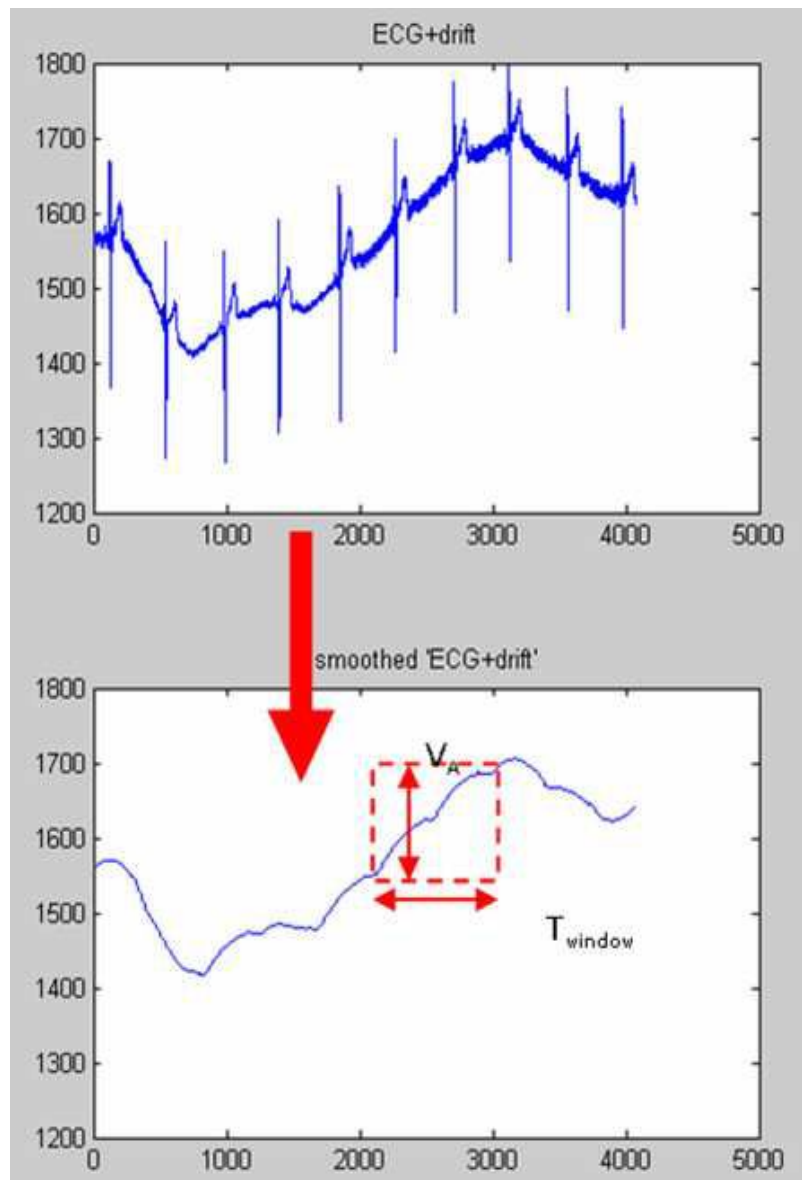
도면3



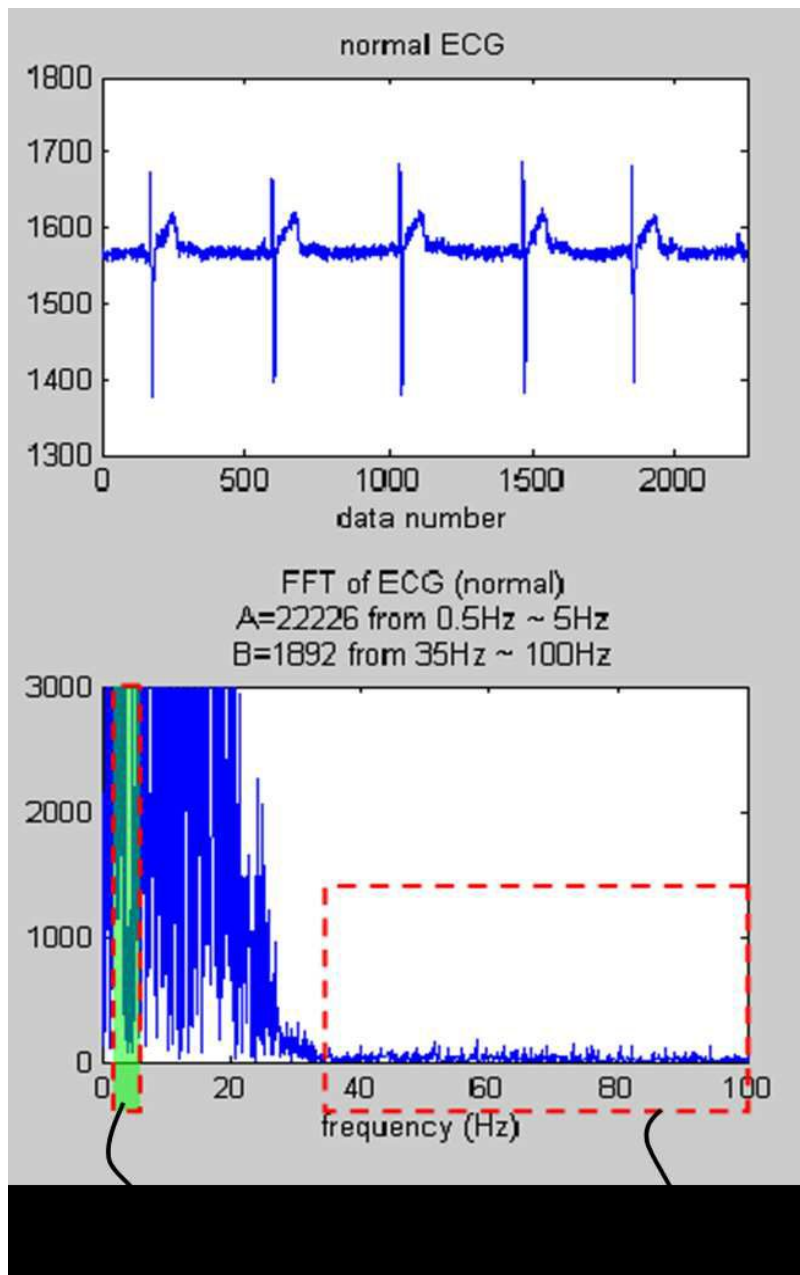
도면4



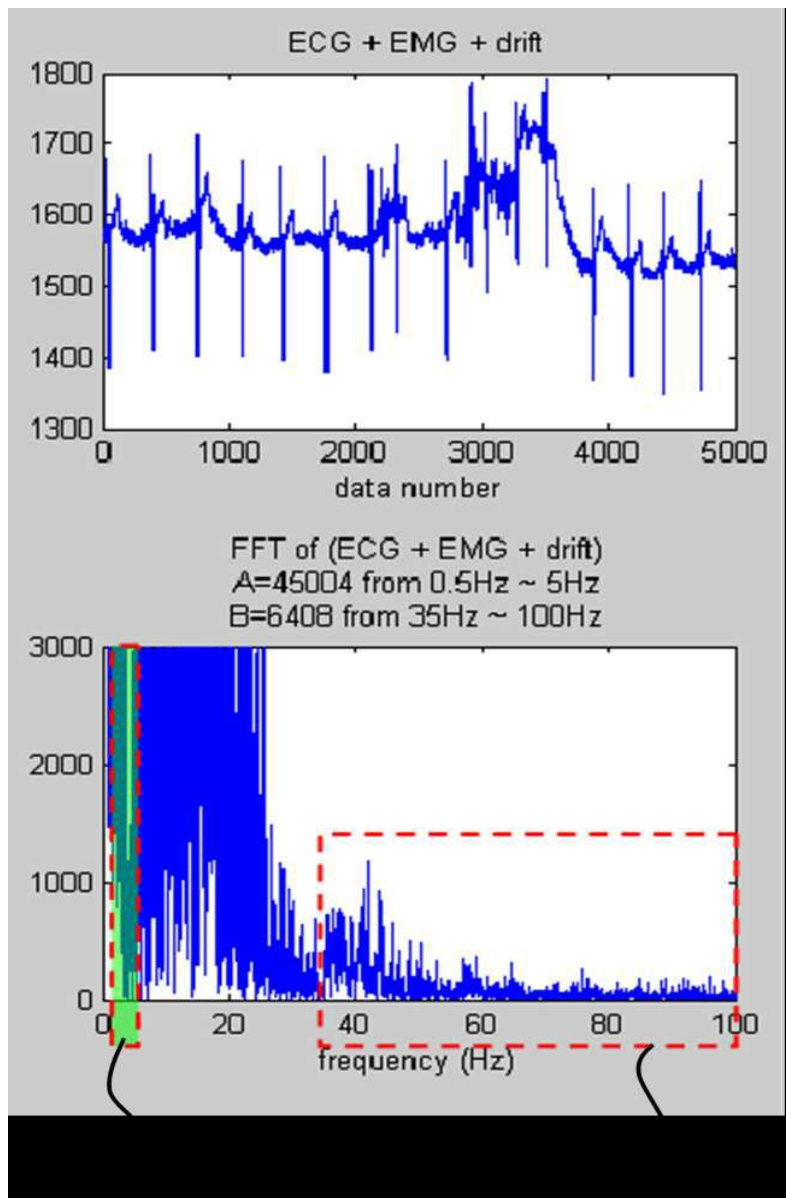
도면5



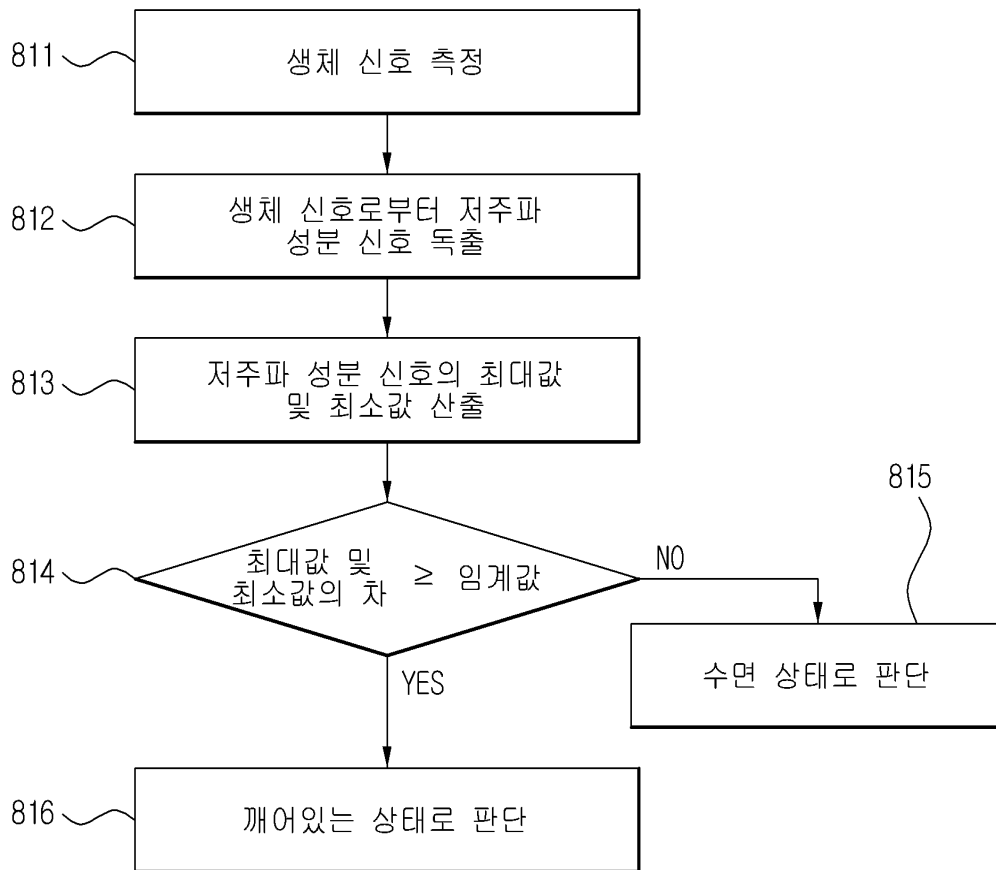
도면6



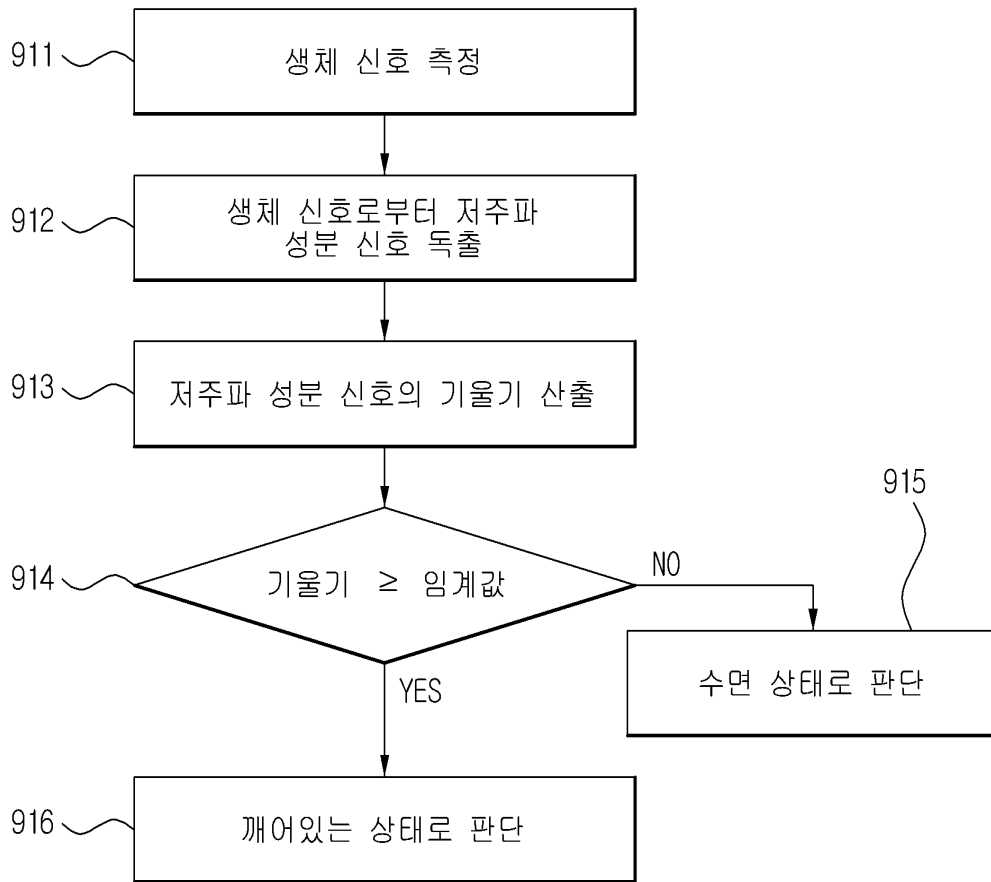
도면7



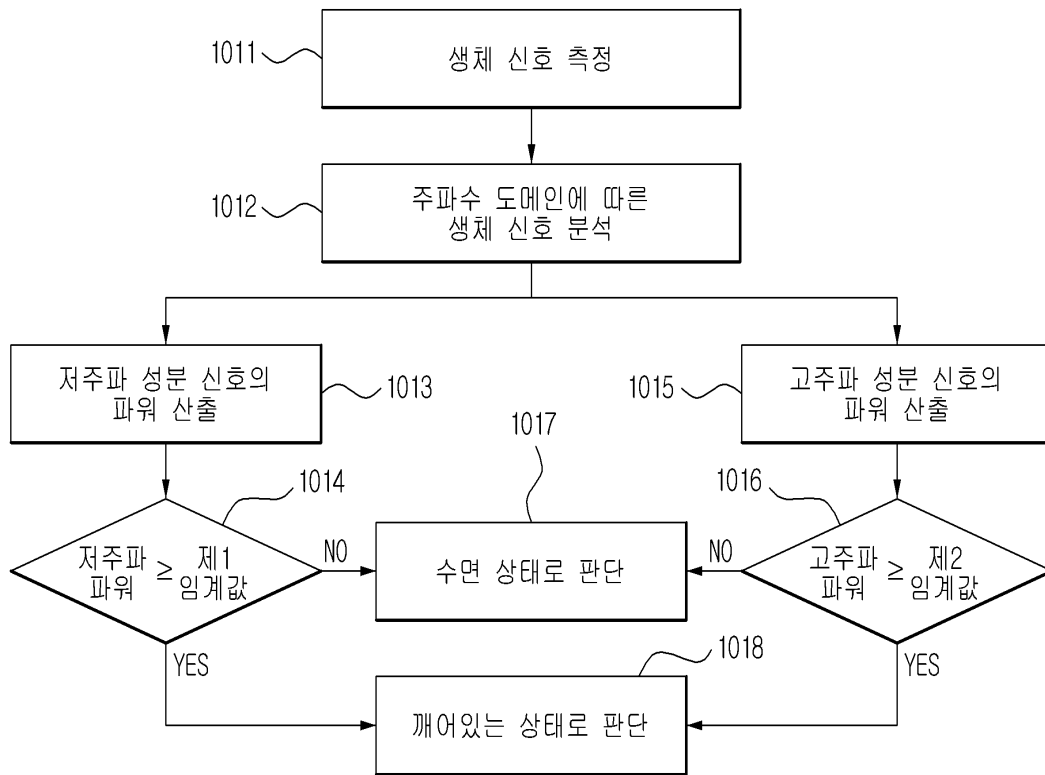
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	睡眠状态传感装置及其方法		
公开(公告)号	KR100809041B1	公开(公告)日	2008-03-03
申请号	KR1020060055603	申请日	2006-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	KIM JONG PAL 김종팔 SHIN KUN SOO 신건수 BAE SOO HYUN 배수현 LEE MI HEE 이미희		
发明人	김종팔 신건수 배수현 이미희		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/11 A61B5/0533 A61B5/4815 A61B5/0002 A61B5/0402 A61B5/4812 A61B5/02416 A61B5/4809		
其他公开文献	KR1020070120827A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的睡眠状态感测方法包括：测量睡眠用户的生物信号；确定生物信号中是否包括预定的运动伪影；并且当操作噪声包括在生物信号中时确定用户处于清醒状态。

