



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2009년11월20일
(11) 등록번호 10-0927643
(24) 등록일자 2009년11월12일

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/08 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2006-0017269

(22) 출원일자 2006년02월22일

심사청구일자 2007년02월28일

(65) 공개번호 10-2007-0084901

(43) 공개일자 2007년08월27일

(56) 선행기술조사문헌

JP17152310 A*

JP17160650 A*

KR1020040013374 A

KR1020060005092 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

(주)한별메디텍

전라북도 전주시 덕진구 팔복동2가 716-10 전주
첨단도시산업단지 내 테크노빌 비동 201-205호

(72) 발명자

임재중

전라북도 전주시 완산구 서신동 765-1 현대아파트
105-701

박윤화

전북 전주시 덕진구 금암1동 1545-15번지

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

정세성

전체 청구항 수 : 총 1 항

심사관 : 유창용

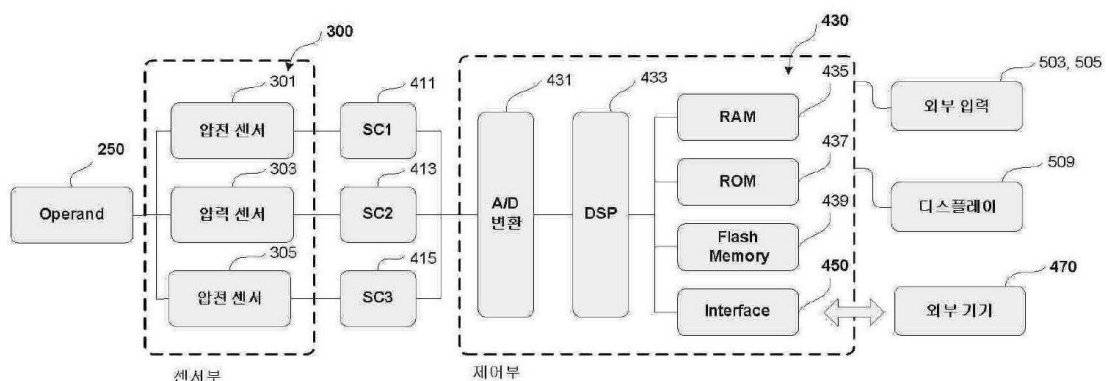
(54) 무구속 수면상태 판단 장치

(57) 요약

수면 중 심박 및 호흡 성분을 포함하는 미묘한 진동 및 소리 성분을 압력센서나 압전센서를 이용하여 무구속 상태로 검출, 분석함으로써 수면 상태에 대한 지표를 판단하는 장치 및 그 방법에 대해 개시된다. 이 장치는 맥박과 호흡성분을 포함하는 미세한 진동 및 소리 신호를 아날로그 신호 처리하여 출력하는 센서부를 포함하는 생리신호 검출부, 상기 생리 신호를 디지털 신호 처리하여 종합적인 수면 지표에 대한 정량적인 파라미터 값을 도출하는 생리신호 분석부, 검출된 생리신호 및 도출된 파라미터와 정량적인 수면 지표를 나타내는 디스플레이부, 데이터 통신을 위한 신호 인터페이스부, 상기 측정 장치 전원을 공급하는 전원부를 구비하는 것을 특징으로 한다.

본 장치 및 방법은 신체에 직접적인 접촉이나 구속 없이 생체신호를 획득하여 수면 중 신체에 착용해야 하는 불편을 주지 않으며 무자각 상태에서 측정이 가능하므로 실제 생활에서의 적용이 용이하며, 특히 수면 상태에 대한 정량적인 지표를 제공함으로써 생활패턴의 조절을 유도하거나 고혈압, 당뇨병, 뇌졸중의 원인으로도 지목되고 있는 수면장애로 인한 피로, 집중력 저하 등을 개선하여 생산성 향상을 통한 경제적 효과 뿐만 아니라 교통 사고율 감소 및 건강관리와 연계하여 의료비 절감의 효과를 가져올 수 있을 것이다.

대표도



(72) 발명자

양희경

대전 서구 변동 254-48 햇님빌라 202호

이주현

전북 완주군 용진면 신지리 대영아파트 105동 611호

엄윤섭

전북 전주시 덕진구 금암1동 665-15 거성빌라 3층 207호

박영배

서울 강남구 개포3동 185번지 주공아파트 708동301호

허웅

서울특별시 동작구 사당3동 169-32 현대아파트 1-1203

민홍기

인천 남구 도화2동 177번지 인천대 정보통신공학과

김덕원

서울 양천구 신정6동 목동아파트13단지 1327-1401

특허청구의 범위

청구항 1

삭제

청구항 2

삭제

청구항 3

사용자의 수면 중 맥박, 호흡, 체동, 코골이를 포함한 생체신호를 무구속, 무자각으로 검출하는 센서부; 상기 센서부에서 검출된 생체신호 및 수면상태를 정량적 수면지표로 나타내는 디스플레이부; 상기 센서부에서 검출된 생체신호 및 수면상태 데이터를 외부기기으로 전송하는 인터페이스부; 상기 각 부에 전원을 공급하는 전원부; 상기 센서부에 의해 감지된 맥박과 호흡성분을 포함하는 미세한 진동 및 소리 신호를 아날로그 신호 처리하는 아날로그 신호처리부; 및 상기 아날로그 신호처리부에서 출력된 아날로그 생체신호를 디지털 신호로 변환하여 저장하고, 롬(ROM)에 저장된 수면상태 판단 알고리즘 연산 과정을 거친 후 수면상태를 평가할 수 있는 파라미터를 도출하고, 도출된 파라미터를 이용해 사용자의 수면상태를 정량적인 지표로 판단하는 제어부로 구성하되,

상기 센서부는 사용자의 호흡, 체동 정도를 얻기 위한 하나 이상의 압전센서를 포함하는 제1압전센서군과, 상기 압전센서로부터 측정된 체동 정보를 정량화하기 위한 하나 이상의 압력센서와, 사용자의 코골이를 측정하기 위하여 사용자의 머리가 놓이는 부분에 위치된 제2압전센서군으로 구성되고,

상기 제어부는 입력된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 A/D 변환부와, 상기 A/D 변환부에서 변환된 디지털 센싱신호를 저장하는 RAM과, 상기 A/D 변환부에 입력된 각 신호를 입력받은 데이터를 기초로 수면상태 판단 알고리즘 연산 과정을 통해 수면상태를 평가할 수 있는 파라미터를 도출하고, 도출된 파라미터를 이용해 사용자의 수면상태를 정량적인 지표로 판단하는 DSP와, 상기 DSP에 수면상태 판단 알고리즘을 저장하고 제공하는 ROM과, 상기 DSP에서 연산된 결과 데이터를 저장하는 플래시 메모리로 구성된 무구속 수면상태 판단장치에 있어서,

상기 압전센서는 신호를 측정하는 압전필름과 압전필름에 신호를 전달할 수 있도록 상기 압전필름의 상단 표면에 고무재질을 부착하여 센서에 인가되는 신호를 압전필름에 전달하는 역할을 하며, 압전필름에 사용자로부터 인가된 체중에 의한 압력을 제거하기 위한 보정 물체를 포함하여 구성된 것을 특징으로 하는 무구속 수면상태 판단장치.

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

삭제

청구항 7

삭제

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <20> 본 발명은 수면 중 발생하는 생체 정보를 이용하는 것으로 압력센서와 압전센서를 이용하여 심장박동, 호흡, 코골이, 그리고 체동(몸 움직임)을 무구속 상태에서 검출하기 위해 수면 패드에 적용하여 수면 상태를 실시간으로 분석함으로써, 깨어난 후 그 날의 수면 상태에 대한 정량적인 지표를 제공하는 장치 및 방법에 대한 것이다.
- <21> 현대 사회는 야간의 빛이나 소음공해, 야간근무 증가 등의 원인으로 수면이상이나 수면장애를 가진 인구가 증가하고 있으며 이러한 수면의 질적 저하는 신체적 질환은 물론 졸음에 의한 사고로 연결되므로 쾌적한 수면환경조성이 요구된다.
- <22> 숙면을 취하지 못했을 때는 일상생활 중 일의 집중력과 성취도가 떨어지고 졸음 운전으로 인한 자동차 사고의 위험이 높으며 집단생활에서 다른 사람과 같이 잠을 자려고 하지 않으므로 인간관계에 소극적이며 내성적으로 되기 쉽다.
- <23> 보통 사람의 3명 중 1명은 일생 동안 한 번 이상의 불면증을 겪고 있으며 남성보다는 여성이 조금 많고 나이가 들어 65세가 넘어가면 이전보다 1.5배 정도 많아진다.
- <24> 우리나라에서는 5명 중 1명에서 주 3회 이상 불면증을 겪는 것으로 조사됐으며, 연령별로 차이를 보여 15세~24세는 10%에 불과하나 75세 이상은 20%로 2배나 많다.
- <25> '수면장애'에 해당되어 병원치료를 받아야 하는 환자도 10명 중 1명 풀이지만 실제 불면증 환자 중 5% 정도가 전문가를 찾는 것이 문제이다. 수면장애 중에서 가장 흔하면서 심각함에도 불구하고 간과되고 있는 폐쇄성 수면무호흡증은 흔히 낮에 과도하게 졸음이 오거나 또는 피로와 집중력 저하, 심한 코골이 등의 증세가 나타나는데, 병원을 찾은 40세 이후 중년 성인 약 6천 여명을 대상으로 한 연구 결과에 의하면 비만과 무관하게 고혈압, 심장병, 뇌졸중의 독립된 위험인자로 밝혀졌고 교통사고 위험률도 정상인에 비해 7배나 높은 것으로 보고되고 있다.
- <26> 주어진 시간 내에 숙면을 취할 수 있는 수면방법을 찾거나 가장 편안하고 쾌적하게 잠잘 수 있는 수면환경을 개선했기 위해 수면 중 발생하는 인간의 신체나 정신적인 변화를 측정, 판단할 수 있는 여러 방법들이 요구되고 있다. 현재 국제적으로 널리 이용되고 있는 수면의 단계는 A. Rechtschaffen and A. Kales에 의해 표준화되었는데 수면 1단계부터 4단계까지와 얇은 잠인 램(REM, rapid eye movement) 수면 및 깊은 잠인 논램(non-REM) 수면으로 분류되어 있으며, 이러한 수면상태를 판정하는 방법으로는 심전도, 뇌파, 호흡, 근전도, 안구운동, 몸 뒤척임 등을 검출하여 검출파형으로부터 수면심도를 추정하는 방법이 잘 알려져 있다.
- <27> 특히, 이러한 생체 신호의 분석에 의한 수면심도의 분류뿐만 아니라 코골이도 수면을 방해하는 생활 습관 병으로 분류되고 있는데 역학조사에 의하면 코골이는 단순한 수면방해뿐 아니라 수면무호흡증으로 발전할 가능성이 높고 심혈관계, 뇌혈관 관련 질환, 고혈압, 당뇨병 등의 원인이 되며, 비만인구의 증가로 코골이 환자는 계속적으로 증가 추세에 있다.
- <28> 그러나, 현재 수면 상태의 판단을 위한 방법에 있어서는 상기 언급한 생체신호들을 검출하기 위하여 다수의 센서들을 직접 피부에 부착하여야 하며 각 센서마다 계측기 본체와 연결된 선에 의해 수면시간 동안 구속상태에 있어야만 한다는 단점이 있다.
- <29> 또한, 많은 채널의 생체 정보를 필요로 하기 때문에 효율적이고 경제적인 수면분석을 위해서는 수면생리신호의 기록과 분석방법에 있어 수면단계 분류를 위한 간편하면서도 신뢰성 있는 방법이 요구되고 있다.
- <30> 이러한 문제점들을 해결하기 위해 몇몇 연구들이 진행되었으나 아직도 해결되어야 할 많은 부분들이 존재하고 있다.
- <31> "심박/호흡 측정장치(대한민국 특허공개 10-2003-0083422, 일본 특허공개 P2004-173725A)"는 심장박동 및 호흡을 측정하는 장치로서 발진회로의 발진주파수 변화를 검출하여 심장박동 및 호흡 성분으로부터 심박 주기, 심박수, 호흡주기, 호흡수 등을 산출하는 장치이다.
- <32> 이는 인체를 구속하지 않고 심박수와 호흡수를 측정할 수는 있으나 항상 센서 위치에 피험자의 몸이 위치해 있어야 한다는 제한적인 요소가 있으며 LC발진회로를 생리신호측정에 적용하므로 전자파의 영향에 대한 검토가 필요하다.
- <33> 또한 이러한 방법으로 측정된 생리신호에 의해 수면심도를 측정할 수 있도록 구현된 알고리즘(일본 특허 P2004-

89267A)은 인체의 심장박동 및 호흡을 포함하는 생리신호를 센서로 검출하여 심장박동, 호흡, 체동에 의한 수면 심도를 추정하여 수면단계만을 분석, 제공하는 알고리즘으로 수면심도에 따른 수면상태에 대한 추가적인 정보는 제공되지 않는다.

<34> 침대에 누운 상태에서 무자각으로 심전도와 호흡을 동시에 측정할 수 있도록 고안된 장치인 "심전도 및 호흡 무자각 동시 측정 방법 및 그 장치(대한민국 특허번호 10-2004-0013374)" 및 저체중아나 영유아의 생리신호를 측정하여 체온, 심박수, 호흡수 및 심전도에서 추출된 체동으로 이상상태 유무를 감지할 수 있는 장치(일본 공개특허번호 P2002-224051A)는 전도성 섬유 패치에 피험자의 상체 및 다리가 반드시 접촉되어야 심전도 측정이 가능하므로 무 접촉 측정이 아니며 수면 중인 피험자의 움직임이 제한적이므로 실제 적용에는 한계가 있다.

<35> 또한, 액체를 주입한 튜브를 판 사이에 끼워 베개에 설치하고 튜브의 물의 압력변화를 압력센서로 측정하여 사용자의 심박수 및 호흡수를 측정하는 장치(일본 공개특허번호 P2005-205023A)는 센서부가 항상 머리와 접촉이 되어 있어야 측정이 가능하다는 제한점을 가지고 있다.

<36> 손목에 착용하는 "손목 시계형 수면상태판정장치(일본 특허공개번호 2005-279113)"는 손가락에 압력센서를 부착하여 맥박간격 데이터를 취득하며, 손바닥에 가속도센서를 부착하여 수면상태를 판정하는 장치로서 자율신경지표 및 체동상태를 평가하여 수면상태와 체동, 무호흡, 부정맥 빈도를 알려주는 장치이지만 수면 중에 센서를 착용하여야 하므로 완전한 무구속, 무자각이라 할 수 없으며, 간호체계의 수고를 덜기 위해 침상 위 환자의 동태를 측정감시하기 위한 시스템(Ohkubo et al, 'A system for Measuring Movement of a Patient Using Capacitance-type Sensors')은 총 64개의 측정점을 가지는 매트가 체중에 의해 가라앉는 분포를 3차원적 위치 및 압력의 정보가 포함된 전기적 용량분포에서 알아내어 매트 위의 몸의 위치와 체위변화를 추정하는 장치로 몸 전체의 위치나 체위에 관한 정보 이외에 수면에 대한 정보는 제공하지 않는다.

<37> 상기에서 볼 수 있듯이 수면상태 판단을 위한 생체정보의 수집 및 분석 장치에서 해결하여야 할 중요한 요소들은 자유로운 수면 상태에서의 미세하게 변화하는 생체정보를 무구속으로 정확하게 검출할 수 있는 센서의 배치 및 적용 문제, 검출된 생체 정보로부터 중요하고 의미 있는 파라미터를 도출하는 문제, 도출된 파라미터를 이용하여 정량적인 수면 상태 평가 지표를 제공하는 문제, 간편하게 사용할 수 있는 용이성의 문제 등 해결하여야 할 부분들을 들 수 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<38> 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 심장박동, 호흡, 코골이, 그리고 체동을 검출하기 위해 압력센서와 압전센서를 패드에 적용하여 무구속 상태에서 미세한 진동 및 소리에 대한 생체 정보를 획득하고, 수면 중에는 이를 수면 패드에 적용하여 수면 상태를 실시간으로 측정하고, 깨어난 후에는 그 날의 수면 상태를 정량적 지표로 나타낼 수 있는 장치 및 방법을 제공하는데 있다.

발명의 구성 및 작용

<39> 상기의 목적을 달성하기 위한 본 발명의 구성은 신체부위로부터 검출된 맥박, 호흡성분 및 코골이를 포함하는 미세한 진동 및 소리 신호를 아날로그 신호 처리하여 출력하는 압전이나 압력센서를 포함하는 센서부, 상기 센서부에서 신호 처리된 상기 생리신호를 디지털 신호 처리하여 맥박 간격과 호흡성분, 코 고는 소리 및 체동 신호로부터 호흡수, 맥박수, 호흡 한 주기당 맥박수 비율, 총 수면시간, 심 수면시간, 수면 중 뒤척임, 기상 후 상쾌함 등을 포함한 종합적인 수면지표에 대한 정량적인 파라미터 값을 도출하는 생리신호 분석부, 검출된 생리신호 및 도출된 파라미터와 정량적인 수면 지표를 나타내는 디스플레이부, 데이터 통신을 위한 신호 인터페이스부, 상기 측정 장치 전원을 공급하는 전원부로 구성된다.

<40> 이하, 본 발명에 의한 무구속 수면상태 판단 장치의 구성과 동작 및 그 장치에서 수행하는 수면상태 판단 방법을 첨부한 도면들을 참조하여 다음과 같이 설명한다.

<41> 도 1은 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 실시예를 나타낸 측면도이다.

<42> 무구속 수면상태 판단 장치를 이용해 수면 쾌적성을 판단하기 위해서는, 제어부(도 4의 430)를 포함하는 외부장치와 센서부(300)가 내장된 패드를 연결하고, 외부장치에 있는 전원 버튼을 눌러 전원을 인가하고, 사용자(250)는 센서부(300)를 포함하는 패드가 장착된 매트(100) 위에 눕는다. 매트(100)에는 하나 이상의 압전센서(301)와 하나 이상의 압력센서(303)를 분포시켜 수면 시 사용자가 눕는 위치에 제한을 받지 않고 호흡, 맥박, 체동 신호를 측정할 수 있도록 구성하고, 매트 중 사용자(250)의 머리가 놓여지는 상단에 넓게 배치된 마이크 형

태의 압전 센서(305)는 사용자의 머리부분에서 코골이나 이갈이 소리를 검출할 수 있도록 구성하여, 제어부(430)를 포함하는 외부장치에 연결한다. 패드 전면에 넓게 분포된 센서부(300)를 이용해 장시간 동안 사용자(250)가 패드에 누웠을 때부터 일어날 때까지의 각 센서들로부터의 출력을 검출, 분석하여 호흡, 맥박, 코골이 및 체동에 대한 정보를 도출하고, 도출된 신호들은 제어부의 RAM(도 4의 435)에 저장된다. 저장된 데이터들은 수면지표 분석 알고리즘을 통한 연산 처리 과정을 거친 후 다양한 정량적인 수면 상태에 대한 지표를 계산하고, 기상 후에는 그 날의 수면상태에 대한 다양한 정량적인 지표를 디스플레이부(509)를 통해 디스플레이 한다.

<43> 도 2는 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 구성을 나타내며, 도1에서 개시한 내용을 포함하며, 장치의 구성을 살펴보면, 본 발명에 의한 사용자(250)로부터 다양한 생리 신호를 측정하기 위해 하나 이상의 압전센서(301)와 하나 이상의 압력센서(303), 및 소리를 측정할 수 있는 압전센서(305)로 구성된 센서부(300), 및 제어부(430)를 포함하는 외부장치로 구분될 수 있다.

<44> 센서부(300)는 패드 전면에 넓게 분포되어 있는 하나 이상의 압전센서(301)와 하나 이상의 압력센서(303)를 이용하여 사용자(250)로부터 다양한 생리신호를 검출한다. 또한, 사용자(250)의 머리가 놓이는 부분에 코골이나 이갈이 신호를 검출하는 압전센서(305)를 별도로 부착하여 사용자로부터 수면 중 나타나는 코골이, 이갈이 정보를 검출하며, 제어부(430)를 포함하는 외부장치는 센서부(300)로부터 측정된 사용자의 생리신호를 분석하여 수면 상태에 대한 다양한 파라미터를 검출하고 기상 후에는 그 날의 수면상태를 다양한 정량적 지표로 도출하는 기능을 수행하며, 도출된 지표들은 디스플레이부(509)를 통해 디스플레이된다.

<45> 제어부(430)를 포함하는 외부장치와 센서부(300)를 연결하는 케이블을 이용하여 센서부(300)와 외부장치를 연결하고, 외부장치에 있는 전원버튼(501)을 이용하여 장치를 구동시키고, 조작상태에 대한 표시는 상태 표시 LED(507)를 이용해 확인한다. 장치의 조작이 끝난 후 패드 위에 사용자가 누워 수면을 취하게 되고, 수면 시간 동안 센서부(300)로부터 출력되는 두 종류의 압전센서로부터 출력되는 신호와 압력센서 신호는 제어부(430)를 포함하는 외부장치와 센서부(300)를 연결하는 케이블을 통해 제어부를 포함하는 외부장치에 인가되고, 인가된 신호는 다양한 신호처리 후 수면 상태를 정량화 할 수 있는 파라미터를 도출하고, 도출된 파라미터 분석을 통해 사용자의 수면 상태를 판단하고 이를 디스플레이부(509)를 통해 디스플레이 한다.

<46> 도 3은 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 센서부(300)를 나타내며, 여러종류의 압전센서(301,305)와 압력센서(303)의 배치를 보여주는 전면도(도3a)와 압전센서의 세부도(도3b) 및 압력센서의 세부도(도3c)이다.

<47> 패드 전면에 넓게 분포된 센서부(300)는, 사용자(250)의 호흡, 맥박, 체동 정도를 얻기 위한 하나 이상의 압전센서(301)와 압전센서(301)로부터 측정된 체동 정보를 정량화 하기 위한 하나 이상의 압력센서(303) 및 코골이 또는 이갈이 소리를 측정하기 위한 압전센서(305)를 사용자의 머리가 놓이는 부분에 별도로 구성되어 있으며, 사용자(250)의 신체에 직접적인 접촉이나 구속이 없는 편안한 상태에서 세부적인 생체 신호를 획득한다.

<48> 본 발명에서 구성된 센서부(300)와 관련하여,

<49> 압전센서(301)는, 인가되는 기계적인 힘을 전기 신호로 변환하는 센서이며, 인가되는 압력을 유지하는 형태가 아니고 다시 복원이 되는 용량성 센서이므로 압전센서(301)에 인가된 압력을 유지하는 시간은 측정하고자 신호 성분에 큰 영향을 준다. 즉, 압전센서(301)의 면적이나 길이는 콘텐서 성분으로 대체가 가능한데, 압전센서(301)의 면적이나 길이에 따라 이 콘텐서 성분이 달라지게 된다. 또한 압전센서(301)의 출력을 측정하기 위해서는 출력부에 부하 저항이 필요하게 되는데, 압전센서(301)를 대체하는 콘텐서 용량과 압전센서 출력부 부하 저항은 조합을 이뤄 고역통과 필터의 형태가 된다. 따라서 측정하는 신호에 따라 압전센서(301)의 콘텐서 용량을 고려하여 부하저항을 설정해야만 측정하고자 하는 신호들의 감쇄 및 왜곡이 일어나지 않게 된다.

<50> 또한 압전센서(301)는 신호를 측정하는 압전 필름(321)과 압전 필름(321)에 신호를 전달할 수 있도록 상단에 고무 재질(311)을 부착하여 센서에 인가되는 신호를 압전 필름(321)에 전달하는 역할을 하며, 압전 필름(321)에 사용자로부터 인가된 체중에 의한 압력을 제거하기 위한 보정 물체(331)를 두는 형태로 구성된다. 여기서 압전 필름의 크기가 콘텐서 용량을 결정짓는 인자이기도 하다.

<51> 압전센서(301)는 머리부분과 몸통부분으로 나누어 분포되는데, 몸통부분에 넓게 분포된 센서는 맥박, 호흡, 및 체동 신호를 측정하여, 측정된 신호들 중 맥박, 호흡 신호들은 피크점을 검출하여 일정 시간 동안 변화되는 호흡수 맥박수를 계산하고, 체동 신호를 분석함으로써 사용자가 수면 중 움직인 정도를 판단한다. 또한, 머리부분에 분포된 압전센서(305)는 수면 중 사용자의 코골이 또는 이갈이 신호를 검출하고, 검출된 신호를 분석하여 사용자(250)가 수면 중 코골이나 이갈이 정도를 판단할 수 있다. 따라서 몸통 부분에 분포된 압전센서(301)의 수가 많을수록 사용자(250)가 수면 상태 중 체동의 변화를 세분화할 수 있고, 사용자(250)의 수면 자세에 대한 영

항 없이 호흡, 맥박, 및 체동 신호와 같은 다양한 생리 신호를 측정할 수 있다.

- <52> 압력센서(303)는 인가되는 압력 신호를 전기 신호로 변환하는 센서이다. 본 장치에 사용되는 압력센서는 인가되는 압력을 지속적으로 유지해 주는 저항성 센서라는 점에서 압전센서(301)의 출력과는 차이를 보인다.
- <53> 압력센서는 센서에 인가되는 압력 변화는 스트레인게이지 형태의 회로부(313)를 통해 전기적 신호로 변환되고, 압력센서 회로를 지지하는 세라믹 재질의 센서 받침(323), 압력센서 회로부(313)에 인가되는 압력을 전달이 잘 되도록 Gel(343)을 채우고, 측정이 반복됨에 따라 용기(333)내의 Gel(343)의 밀도가 달라지지 않기 위해 센서의 상단부를 에폭시 처리부(353)로 가공하게 된다. 압력센서(303)로부터 측정되는 신호는 각 센서들마다 놓리는 힘을 찾을 수 있게 되고, 이 정보를 이용하여 체동이 일어날 때의 크기를 지속적으로 판단하는 정보를 제공한다. 따라서 압력센서(303)의 수가 많을수록 체동을 좀 더 세분화하여 측정할 수 있다.
- <54> 도 4는 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 블록도를 나타낸다.
- <55> 도 4의 블록도 구성을 살펴보면, Operand에 해당하는 사용자(250)로부터 다양한 생체신호를 측정하기 위한 몸통 부분에 분포된 적어도 하나 이상의 압전센서(301)와 적어도 하나 이상의 압력센서(303) 및 머리부분에 놓인 압전센서(305)를 함께 이용해 측정된 신호는 SC1(311), SC2(313), 및 SC3(315)에 해당하는 아날로그 신호 처리부에 의해 맥박, 호흡, 코골이 및 체동 성분으로 분리되고, 제어부(430)의 A/D 변환부(431)에 의해 디지털 신호로 변환되어 RAM(435)에 저장되며, 제어부의 ROM(437)에 저장된 수면상태 판단 알고리즘 연산 과정을 거친 후 수면상태를 평가할 수 있는 파라미터를 도출하고, 도출된 파라미터를 이용해 사용자의 수면상태를 정량적인 지표로 판단한다. 또한 기상 후에는 그 날의 수면상태에 대한 정량적인 지표를 디스플레이부(509)를 통해 디스플레이하고, 그 결과는 주 제어부의 Flash memory(439)에 저장되며, 외부기기(470)와의 인터페이스(450)를 통해 휴대용 PDA 또는 PC에 저장된다.
- <56> 도 5는 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치를 구동시키기 위한 전원부 회로도를 나타낸다.
- <57> 도 5에 나타난 회로도의 구성을 살펴보면, 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치를 이용하여 생체신호를 측정하기 위해서는 안정된 전원 공급 장치와 입출력 사이의 전원분리가 필요하다. 본 장치는 생체신호를 측정하는 장비이므로 사용자(250)의 신체에 직접 접촉하여 측정하는 신호들이 아니더라도, 측정 환경 및 장치의 오동작으로 인해 사용자(250)에 전기쇼크가 일어날 가능성을 제거하고, 전원 공급에 이상이 생길 경우 아날로그 신호 처리부와 제어부(450)를 구성하는 전자부품(들)의 손상을 방지한다. 따라서 본 장치는 아답터(11)로부터 인가되는 전원을 두 개의 정전압 변환장치(13, 15)에 공급하고, 각각 출력되는 정전압을 전원분리 전(13)과 전원분리 후(15)의 전원으로 분리하여 아날로그 신호 처리부(411, 413, 415)와 제어부(430)를 구동시킨다.
- <58> 도 6은 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치에서 사용되는 압전센서(301)와 압력센서(303)로부터 출력되는 다양한 생체 신호를 호흡, 맥박, 코골이 및 체동 신호로 분리하는 아날로그 신호 처리를 담당하는 회로도를 나타낸다.
- <59> 도 6a는 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 센서부 중 몸통 부분에 분포된 압전센서(301)로부터 측정된 신호를 호흡, 맥박, 및 체동 신호로 분리하는 아날로그 신호 처리부이다. 압전센서(301)에 적절한 부하 저항을 연결(21)하여 측정하고자 하는 모든 신호를 받아들일 수 있도록 설정하고, 압전센서(301)로부터 측정된 신호는 호흡, 맥박, 및 체동 신호로 분리하기 위해 세 가지의 회로에 각각 입력으로 인가된다.
- <60> 첫째, 압전센서(301) 출력으로부터 호흡 신호를 분리하는 아날로그 신호 처리부를 살펴보면,
- <61> 압전센서(301)로부터 출력된 신호 중 호흡 신호를 분리하기 위해 차단주파수 0.5Hz의 저역통과 필터(23)를 사용하여 0.5Hz 이상의 고대역 노이즈를 제거하고, 차단주파수 0.1Hz의 고역통과 필터(25)를 이용하여 0.1Hz 이상의 저대역 노이즈를 제거한다. 노이즈가 제거된 신호는 신호 분리를 위한 신호분리증폭기(isolation amp, 27)를 사용하여 사용자(250)에게 전기쇼크가 일어날 가능성을 제거하였다. 입력부와 분리된 호흡 신호는 공급 전원 이상 포화되지 않을 정도의 증폭도를 설정하여 증폭(29)을 하며, 동시에 사용되는 연산 증폭기의 특성으로 인해 생긴 베이스라인의 변동을 영점으로 다시 조절하는 증폭기(29)를 설계한다. 압전센서(301)로부터 분리된 호흡 신호는 제어부의 A/D 변환부(도 4의 431)의 아날로그 입력 단자에 입력되어 디지털 신호로 변환된다.
- <62> 둘째, 압전센서(301) 출력으로부터 맥박 신호를 분리하는 아날로그 신호 처리부를 살펴보면,
- <63> 압전센서(301)로부터 출력된 신호 중 맥박 신호를 분리하기 위해서, 차단 주파수 15Hz의 저역통과 필터(33)를 사용하여 고대역 노이즈를 제거하고, 차단 주파수 5Hz의 고역통과 필터(35)를 사용하여 저대역 노이즈를 제거한다. 노이즈가 제거된 신호는 신호 분리를 위한 신호분리증폭기(isolation amp, 37)를 사용하여 사용자(250)에게

전기쇼크가 일어날 가능성을 제거하였다. 입력부와 분리된 맥박 신호는 공급 전원 이상 포화되지 않을 정도의 증폭도를 설정하여 증폭을 하며, 동시에 사용되는 연산 증폭기의 특성으로 인해 생긴 베이스라인의 변동을 영점으로 다시 조절이 가능한 증폭기(39)를 설계한다. 압전센서(301)로부터 분리된 맥박 신호는 제어부의 A/D 변환부(도 4의 431)의 아날로그 입력 단자에 입력되어 디지털 신호로 변환된다.

<64> 마지막으로, 압전센서(301) 출력으로부터 체동 신호를 분리하기 위해 차단 주파수 1Hz의 저역통과 필터(43)를 사용하여 1Hz 이상의 고대역 노이즈를 제거하고, 신호 분리증폭기(isolation amp, 45)에 의해 신호 분리를 하게 된다. 입력부와 분리된 체동 신호는 사용자(250)의 체중에 의한 영향으로 인해 공급 전원 이상으로 포화되지 않도록 증폭도를 설정하여 증폭을 하며, 동시에 연산 증폭기의 특성으로 인해 생기는 베이스라인의 변동을 영점으로 다시 조절할 수 있는 증폭기(47)를 설계한다. 압전센서(301) 입력으로부터 분리된 신호는 제어부의 A/D 변환부(도 4의 431)의 아날로그 입력 단자에 입력되어 디지털 신호로 변환된다.

<65> 도6b는 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 압력센서(303)로부터 측정된 체동 신호는 두 개의 극성을 가진 신호이며, 센서로부터 입력된 두 신호는 아날로그 신호 처리부의 입력부에 입력된다. 입력되는 두 신호를 차동 증폭회로(51)의 입력으로 인가하면 동상에 해당하는 잡음 성분은 제거되고, 두 신호의 차이만 증폭되며, 차동 증폭기(51)의 증폭도는 입력저항(R44=R47)과 피드백 저항(R42=R49)의 비로 조절된다. 초기 증폭된 신호는 고대역의 노이즈를 제거하기 위해 차단주파수가 1Hz인 저역통과 필터(53)를 통과시켜 체동 분석에 불필요한 신호들을 제거하고 신호 분리를 위해 신호분리증폭기(isolation amp, 55)를 사용한다. 입력부와 분리된 아날로그 신호는 공급 전원 이상 포화되지 않을 정도의 증폭도를 설정하여 2차 증폭을 하며, 동시에 사용되는 연산 증폭기의 특성으로 인해 생긴 베이스라인의 변동을 영점으로 다시 조절할 수 있는 증폭기(57)를 통과 시키고, 압력 센서(303) 아날로그 신호 처리부로부터 출력된 체동 신호는 제어부(도 4의 430)의 A/D 변환부(도 4의 431)의 아날로그 입력 단자에 입력되어 디지털 신호로 변환된다.

<66> 도6c는 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 머리부분에 분포된 압전센서(305)로부터 측정된 코골이, 이같이 신호(61)로부터 차단 주파수 1kHz의 저역통과 필터(63)를 사용하여 1kHz 이상의 고대역 노이즈를 제거하고, 차단 주파수 300Hz의 고역통과 필터(65)를 사용하여 300Hz 이하의 저대역 노이즈를 제거한다. 노이즈가 제거된 코골이 신호는 신호 분리를 위한 신호분리증폭기(isolation amp, 67)를 사용하고, 입력부와 분리된 코골이 신호는 공급 전원 이상 포화되지 않을 정도의 증폭도를 설정하여 증폭한다. 압전센서(305) 입력으로부터 분리된 코골이, 이같이 신호는 제어부의 A/D 변환부(도 4의 431)의 아날로그 입력 단자에 입력되어 디지털 신호로 변환된다.

<67> 도 7은 본 발명에 따른 수면상태 판단 장치의 생리신호, 파라미터 및 정량적인 수면 지표 디스플레이 화면을 나타낸다.

<68> 본 발명에 따른 수면상태 판단 장치를 이용하여 생리신호를 측정하여, 디지털 신호처리를 거친 호흡, 맥박 및 체동 신호는 디스플레이부(509)를 통해 디스플레이된다(G1). 측정된 신호를 디지털 신호처리를 하여, 맥박수, 호흡수, 체동 정도, 코골이 정도를 분석하게 되고, 이를 바탕으로 깊은 수면, 수면 습관, 정상 수면 지수 등을 디스플레이한다(G5). 분석된 신호들을 바탕으로 취침 및 기상 시간을 체크하여 전체 수면 시간을 계산하여 디스플레이한다(G9). 측정된 신호들을 바탕으로 분석된 파라미터들을 이용해 수면 쾌적성 지수를 평가하고(G7), 종합적으로 건강 수면 지수를 체크하게 된다(G3).

<69> 도 8은 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 입력부(503, 505), 상태표시부(505), 디스플레이부(509)를 포함하는 제어부(430)를 나타낸 회로도이다.

<70> 도 8에 나타난 회로도를 살펴보면, 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치에서 장치에 전원을 인가할 때 사용하는 전원버튼(501), 장치의 구동을 조작하기 위한 조작버튼(503), 장치가 구동되는 상태를 표시하기 위한 상태표시 LED(505), 본 발명에 의해 정량화 된 수면상태 및 기상 후에 정량화된 수면상태 판단 지표들을 디스플레이 하기 위한 디스플레이부(509), 및 장치를 PC 또는 PDA와 같은 외부기기(470)에 연결할 때 사용하는 외부 인터페이스 단자(450)로 구성되어 있다.

<71> 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치에 전원을 인가할 때 사용하는 전원버튼(501)을 이용하여 장치를 구동하고, 장치의 전원 상태, 데이터 전송 상태 등을 표시하기 위한 상태 표시 LED(507)를 이용해 본 장치의 상태를 나타낸다.

<72> 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치는 데이터를 저장할 수 있는 RAM(도 4의 435) 및 프로그램을 저장할 수 있는 ROM(도 4의 437)이 내장된 Micro controller 칩 두 개를 사용하여 제어한다.

- <73> 제어부는 몸통부분에 분포된 압전센서(301)로부터 출력된 호흡 및 맥박 신호를 아날로그 입력 단자의 입력으로 받아 디지털 변환을 하게 되고, 제어부의 ROM(도 4의 437)에 저장된 연산 프로그램을 이용해 호흡수와 맥박수를 검출한다.
- <74> 또한 몸통부분의 압전센서(301)와 압력센서(303)로부터 출력된 체동 신호는 제어부(도 4의 430)의 아날로그 입력단자의 입력으로 받아들여 디지털 변환을 하게 되고, 제어부의 ROM(도 4의 437)에 저장된 연산 프로그램을 이용해 사용자(250)가 수면 중에 뒤척임 정도를 정량화하여 제어부의 RAM(도 4의 437)에 저장된다.
- <75> 그리고 머리 부분의 압전센서(305)로부터 측정된 코골이, 이갈이 신호는 제어부에 의해 디지털 변환되어 수면시간동안 사용자가 얼마나 많은 코골이, 이갈이 빈도가 있었는지를 정량적으로 판단할 수 있는 연산 프로그램을 이용해 정량화 되어 제어부의 RAM(도 4의 437)에 저장된다.
- <76> 각각 저장된 호흡수, 맥박수, 코골이 정도, 체동 정도는 수면상태 판단 알고리즘을 이용해 수면 중 한 호흡수당 나타나는 맥박수의 비율, 총 수면시간, 심 수면시간 및 수면 중 뒤척임 등을 분석하여 수면 중 수면상태를 정량적으로 판단하고, 기상 후에는 그 날의 수면상태에 대한 정량적인 지표를 디스플레이부(509)를 통해 디스플레이한다.
- <77> 또한 정량화된 데이터들은 제어부(71)내의 내의 인터페이스 단자를 통해 PC나 PDA등과 같은 외부기기에 전송이 가능하다.
- <78> 상기에 사용된 제어부(430) 중 제어부(71)는 8 비트로 데이터를 연산하고, 16개의 아날로그 입력 단자를 가지고 있으며, 내장된 A/D 변환부(도 4의 431)는 10비트의 해상도를 가진다.
- <79> 또한 상기 제어부(71)는 7개의 입출력 포트를 가지고 있어 외부 인터페이스를 활용하여 데이터 저장 및 A/D 변환을 통한 데이터 처리를 통해 입, 출력 할 수 있고 LCD와 같은 디스플레이 장치(509)를 통한 디스플레이가 가능하다.
- <80> 그리고 제어부(430) 자체에 내장된 시리얼 통신 포트와 적외선 포트를 활용하여 PC 또는 PDA와 같은 외부기와 데이터 송수신이 가능하다.
- <81> 제어부(71)에 입력된 데이터 처리는 내부에서 자체적으로 가능하지만, 데이터 저장 메모리를 확장하고, 디스플레이용 LCD를 연결하기 위해 메모리 맵핑이 필요하다.
- <82> 메모리 맵핑을 하기 위해서는 어드레스/데이터 버스를 이용해야 하는데 AVR은 어드레스(16비트)/데이터(8비트) 방식이고, 하위 어드레스와 데이터가 같은 핀을 사용하기 때문에 래치(73)를 이용하여 데이터와 어드레스를 분리한다. 데이터 저장 메모리와 LCD를 메모리 맵핑하기 위해 칩 선택팅 신호를 만들기 위해 디코더(75)를 이용하여 신호를 만들어 준다.
- <83> 도 9는 본 발명에 따른 수면상태 판단 장치로부터 수면 상태 판단을 위한 파라미터 및 도출 방법을 나타낸다.
- <84> 본 발명에 따른 수면상태 판단 장치로부터 측정되는 호흡, 맥박, 코골이, 체동 신호들은 다양한 방법으로 수면 상태 판단 파라미터를 유도한다.
- <85> 본 장치로부터 측정된 호흡 및 맥박 신호(D1)는 디지털 신호처리를 이용해 트랜드를 제거하고(D3), 각 신호들의 시작점과 Peak를 각각 검출하게 되고(D5), 이를 이용하여 일정 시간동안 나타나는 호흡수 및 맥박수를 계산하게 된다(D7). 계산된 호흡수와 맥박수의 비율을 이용해 한 호흡당 나타나는 맥박수를 계산하게 되고(D9), 이는 수면 상태를 판단하는 유용한 파라미터로 사용된다.
- <86> 또한 본 장치로부터 측정된 코골이 신호는(D11), 알고리즘에서 설정된 Threshold 값을 이용하여 측정된 신호와 비교하여(D13), Threshold 이상 값으로 출력되는 코골이 신호를 체크하여(D15), 수면 시간 동안 코골이 빈도를 검출하게 되고(D17), 이 결과는 수면 쾌적성을 판단하는 파라미터로 이용된다.
- <87> 본 장치로부터 측정된 체동 신호(D21)는, 몸통 부분에 분포된 하나 이상의 압전센서(301)로부터 출력되는 체동 신호와 하나 이상의 압력센서(303)로부터 출력되는 체동 신호들의 조합을 통해 3방향의 벡터를 형성하게 되고(D23), 이를 근거로 수면 시간 동안 일어나는 체동 빈도 및 체동 크기를 분석하게 되고(D25), 이를 이용해 수면 시간 동안 체동 정도를 판단(D27)하여 수면 시간 동안 사용자의 뒤척임 정도를 판단하여 수면 쾌적성을 판단하는 파라미터로 사용된다.
- <88> 도 10은 본 발명에 따른 수면상태 판단 장치에서 도출된 각 파라미터를 이용한 생리심리 지표 판단 방법을 나타

낸 흐름도이다.

<89> 본 발명에 따른 수면상태 판단 장치를 이용해 사용자(250)로부터 다양한 생체신호 측정을 시작(F1)하게 되면, 전원버튼(도 8의 501), 조작 버튼(도 8의 503)에 의해 조작된 값들이 제어부(도 4의 430)의 외부 입력으로 인가 되고(F3), 몸통 부분에 분포된 하나 이상의 압전센서(301)와 압력센서(303) 및 머리부분에 분포된 압전센서(305)를 이용해 몸 전체에서 다양한 생체신호를 획득하고(F5), 획득한 신호는 압전센서(301, 305)와 압력센서(303)의 아날로그 신호 처리부를 이용해 호흡, 맥박, 코골이 및 체동 성분으로 분리된다(F7). 분리된 호흡, 맥박, 코골이/이갈이, 및 체동 신호는 제어부(도 4의 430)의 A/D 변환부(도 4의 431)의 아날로그 입력 단자에 입력되어 디지털 신호로 변환된다(F9). 디지털 신호로 변환된 호흡, 맥박, 코골이, 및 체동 신호는 디지털 고역통과 필터를 사용하여 트렌드를 제거한 후(F11), 디스플레이부(도 4의 509)에 디스플레이 된다(F12). 신호 처리된 호흡 신호는 점선-교점 방법을 이용해 일정 시간 동안 나타나는 호흡수를 계산하고, 맥박수는 맥박 신호의 peak 검출을 통해 맥박수를 계산한다(F13). 신호 처리된 코골이 신호는 threshold 전압을 정한 후 threshold 전압 이상의 신호가 일어나는 빈도와 신호 레벨을 판단하여 코골이 지수를 검출한다(F15). 신호 처리된 압전센서(301)와 압력센서(303)로부터 측정된 체동 신호들을 조합하여 체동의 빈도와 체동의 이동 방향 등을 이용하여 수면 중 일어나는 사용자의 체동 정도를 분석하게 된다(F17). 상기에서 검출된 호흡수, 맥박수, 코골이 지표, 체동 분석 결과를 이용하여 생리 심리 판단을 위한 파라미터를 추출하고(F19), 검출된 파라미터를 조합하여 수면 시에는 수면 쾌적성을 정량적으로 판단하여(F20), 수면 상태 지수를 디스플레이부(도 4의 509)에 디스플레이한다(F21). 또한 실시간을 분석된 수면 상태 지수를 종합하여 기상 후 수면상태 지표 분석(F23)에 이용되며, 이 결과는 기상 후 수면 상태 지표를 디스플레이부(도 4의 409)를 통해 디스플레이한다.

발명의 효과

<90> 본 발명에 의한 무구속 생리신호 측정장치는 수면패드에 압전센서와 압력센서를 배치함으로써 신체부위에 직접적인 접촉 없이 무구속 상태에서 생리신호를 획득할 수 있는 장치이므로 사용자가 움직임 등에 대한 구속이 없이 무자각으로 측정이 이루어지므로 수면을 방해하지 않으며 실제 적용이 용이할 것이다.

<91> 특히 무구속 상태에서 측정된 생리신호에서 맥박, 호흡, 코골이, 그리고 체동을 산출하여 수면상태를 나타내는 총 수면시간, 수면심도, 기상 후 상쾌도 등을 포함하는 수면지수를 정량적으로 사용자에게 제공해 줌으로써 그 날의 신체상태나 수면 후 상태에 맞추어 생활패턴을 조절하도록 유도할 수 있는 장치이다. 이는 고혈압, 당뇨병, 뇌졸중의 원인으로도 지목되고 있는 수면장애로 인한 피로, 집중력 저하 등을 개선할 수 있도록 일상적인 수면상태관찰을 통하여 수면환경개선을 유도함으로써 생산성 향상으로 인한 경제적 효과는 물론 건강관리와 연계되어 의료비 절감의 효과를 가져올 수 있다.

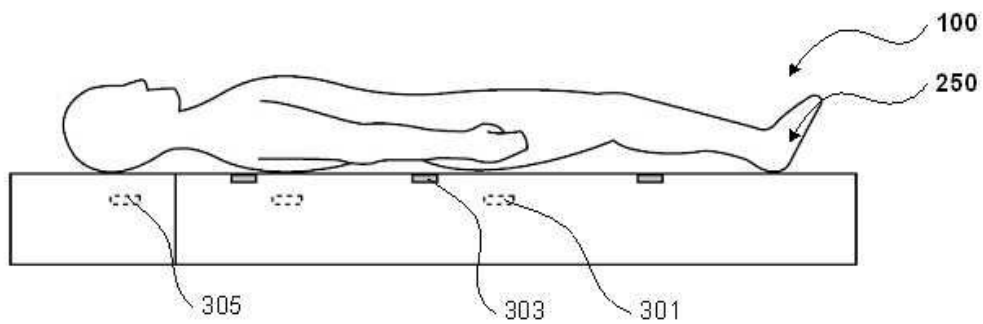
도면의 간단한 설명

<1>	도 1 : 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 실시예를 나타낸 측면도	
<2>	도 2 : 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 실시예를 나타낸 전면도	
<3>	도 3 : 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 센서부	
<4>	도 4 : 본 발명에 따른 무구속 수면상태 판단 장치의 블록도	
<5>	도 5 : 아답터 전원을 이용한 정전압 회로 및 절연 전원 사용 회로도	
<6>	도 6 : 아날로그 신호의 증폭부 및 필터부를 나타낸 회로도	
<7>	도 7 : 생리신호, 파라미터 및 정량적인 수면 지표 디스플레이	
<8>	도 8 : 입력부, 상태표시부, 및 디스플레이부를 포함하는 제어부를 나타낸 회로도 9 : 본 발명에 따른 수면 상태 판단을 위한 파라미터 및 도출 방법	
<9>	도 10 : 도 9의 파라미터를 이용한 생리심리 지표 판단 방법을 나타낸 흐름도	
<10>	* 도면부호에 대한 간단한 설명*	
<11>	250: 사용자	300: 센서부
<12>	301: 압전센서	303: 압력센서

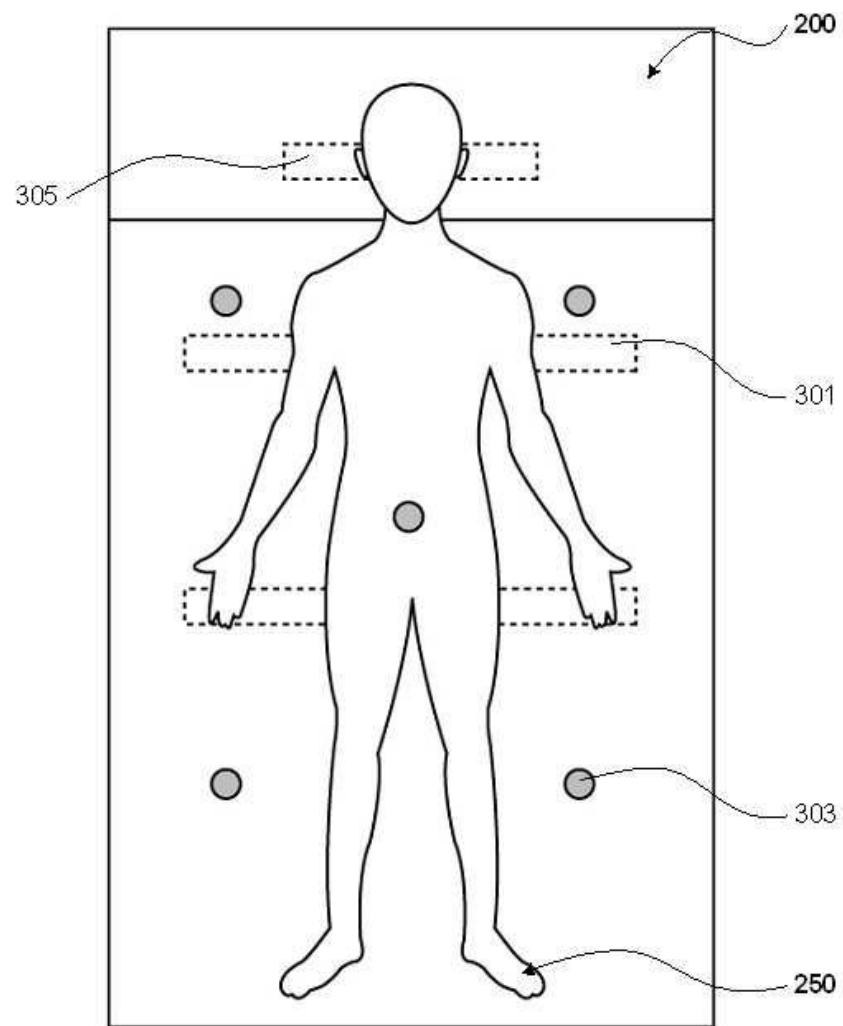
- | | | |
|------|-----------------------------|-------------------|
| <13> | 411, 415 : 압전센서 아날로그 신호 처리부 | |
| <14> | 413: 압력센서 아날로그 신호 처리부 | |
| <15> | 430: 제어부 | 450: 인터페이스 |
| <16> | 470: 외부기기 | 431: A/D 변환부 |
| <17> | 433: DSP | 435: RAM |
| <18> | 437: ROM | 433: Flash Memory |
| <19> | 503, 505: 외부 입력 | 509: 디스플레이부 |

도면

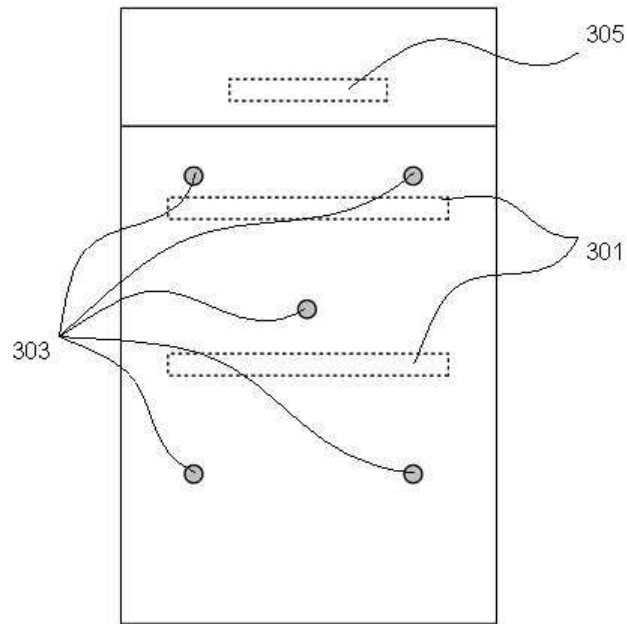
도면1



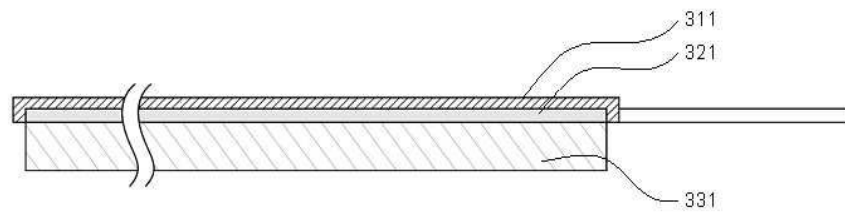
도면2



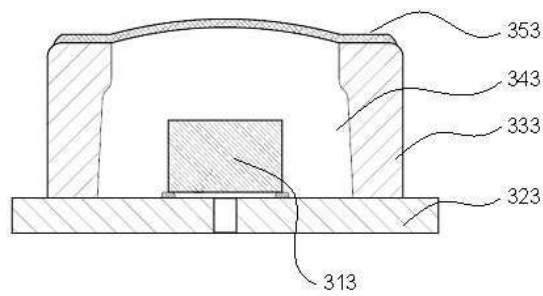
도면3a



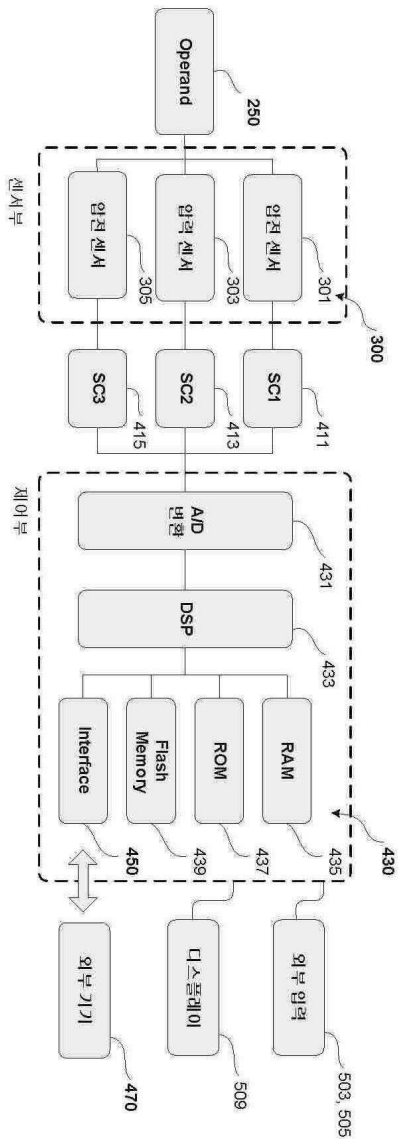
도면3b



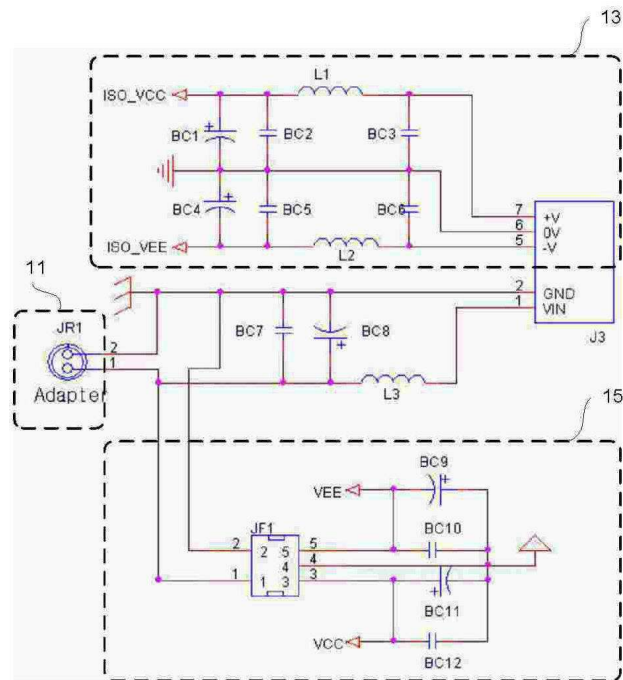
도면3c



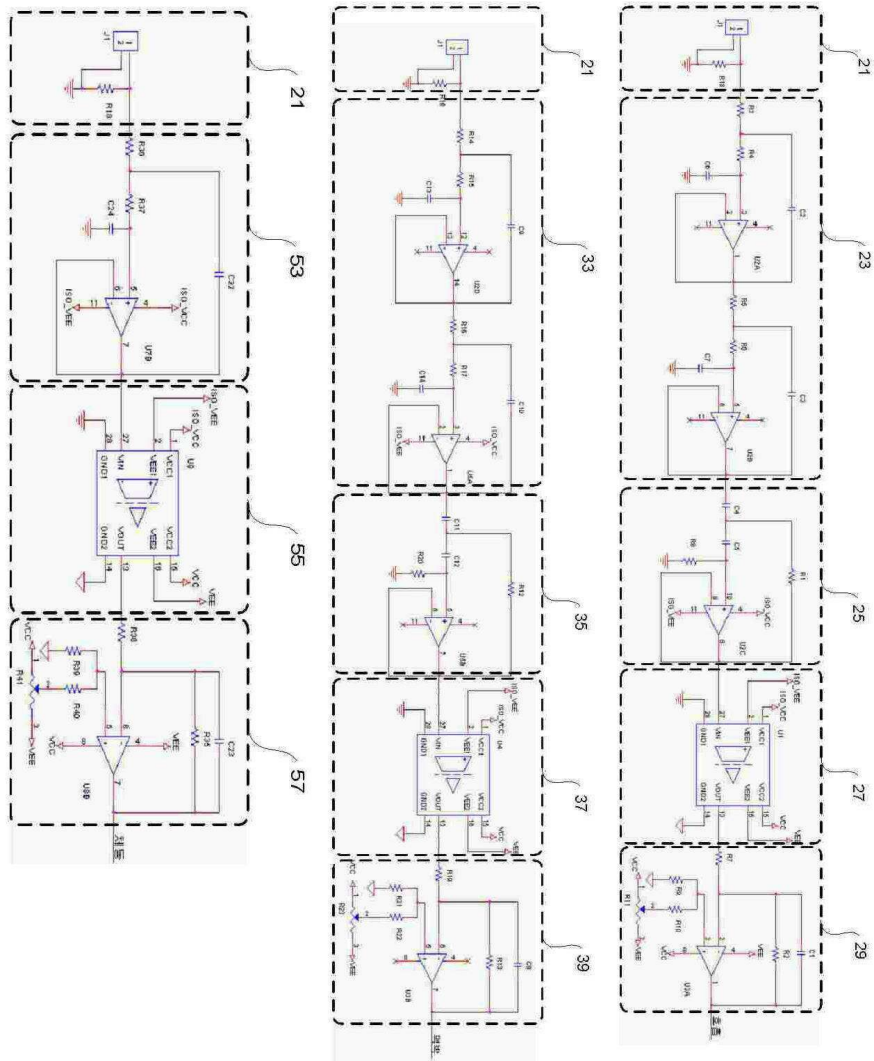
도면4



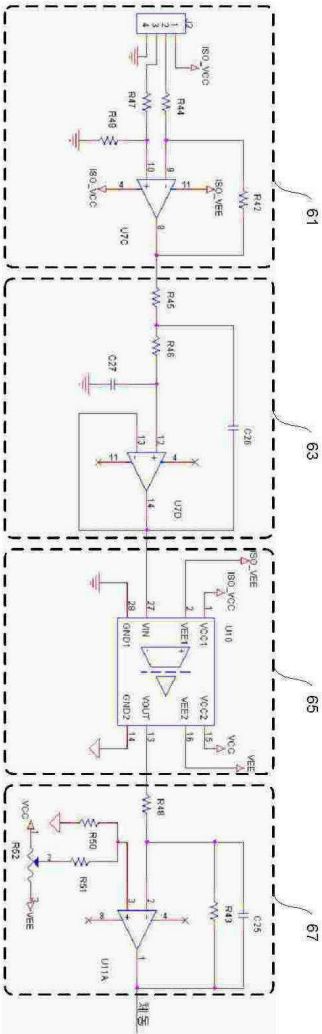
도면5



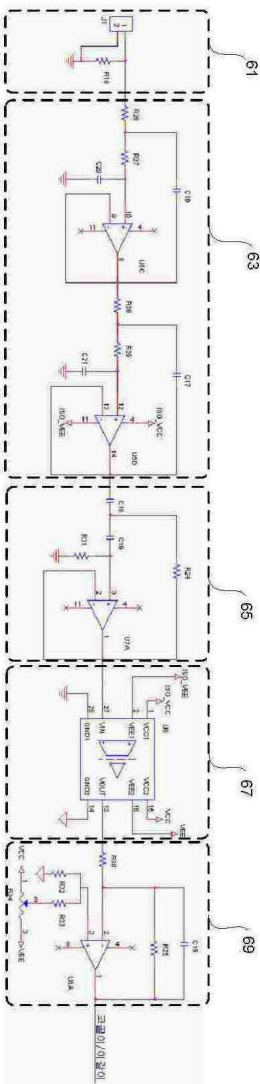
도면6a



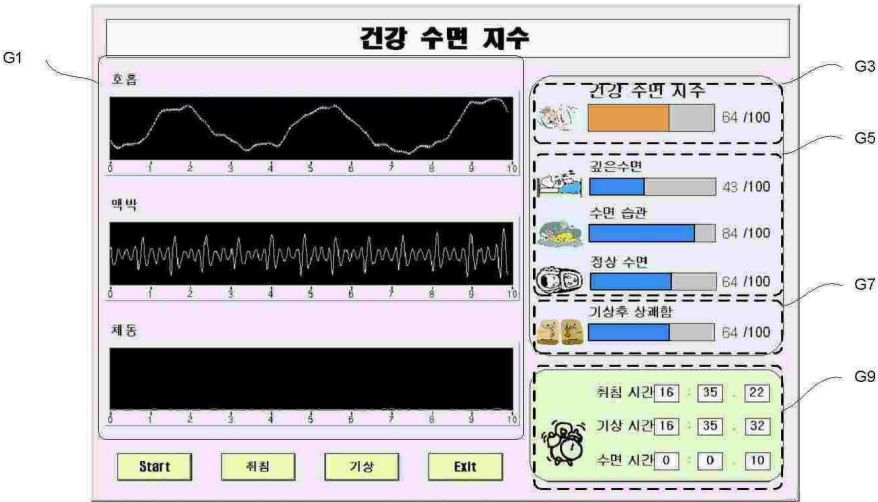
도면6b



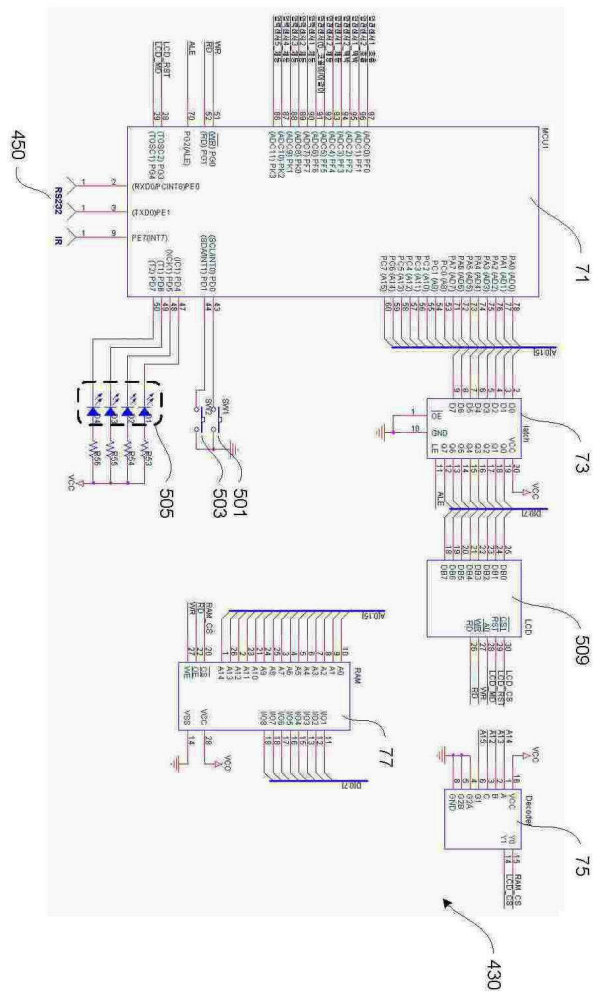
도면6c

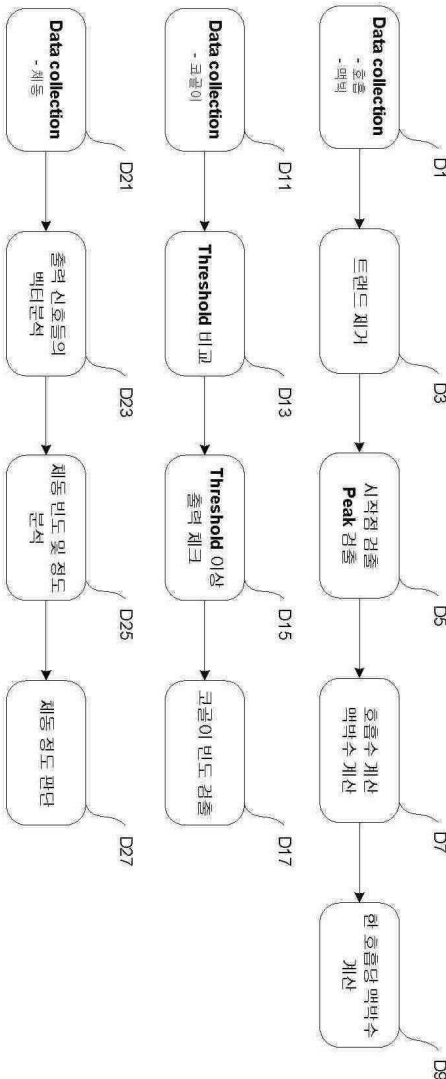


도면7



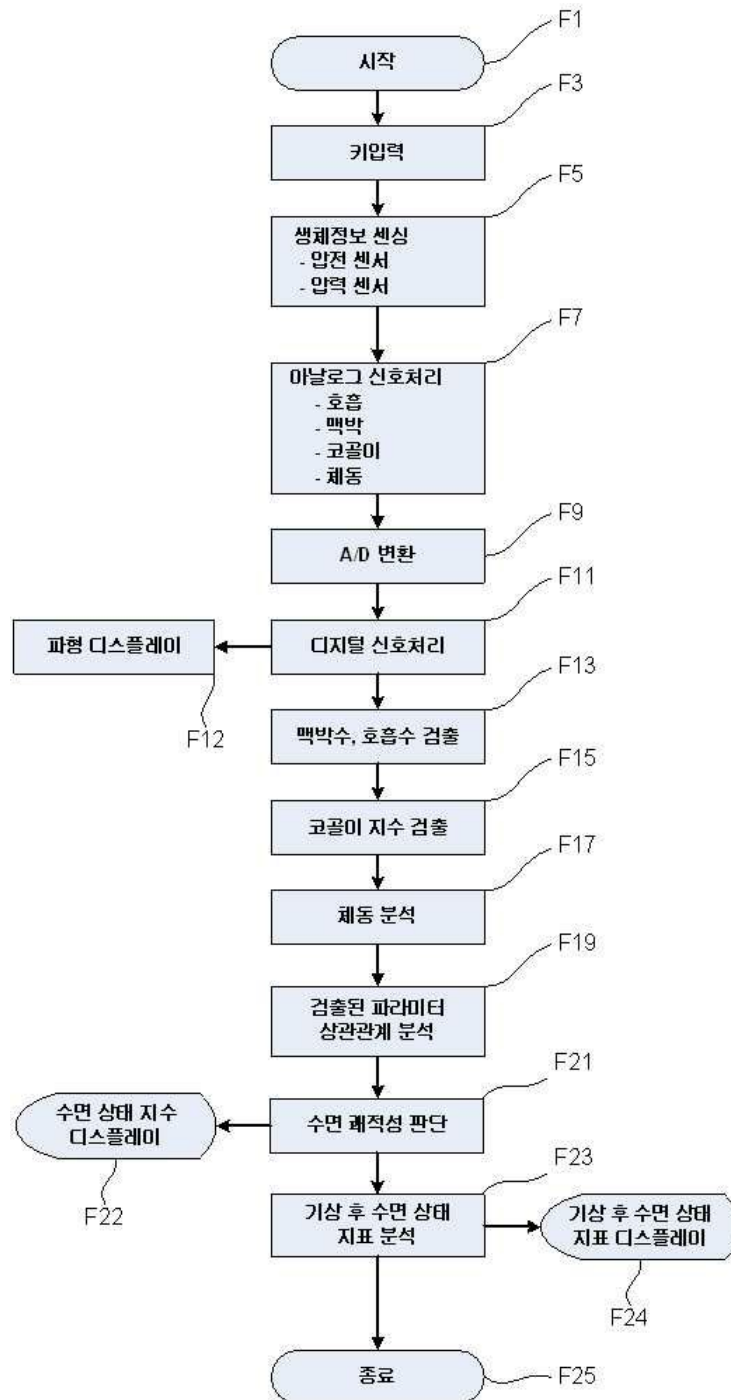
도면8





도면9

도면10



专利名称(译)	非约束睡眠状态确定装置		
公开(公告)号	KR100927643B1	公开(公告)日	2009-11-20
申请号	KR1020060017269	申请日	2006-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	HANBYUL MEDITECH		
申请(专利权)人(译)	(株)的结构信息.		
当前申请(专利权)人(译)	(株)的结构信息.		
[标]发明人	IM JAE JOONG 임재중 PARK YUN HWA 박윤화 YANG HEE KYUNG 양희경 LEE JOO HEUN 이주헌 UM YOON SUB 엄윤섭 박영배 HUR WOONG 허웅 MIN HONG KI 민홍기 KIM DEOK WON 김덕원		
发明人	임재중 박윤화 양희경 이주헌 엄윤섭 박영배 허웅 민홍기 김덕원		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/08		
CPC分类号	C02F1/28 C02F2103/007 C02F2303/24 E02B3/129 E02B3/14 E02B15/00		
其他公开文献	KR1020070084901A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用细微振动和声音压力传感器和压电传感器组件，包括心脏和由失控状态下检测呼吸成分的水的表面的，公开了一种用于确定所述睡眠状态的指示通过所述设备和方法进行分析。该装置导出用于该生理信号检测单元，一个量化参数值，其特征在于，其包括精细的振动和声音信号到传感器和通过数字信号处理，输出处理后的模拟信号输出到水表面的整个表面，包括脉搏和呼吸成分的生理信号生理信号分析单元，所述检测到的生理信号和所导出的参数和表示睡眠的定量指标的显示单元，用于数据通信的信号接口单元，所述功率测量装置，其特征在于，它包括一个电源部分，其耗材。本发明的设备和方法，从而获得生物体信号，而不直接接触或通过身体的约束，不给不便睡眠期间在身上佩戴，所述测量是可能在非意识，容易在现实世界中应用，特别是在休眠通过提供量化指标导致生活方式的调节，或高血压，糖尿病，中风引起也是造成该准确定位，减少交通事故，以及通过提高生产力的经济效益

和改进，如注意力不集中和健康睡眠障碍疲劳并且它将能够减少与管理有关的医疗费用。

