



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0108664
(43) 공개일자 2018년10월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0245 (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01) A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/16 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/4812 (2013.01)
A61B 5/0245 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-7023452
(22) 출원일자(국제) 2017년02월15일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2018년08월14일
(86) 국제출원번호 PCT/JP2017/005556
(87) 국제공개번호 WO 2017/141976
국제공개일자 2017년08월24일
(30) 우선권주장
JP-P-2016-026008 2016년02월15일 일본(JP)

(71) 출원인
헬스 센싱 가부시키키가이샤
일본국 도쿄도 하치오지시 나나쿠니 6초메 7반 13고
(72) 발명자
카네가에 마사토모
일본국 1920919 도쿄도 하치오지시 나나쿠니 6초메 7반 13고
후지타 츠토무
일본국 2970037 지바현 모바라시 하야노 500반치 4
나이제키 큐이치
일본국 9920062 야마가타현 요네자와시 린센지 3초메 14-10
(74) 대리인
특허법인 대아

전체 청구항 수 : 총 24 항

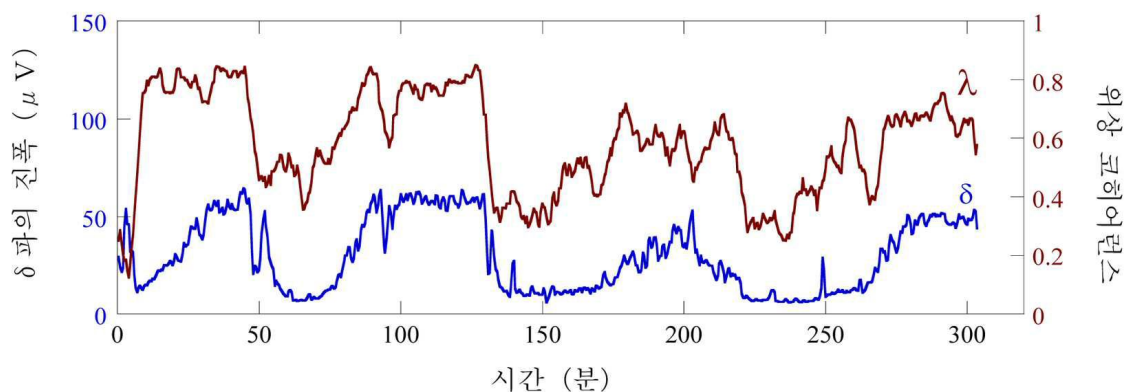
(54) 발명의 명칭 수면 상태 측정장치 및 방법, 위상 코히어런스 산출 장치, 생체 진동신호 측정 장치, 스트레스 상태 측정 장치 및 수면 상태 측정 장치 및 심박 파형 추출 방법

(57) 요약

[과제] 용이하게 수면 상태를 측정, 관찰 또는 평가할 수 있는 수단을 제공한다.

[해결 수단] 동물의 수면 중에 취득한 심박 간격 변화의 순시 위상과, 심박 간격 변화와 동일한 시계열에서의 동물의 호흡 패턴의 순시 위상과의 순시 위상차에 따라 위상 코히어런스를 산출하는 위상 코히어런스 산출 수단을 포함하는 수면 상태 측정장치.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/0402 (2013.01)

A61B 5/08 (2013.01)

A61B 5/1102 (2013.01)

A61B 5/16 (2013.01)

A61B 5/4884 (2013.01)

A61B 5/6801 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

동물의 수면 중에 취득한 심박간격의 변화의 순시 위상과, 상기 심박간격의 변화와 동일한 시계열에 있어서 상기 동물의 호흡 패턴의 순시 위상 사이의 순시 위상차에 따라 위상 코히어런스를 산출하는 위상 코히어런스 산출 수단을 포함한 수면 상태 측정장치.

청구항 2

심전도를 측정하는 센서와, 상기 센서에서 측정 한 동물의 심전도에서 호흡 패턴에 대한 신호를 추출하는 호흡 파형 추출 수단을 갖는 것을 특징으로하는 청구항 1에 기재된 수면 상태 측정장치.

청구항 3

진동을 측정하는 센서와, 상기 센서에서 측정 한 신호에서 심박간격의 변화를 산출하는 심박간격 산출 수단과, 상기 센서에서 측정 한 신호에서 호흡 패턴에 대한 신호를 추출하는 호흡 파형 추출 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 청구항 1에 기재된 수면 상태 측정장치.

청구항 4

상기 센서의 샘플링 주파수가 100Hz 이상인 것을 특징으로하는 청구항 2 또는 3에 기재된 수면 상태 측정장치.

청구항 5

상기 센서는 동물의 몸에 부착 가능한 웨어러블 센서 인 것을 특징으로하는 청구항 2 또는 4중 1 항에 기재된 수면 상태 측정장치.

청구항 6

상기 웨어러블 센서는 인간의 사지 또는 두부에 장착하는 장착부에 설치되어 있는 것을 특징으로하는 청구항 5에 기재된 수면 상태 측정장치.

청구항 7

상기 위상 코히어런스 산출 수단으로 산출 한 위상 코히어런스에 따라 수면 상태 등을 판정하는 판정 기능을 갖는 것을 특징으로하는 청구항 1 또는 6중 1 항에 기재된 수면 상태 측정장치.

청구항 8

상기 판정 기능은 나아가 상기 호흡 패턴으로부터 수면 중 호흡 상태를 판정하는 것을 특징으로하는 청구항 7에 기재된 수면 상태 측정장치.

청구항 9

동물의 수면 중에 취득한 동일한 시계열의 심장박동 간격의 변화와 호흡 주파수 사이의 순시 위상차의 위상 코히어런스에 따라 수면 상태를 측정하는 방법.

청구항 10

상기 동물의 심전도를 측정하고 측정한 심전도에서 호흡 패턴에 대한 신호를 취득하는 것을 특징으로하는 청구항 9에 기재된 방법.

청구항 11

상기 동물의 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 또는 생체 진동신호를 측정하고 측정 한 심탄도 또는 생체 진동신호로부터 심박간격의 변화와 호흡 패턴에 대한 신호를 취득하는 것을 특징으로 하는 청구항 9에 기재된 방법

청구항 12

상기 동물의 심탄도 또는 생체 진동신호로부터 심탄도 신호의 전달 특성을 추정하고, 위 전달 특성의 역전달함수를 상기 동물의 심탄도 또는 생체 진동신호에 이용하여 심박 파형을 얻는 것을 특징으로 하는 청구항 11에 기재된 방법.

청구항 13

적어도 동물의 심박에 관한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체정보를 취득하는 생체정보 취득 수단과, 상기 생체정보에서 호흡 패턴을 추출하는 호흡 파형 추출 수단과, 상기 생체정보로부터 심박간격의 변화를 산출하는 심박간격 산출 수단과, 상기 호흡 패턴과 상기 심박간격의 변화 사이의 순시 위상차의 위상 코히어런스를 산출하는 위상 코히어런스 산출 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 위상 코히어런스 산출 장치.

청구항 14

상기 생체정보는 심전도 인 것을 특징으로 하는 청구항 13에 기재된 위상 코히어런스 산출 장치.

청구항 15

상기 생체정보는 심탄도 또는 생체 진동신호 인 것을 특징으로 하는 청구항 13에 기재된 위상 코히어런스 산출 장치.

청구항 16

상기 생체정보는 100Hz 이상의 샘플링 주파수에서 취득되는 것을 특징으로 하는 청구항 13 또는 15 중 1항에 기재된 위상 코히어런스 산출 장치.

청구항 17

상기 생체정보 취득 수단은 동물의 몸에 부착 가능한 웨어러블 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 청구항 13 또는 16 중 1 항에 기재된 위상 코히어런스 산출 장치.

청구항 18

상기 웨어러블 센서는 인간의 사지 또는 두부에 장착하는 장착부에 설치 된 것을 특징으로 하는 청구항 17에 기재된 위상 코히어런스 산출 장치.

청구항 19

청구항 13 또는 18 중 1 항에 기재된 위상 코히어런스 산출 장치를 구비한 스트레스 측정장치.

청구항 20

청구항 13 또는 19 중 1 항에 기재된 위상 코히어런스 산출 장치를 구비한 수면 상태 측정장치.

청구항 21

동물의 심탄도 또는 생체 진동신호에서 심박 파형을 추출하는 방법이며, 상기 심탄도 또는 생체 진동신호에서 심탄도 신호의 전달 특성을 추정하고, 상기 전달 특성의 역전달함수를 상기 심장동도 또는 생체 진동신호에 이용하여 심박 파형을 취득하는 것을 특징으로 하는 심장 파형 추출 방법.

청구항 22

상기 심탄도 또는 생체 진동신호를 한 번의 심박이 포함되도록 파형 조각을 잘라, 여러 상기 파형 조각을 겹쳐 평균화하여 심탄도 신호의 전달 특성을 추정하는 것을 특징으로 하는 청구항 21에 기재된 심박 파형 추출 방법.

청구항 23

동물의 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 심박간격을 산출하는 방법이며, 상기 심탄도 파형 또는 생체 진동

신호에서 비롯되는 신호에 대해 심박의 주파수보다도 높은 주파수를 하한 주파수로 하는 고역 통과 필터를 통과시켜, 상기 고역 통과 필터를 통과시킨 후의 신호에 대한 절대값을 취하는 처리를 행하는 것을 특징으로 하는 심박간격 산출 방법.

청구항 24

동물의 심박에 관한 정보를 포함한 생체정보 또는 호흡에 대한 정보를 포함한 생체정보의 신호 처리 방법이며, 상기 생체정보에서 비롯되는 신호의 파워 스펙트럼에서 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하고, 상기 상한 주파수 또는 하한 주파수를 차단 주파수로 하는 필터를 통과시키는 처리를 포함하는 것을 특징으로하는 생체정보의 신호 처리 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 동물에서 얻은 생체정보에 따라 심리적 스트레스나 수면 상태의 지표가되는 정보를 취득하는 장치 또는 방법 혹은 동물의 수면 상태 측정장치 또는 방법에 관한 것이다. 또한 본 발명은 동물로부터 취득한 생체정보로부터 심박 파형 또는 호흡 파형을 추출하는 방법에 관한 것이다. 덧붙여, 본 발명은 진동센서를 이용하여 사람으로부터 심박에 관한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체 진동신호를 취득하는 생체진동신호 측정장치이며 취득한 생체 진동신호에 의거하여 위상 코히어런스를 산출하고, 산출한 위상 코히어런스에 따라 스트레스 상태 또는 수면 상태를 측정하는 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 사회의 고도화로 인한 스트레스 또는 저출산고령화가 더욱 진전하는 가운데, 호흡기순환기 질환 환자가 증가하고있어, 호흡순환기능의 파악이나 그의 예방이 더욱 중요해지고 있다.

[0003] 기존 심리적 스트레스 평가법은 문진에 의한 주관적 평가, 혈압, 심박수, 피부 온도, 발한 등의 생리지표, 카테콜아민이나 코르티솔 등의 체액성 스트레스 마커의 측정 등 의료기관에서의 측정이 주가 되어, 개인이 측정할 수 있는 지표는 아니었다.

[0004] 재택의료나 예방의료를 위해 혈중 산소 포화도나 맥박 등의 생체 신호를 일상 생활 속에서 측정할 수 있는 장치로, 특히 측정을 위한 장착의 간이성으로, 손가락의 혈관(동맥)에서 생체 신호를 측정하는 생체 신호 측정장치가 제안되어있다. 예를 들어, 특허 문헌 1에는 손가락에 장착되는 반지형 생체 신호 측정장치가 개시되어 있으며, 이러한 반지형 생체 신호 측정장치는 혈관에서 맥파와 혈중 산소 포화도 등의 생체 신호를 광학적으로 측정할 수 있다고 되어 있다.

[0005] 비특허문헌 1에는 심전도를 측정하여 심박 리듬의 변화를 추출하여, 그의 주파수 분석에서 간접적으로 자율신경 활동을 추정하고 스트레스 지표로서 이용하는 방법도 제안되고 있지만, 호흡 주파수나 일회호흡량 영향을 받아 스트레스 부하가없는 상태에서도 지표가 변화하기 때문에 일반화된 평가법이 되지 않는다. 또한 연령 의존성 및 건강 상태의 영향 등 개인차도 크고 정량적으로 평가할 수 없다는 문제가 있었다.

[0006] 비특허문헌 2에는 심박간격의 변화와 호흡 패턴의 순시 위상차의 위상 코히어런스가 심리적 스트레스와 상관되어 있으며, 위상 코히어런스를 심리적 스트레스의 지표로 평가 할 수 있는 가능성이 있다고 개시되어있다.

[0007] 비특허문헌 2에서는 흉부에 부착 한 전극을 통해 심전도를 취득하고, 흉부 및 복부에 감아 부착한 호흡노력벨트에서 호흡 패턴을 측정하고, 심전도로부터 심박간격의 변화(호흡성 동성 부정맥)를 산출 하고, 나아가 심박간격의 변화의 순시 위상을 산출하고, 또한 호흡 패턴의 순시 위상을 산출하고, 이들로부터 시간 t에 대한 심박과 호흡 리듬의 순시 위상차 $\Psi(t)_j$ 를 구하고, 얻어진 순시 위상차를 사용하여, 식(1)에 따라 위상 코히어런스를 산출하는 것이 기재되어있다. 식(1)의 N은 샘플링 된 데이터 수이며, N개 평균하여 구한다.

[0008] [수 1]

$$\lambda(t_k) = \left| \frac{1}{N} \sum_{j=k-N/2}^{k+N/2} e^{i\Psi(t_j)} \right| \quad (1)$$

[0009]

[0010] 위상 코히어런스는 0 ~ 1의 값을 취하고 심박간격의 변화와 호흡 패턴의 순시 위상차가 일정한 관계에 가까울

수록 1에 가까워지고, 순시 위상차가 임의적일수록 0에 가까워진다. 안정시에는 위상 코히어런스가 1에 가깝고, 정신적 스트레스를 받으면 위상 코히어런스가 저하되기 때문에 심리적 스트레스를 표준화한 지표로 추정하는 것이 가능해진다.

- [0011] 그런데 인간의 수면은 논렘수면과 렘수면으로 대별되어, 수면 중에 약 90 분 주기로 반복한다고 알려져 있다.
- [0012] 객관적으로 수면의 질이나 양 (수면 주기와 수면 심도)를 평가하기 위해서는 수면 폴리그래프가 필요하며, 의료 기관에서의 계측이나 의료 기관에서 장비를 빌려 와서 측정이 행해지지만, 뇌파와 심전도, 근전도, 안전도 등의 여러 센서가 필요하고, 취급이 복잡하다.
- [0013] 또한 여러 센서를 신체 곳곳에 고정해야 하며, 센서에 의한 구속으로 움직임이 제한되어 있었다.
- [0014] 수면 중의 무의식적인 동작에 의해 센서가 분리될 가능성도 있고, 센서가 분리되면 신호가 검출되지 않아 상태를 파악할 수 없는 점에서도 문제가 있었다.
- [0015] 나아가, 장치가 대형이기 때문에 개인이 평가할 수 있는 지표가 아니므로 수면의 질을 개인이 파악할 수 있는 상황에는 이르지 않았다. 따라서 개인이 간편하게 스트레스 상태나 수면의 질을 파악할 수 있는 생체계측 방법과 그의 장치가 요구되고 있다.
- [0016] 또한 노인의 고독사나 요양 시설에서 불행하게 사망한 경우, 사고사인지 병사인지 판단이 어려운 경우가 많다.
- [0017] 이러한 사태를 방지하기 위해 일상적인 신체 활동에 속박을 가하지 않고 비침습적으로 용이하게 측정할 수 있는 생체정보 측정기기의 등장이 기다려지고 있다.
- [0018] 특허 문헌 2에는 침대 패드 또는 매트리스의 상단이나 하단에 사람의 신체에서 발생하는 진동을 감지하는 압전 센서를 설치하고, 무구속적인 유형의 압전 센서를 이용하여 신체 진동신호를 검출하는 것이 공개되어 있다.
- [0019] 또한 압전 센서로 검출한 신체 진동신호를 차동 증폭기에 의해 증폭시킨 후, 대상자의 신체 진동인 심장박동(심박수 환산 : 30 ~ 240 회 / 분, 주파수 변환 : 0.5 ~ 4Hz)에 의한 진동, 폐호흡 활동(호흡수 환산 : 60 회/분 이하, 주파수 변환 : 1Hz 이하)에 의한 진동, 코골이로 인한 코골이 진동을 분리 필터 기능을 이용하여 추출하는 것이 공개되어 있다.
- [0020] 특허 문헌 2에서는 심장박동으로 인한 박동 진동, 폐호흡 활동으로 인한 호흡 진동 또는 코골이 진동이 있는 상태가 소정의 존재 기간 이상을 초과하는 것으로 보아, 사람이 소정 장소에 존재하고 있다는 것을, 그리고 박동 진동, 폐호흡 진동 또는 코골이 진동이 없는 상태가 소정의 부재 기간 이상을 초과하는 것으로 보아 사람이 소정 장소에 부재하다는 것을 판정하고있다.
- [0021] 특허 문헌 2의 사람 존재여부 검출 장치에서는 1개의 압전 센서를 이용하여 신체 진동신호를 취득하고, 신체 진동신호를 주파수 필터에 의해 분리시키고 호흡, 심장박동, 코골이, 체동의 4개의 신호를 얻었다. 주파수 필터는 콘덴서나 저항 및 연산 증폭기 등으로 구성된 저역 통과 필터(LPF)나 고역 통과 필터(HPF)의 아날로그 필터, 또는 신체 진동신호를 A/D컨버터를 이용해 디지털 신호로 변환하여 수치화된 데이터를 토대로 CPU(중앙 처리 장치)의 연산 처리로 필터링을 행하는 디지털 필터 중 어느 한 쪽 또는 양쪽으로 구성하는 것이 공개되어 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0022] (특허문헌 0001) [특허 문헌 1] 특개 2 0 0 6 - 3 2 5 7 6 6 호 공보
(특허문헌 0002) [특허 문헌 2] 특개 2 0 1 3 - 2 1 0 3 6 7 호 공보

비특허문헌

- [0023] (비특허문헌 0001) [비특허문헌 1] Gary G Berntson, J. Thomas Bigger Jr. et al., "Heart rate variability: Origin, methods, and interpretive caveats". Psychophysiology (USA) 제34권, p.623-648, 1997.
(비특허문헌 0002) [비특허문헌 2] Niizeki K and Saitoh T., "Incoherent oscillations of respiratory sinus arrhythmia during acute mental stress in humans". American Journal of Physiology, Heart and

Circulatory Physiology (USA) 제302권, p.359-367, 2012.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0024] 스트레스 평가와도 관련이 있지만, 최근 수면 장애가 흔히 발생하고 있으며 자기 관리의 일환으로써 간단하게 수면 상태를 측정, 관찰 또는 평가할 수 있는 수단이 요구되고있다.
- [0025] 수면의 질이나 양(수면 주기와 수면 심도)을 객관적으로 평가하기 위해서는 의료 기관에서의 측정과 대형의 전용 장치가 필요하며, 일반적인 일상 생활에서 측정하기에는 곤란하다.
- [0026] 또한 종래의 장치는 뇌파나 심전도, 근전도, 안전도 등을 취득하기 위한 여러 센서를 필요로하고 여러 센서를 신체 곳곳에 고정 할 필요가있다.
- [0027] 또한 센서에 의한 구속으로 움직임이 제한되기 때문에 가능한 한 센서의 수를 줄이고 싶다는 요구도 있었다.
- [0028] 수면 중에 무의식적인 동작에 의해 센서가 분리 될 가능성도 있기 때문에 설치가 용이 한 센서로 측정할 수 있도록 요구되기도 하였다.
- [0029] 나아가 여러 센서를 신체 곳곳에 고정하는 복잡성을 완화 할 것도 요구하였다.
- [0030] 이처럼 개인이 간편하게 스트레스 상태나 수면 상태를 측정할 수 있는 장치가 요구되고 있다.
- [0031] 심리적 스트레스의 지표가되는 정보를 취득하는 장비는 웨어러블이며 가능한 한 신체의 움직임에 방해가되지 않도록 구성되어 있을 것이 요구된다.
- [0032] 이 점에 있어서, 특허 문헌 1에 기재된 반지형 생체 신호 측정장치는 손가락에 장착 할 수 있으므로 바람직하다.
- [0033] 그러나 그러한 반지형 생체 신호 측정장치는 LED 발광부를 가지는 광학 센서에 의해 혈중 헤모글로빈에 의한 빛의 흡수 정도를 측정하고, 심장박동에 동기화된 빛의 흡수 정도의 변화를 측정하여 심박을 측정하는 것이기 때문에, LED 발광부 등을 작동시키기 위한 소비 전력이 크다는 문제점이 있다.
- [0034] 또한, 이러한 광학 센서를 이용한 생체 신호 측정장치는 LED 발광부로부터의 빛이 혈관에 조사될 필요가 있으며 혈관에서 빛이 어긋나면 생체 신호를 측정할 수 없게 된다는 문제가 있기에, 생체 신호 측정장치의 장착 위치가 극히 한정되어, 장착 후의 어긋남도 방지 할 필요가 있었다.
- [0035] 또한, 특허 문헌 1에 기재된 반지형 생체 신호 측정장치에 의하면, 맥파에서 맥박을 측정 할 수 있다고 되어 있지만, 호흡에 대한 정보는 측정 할 수 없었다.
- [0036] 다른 과제로, 비특허문헌 1에 기재된 스트레스 평가법은 위와 같이 스트레스 부하가없는 상태에서도 지표가 변화하는 것, 연령 의존성 및 건강 상태의 영향 등 개인차도 크고 정량적으로 평가 할 수 없다는 문제가 있었다.
- [0037] 또한, 비특허문헌 1에 기재된 스트레스 평가법에서는 심전도에서 추출 된 심박 리듬의 변동을 스트레스 지표로 하고 있지만, 이러한 지표는 심박 리듬 변동 호흡 주파수나 일회환기량의 영향을 받아 스트레스 부하가없는 상태에서도 변화하기 때문에 일반화 된 평가법이 되지 않는다.
- [0038] 또한 연령 의존성 및 건강 상태의 영향 등 개인차도 크며 정량적으로 평가할 수 없다는 문제가 있었다.
- [0039] 비특허문헌 2에 기재된 방법으로는 흉부에 부착한 전극을 통해 심전도를 취득하고, 흉부 및 복부에 감아 부착한 호흡노력벨트에서 호흡 패턴을 측정하고, 심박과 호흡 패턴에서 위상 코히어런스를 산출하고, 위상 코히어런스에 따라 스트레스 평가가 가능하다고 되어 있다.
- [0040] 그러나, 비특허문헌 2에 기재된 방법으로는, 심박을 검출하기위한 심전도용 센서와 호흡 패턴을 감지하는 센서가 필요하였다.
- [0041] 특히 호흡 패턴을 감지하는 센서로, 입과 코를 가리는 마스크를 착용하고 호흡량을 측정하는 센서의 경우, 일상 생활, 운동 중 또는 수면중에 측정하기가 곤란할 뿐더러, 마스크를 장착함으로써 인해 스트레스가 발생할 우려가 있었다. 따라서 부담이 없이, 스트레스가 없는 상태에서 스트레스를 평가할 수 있는 방법의 개발이 요구되고 있

었다.

- [0042] 또 다른 과제로서, 특허 문헌 2에 기재되어있는 바와 같이, 하나의 압전 센서로부터 취득한 신체 진동신호에서 주파수 필터를 사용하여 심박 정보나 호흡 정보를 취득하는 경우, 추출되는 호흡 정보나 심박 정보로 최대한 정확한 정보를 얻는 것이 요망되었다.
- [0043] 특허 위와 같은 스트레스 평가에도 사용 가능한 정확도로, 심박 정보 또는 호흡 정보를 여러 정보가 혼합된 신호에서 간접적으로 심박간격의 변화나 호흡 패턴을 취득할 수 있는 방법이 요구되고 있다.
- [0044] 본 발명은 상기 과제의 적어도 일부를 해결하는 것을 목적으로하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0045] 상기 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 수면 상태 측정장치는 동물의 수면 중에 취득한 심박간격의 변화의 순시 위상과, 상기 심박간격의 변화와 동일한 시계열에 있어서 상기 동물의 호흡 패턴의 순시 위상 사이의 순시 위상차에 따라 위상 코히어런스를 산출하는 위상 코히어런스 산출 수단을 포함한다. 나아가 수면 상태 측정장치는 심전도를 측정하는 센서와, 상기 센서에서 측정된 동물의 심전도에서 호흡 패턴에 대한 신호를 추출하는, 호흡 파형 추출 수단을 가지고 있어도 좋다.
- [0046] 또한 수면 상태 측정장치는 진동을 측정하는 센서와, 상기 센서에서 측정된 신호에서 심박간격의 변화를 산출하는 심박간격 산출 수단과, 상기 센서에서 측정된 신호로부터 호흡 패턴에 대한 신호를 추출하는 호흡 파형 추출 수단을 포함하여도 좋다. 위 수면 상태 측정장치는 상기 센서의 샘플링 주파수가 100Hz 이상인 것이 바람직하다.
- [0047] 또한, 상기 센서는 동물의 몸에 부착 가능한 웨어러블 센서인 것이 바람직하고, 상기 웨어러블 센서는 인간의 사지 또는 두부에 장착하는 장착부에 설치되어 있는 것이 보다 바람직하다.
- [0048] 또한, 상기 수면 상태 측정장치는, 전술한 위상 코히어런스 산출 수단으로 산출한 위상 코히어런스에 따라 수면 상태 등을 판정하는 판정 기능을 가지고 있어도 좋다.
- [0049] 이와 같은 판정 기능은 또한 상기 호흡 패턴에서 수면 중 호흡 상태를 판정 할 수 있다.
- [0050] 또한, 본 발명의 수면 상태를 측정하는 방법은 동물의 수면 중에 취득한 동일한 시계열에서의 심장박동 간격의 변화와 호흡 주파수 사이의 순시 위상차의 위상 코히어런스에 따라 수면 상태를 측정한다. 나아가, 상기 수면 상태를 측정하는 방법에 있어서, 상기 동물의 심전도를 측정하고, 측정된 심전도로부터 호흡 패턴에 대한 신호를 얻을 수 있다.
- [0051] 또한, 상기 수면 상태를 측정하는 방법에 있어서, 상기 동물의 심전도 파형 또는 생체 진동신호를 측정하고 측정된 심전도 파형 또는 생체 진동신호로부터 심박간격의 변화와 호흡 패턴에 대한 신호를 취득 할 수 있으며, 나아가, 전술한 동물의 심전도 파형 또는 생체 진동신호에서 심전도 신호의 전달 특성을 추정하고, 상기 전달 특성의 역전달함수를 위 동물의 심전도 파형 또는 생체 진동신호에 이용하여 심박 파형을 취득하는 것이 바람직하다.
- [0052] 또한, 본 발명의 위상 코히어런스 산출 장치는 적어도 동물의 심박에 관한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체정보를 취득하는 생체정보 취득 수단과, 상기 생체정보에서 호흡 패턴을 추출하는 호흡 파형 추출 수단과, 상기 생체정보로부터 심박간격의 변화를 산출하는 심박간격 산출 수단과, 상기 호흡 패턴과 상기 심박간격의 변화 사이의 순시 위상차의 위상 코히어런스를 산출하는 위상 코히어런스 산출 수단을 포함한다.
- [0053] 상기 위상 코히어런스 산출 장치에 있어서, 상기 생체정보는 심전도여도 좋고, 상기 생체정보는 심전도 파형 또는 생체 진동신호여도 좋다.
- [0054] 전술한 위상 코히어런스 산출에 있어서, 상기 생체정보는 100Hz 이상의 샘플링 주파수에서 취득되는 것이 바람직하다.
- [0055] 또한, 상기 생체정보 취득 수단은 동물의 몸에 부착 가능한 웨어러블 센서를 포함하는 것이 바람직하며, 상기 웨어러블 센서는 인간의 사지 또는 두부에 장착하는 장착부에 설치되어 있는 것이 보다 바람직하다.
- [0056] 또한, 본 발명의 스트레스 측정장치는 상기 위상 코히어런스 산출 장치를 갖춘 것이다. 나아가, 본 발명의 수면 상태 측정장치는 상기 위상 코히어런스 산출 장치를 갖춘 것이다.

[0057] 또한, 본 발명의 심박 파형 추출 방법은 동물의 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 심박 파형을 추출하는 방법이며, 상기 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 심탄도 신호의 전달 특성을 추정하고, 상기 전달 특성의 역 전달함수를 상기 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에 이용하여 심박 파형을 취득한다. 위 심박 파형 추출 방법에 있어서, 상기 심탄도 파형 또는 생체 진동신호를 한 번의 심박이 포함되도록 파형 조각을 잘라, 여러 상기 파형 조각을 겹쳐서 평균화하고 심탄도 신호의 전달 특성을 추정하는 것이 바람직하다.

[0058] 또한, 본 발명의 심장박동 간격 산출 방법은, 동물의 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 심박간격을 계산하는 방법으로, 상기 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 비롯되는 신호에 대해 심박의 주파수보다 높은 주파수를 하한 주파수로 고역 통과 필터를 통과시켜, 상기 고역 통과 필터를 통과시킨 후의 신호에 대한 절대값을 취하는 처리를 행하는 것을 특징으로 한다.

[0059] 또한, 본 발명의 신호 처리 방법은 동물의 심박에 관한 정보를 포함한 생체정보 또는 호흡에 대한 정보를 포함한 생체정보의 신호 처리 방법이며, 상기 생체정보에서 비롯되는 신호의 파워 스펙트럼에서 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하고, 위 상한 주파수 또는 하한 주파수를 차단 주파수로 하는 필터를 통과시키는 처리를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0060] 본 발명의 수면 상태 측정장치 및 방법은, 심박간격의 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상과의 순시 위상차의 위상 코히어런스가 8 파의 진폭과 상관관계가 있는 것을 이용하여 수면 상태를 측정할 수 있다. 위상 코히어런스는 호흡 주파수의 영향을 받기 어렵고, 보다 정확하게 수면 상태를 측정할 수 있다. 또한, 하나의 센서로도 수면 상태 측정장치를 실현하는 것이 가능하며, 사용자에게 부담이 적고 스트레스를 느끼기 어려운 장치를 제공할 수 있다.

[0061] 특히 진동을 측정하는 센서의 경우, 동물을 구속하지 않고 측정할 수 있으며, 보다 간편한 장치를 제공할 수 있다.

[0062] 위상 코히어런스는 실시간으로 측정이 가능하며, 논렘수면 시간의 발생 시점이나 논렘-렘수면의 리듬주기를 측정할 수 있고, 수면 상태를 정확하게 파악할 수 있다.

[0063] 또한 동시에 호흡 패턴을 측정 또는 추출하고 있기 때문에, 수면시 무호흡 상태를 감지하는 것도 가능하다.

[0064] 본 발명의 위상 코히어런스 산출 장치는 적어도 동물의 심박에 관한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체정보로부터 심박간격의 변화와 호흡 패턴을 취득하여 위상 코히어런스를 산출하기 때문에, 하나의 센서로 실현되어 사용자에게 부담이 적고 스트레스를 느끼기 어려운 장치를 제공할 수 있다. 특히 진동을 측정하는 센서의 경우, 동물을 구속하지 않고 측정하는 것이 가능하며 보다 간편한 장치를 제공할 수 있다.

[0065] 위상 코히어런스를 측정하는 것으로 인해, 호흡 주파수에 의존하지 않고 실시간으로 피 측정자의 심리적 스트레스 상태와 수면 상태를 확인하는 것이 가능해진다.

[0066] 또한, 위 장치에 있어서, 동물의 몸에 부착 가능한 웨어러블 센서, 특히 인간의 사지 또는 두부, 예를 들어, 사람의 손가락에 장착하는 장착부에 설치되는 웨어러블 센서로 했기 때문에, 피험자에게 부담이 적고 스트레스를 느끼기 어려우며, 사람의 움직임을 구속하지 않아 더 간편한 장치를 실현할 수 있다.

[0067] 또한 심박에 관한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체 진동신호를 측정 할 수 있으며, 심장 및 호흡기 생체정보를 실시간으로 산출 할 수있다.

[0068] 특히 심박간격의 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상 및 순시 위상차의 위상 코히어런스도 실시간으로 산출 할 수 있으며, 호흡 주파수에 의존하지 않고 실시간으로 피험자의 심리적 스트레스 상태와 수면 상태를 확인할 수 있게된다.

도면의 간단한 설명

[0069] [도 1] 수면 중 뇌파에 대한 8 파의 진폭 및 수면 중 위상 코히어런스의 시간적 변화를 나타내는 도면.

[도 2] 수면 상태 측정장치의 개략적인 블록도.

[도 3] 수면 상태 측정장치의 일 실시 형태.

[도 4] (A)는 심전도 파형(위)과 추출한 호흡 패턴(아래 실선) 및 호흡 패턴의 실측치(아래 점선)이며, (B)는

심박간격의 변화를 나타내는 그래프이며, (C)는 실선이 심박간격의 변화의 순시 위상(위 실선) 및 호흡 패턴의 순시 위상(위 점선)으로 산출한 위상 코히어런스 λ (아래)이다.

[도 5] 호흡수를 분당 8, 10, 12, 15, 18, 20, 24 회에서 변화시켰을 때의 심전도에서 추출한 추정된 호흡 주파수와 실측된 호흡 주파수의 상관관계를 나타내는 그림.

[도 6] 호흡수를 분당 8, 10, 12, 15, 18, 20, 24 회에서 변화시켰을 때의 추정된 호흡 주파수를 이용하여 산출한 위상 코히어런스 λ_{ecg} 와 실측된 호흡 주파수를 이용하여 산출한 위상 코히어런스 λ 의 상관관계를 나타내는 그림.

[도 7] 위상 코히어런스 산출 장치의 개략적인 블록도.

[도 8] (A)는 심탄도 파형(위)과 심탄도 파형으로부터 추출된 모의 심전도 파형(아래)이며, (B)는 심탄도 파형에서 구한 평균적인 전달 특성.

[도 9] 심전도 파형을 취득할 때의 샘플링 주파수로, 1kHz, 500Hz, 200Hz, 100Hz, 50Hz로 변화시킨 경우의 위상 코히어런스를 비교한 그림.

[도 10] (A)는 안정 시 심박수(실선)와 호흡(점선)의 순시 위상이며, (B)는 안정 시 심박과 호흡의 순시 위상의 리사주 도형이다. (C)는 암산과제 수행 시(스트레스 상태)의 심박(실선)과 호흡(점선)의 순시 위상이며, (D)는 암산과제 수행 시의 심박과 호흡의 순시 위상의 리사주 도형이고, (E) 및 (F)는 안정 상태와 암산과제 수행 시의 호흡성부정맥(RSA) 및 위상 코히어런스의 변화를 나타내는 그림.

[도 11] 자발적 호흡 주파수를 15 회/분에서 25 회/분으로 변화시킨 경우의 심박간격(RRI), 호흡성부정맥의 진폭(ARSA) 위상 코히어런스(λ) 및 호흡 주파수(fR)를 나타내는 그림.

[도 12] 본 발명의 생체진동신호 측정장치의 개략적인 블록도.

[도 13] 시트 형태의 압전 센서의 구조를 나타내는 도면.

[도 14] 실시예에서 검출, 산출된 신호 파형을 나타낸 도면.

[도 15] 심전도 및 생체 진동신호에서 비롯된 신호의 파워 스펙트럼 밀도(PSD)를 나타내는 도면.

[도 16] 제 1 실시 형태의 반지형 생체진동신호 측정장치의 구조를 나타낸 개략도.

[도 17] 제 2 실시 형태의 팔찌형 생체진동신호 측정장치의 구조를 나타낸 개략도.

[도 18] 진동센서(압전 센서)의 일례를 나타내는 도면.

[도 19] (A)는 피험자의 손가락에서 검출한 생체 진동신호의 원신호, (B)는 그의 처리 후 신호의 파형이다.

[도 20] (A)는 피험자의 손목에서 검출한 생체 진동신호의 원신호, (B)는 그의 처리 후 신호의 파형이다.

[도 21] (A) (B) (C)는 각각 생체 진동신호로부터 얻어진 심장박동 펄스, 심전도에서 얻어진 심장박동 펄스, 실측한 호흡 패턴의 예이다.

[도 22] 양와위 자세의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)로부터 검출한 생체 진동신호에서 산출한 각종 신호를 나타내는 도면.

[도 23] 좌위 자세의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)로부터 검출한 생체 진동신호에서 산출한 각종 신호를 나타내는 도면.

[도 24] 입위 자세의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)로부터 검출한 생체 진동신호에서 산출한 각종 신호를 나타내는 도면.

[도 25] (A)는 생체 진동신호로부터 추정된 심박간격 RRI, (B)는 심박간격의 파워 스펙트럼 파형이다.

[도 26] 생체 진동신호에서 구한 위상 코히어런스 λ 와 심박간격의 파워 스펙트럼 성분과의 관계를 나타내는 도면.

[도 27] 좌위 자세의 피험자의 상완부로부터 검출한 생체 진동신호에서 산출한 각종 신호를 나타내는 도면.

[도 28] 입위 자세의 피험자의 관자놀이로부터 검출한 생체 진동신호에서 산출한 각종 신호를 나타내는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0070] 호흡 센서의 경우, 예를 들어, 호흡에 의한 공기의 흐름을 측정 한 실측치, 호흡에 따른 흉곽 임피던스 변화를 측정 한 실측치, 호흡에 의한 온도 변화를 측정 한 실측치, 호흡운동에 따른 복부의 움직임 측정 한 실측치 등에 의해 호흡 패턴의 시간 변화가 측정된다.
- [0071] 센서(21)에서 검출한 신호는 유선 또는 무선으로 수면 상태 측정장치(1)의 아날로그-디지털 변환회로(31)에 입력된다.
- [0072] 도 4(A)의 상단 그래프는 심전도 측정용 센서로 측정된 심전도 파형이다.
- [0073] 아날로그-디지털 변환회로(31)는 센서(21)로부터의 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 회로이다. 센서(21)내에 아날로그-디지털 변환회로(31)를 설치하여도 좋고, 센서(21)가 디지털 신호를 검출할 수 있는 경우에는 설치하지 않아도 된다.
- [0074] 또한, 센서(21)로부터의 아날로그 신호를 필터링 등의 처리를 한 후 아날로그-디지털 변환회로(31)에 의해 디지털 신호로 변환하여도 좋다.
- [0075] 심박 추출 수단(32)은 센서(21)에서 검출한 신호에서 심박에 대한 신호를 추출하는 수단이며, 센서의 종류 또는 입력되는 신호에 따라 적절한 처리가 선택된다.
- [0076] 심전도 파형이나 심탄도 파형이 입력된 경우, 일반적으로 심전도 파형이나 심탄도 파형은 호흡의 영향을 받고 있기 때문에, 호흡성분을 제거하는 처리를 행하는 것이 바람직하지만, 심박간격의 계산에 문제가 없다면 심박 추출 수단을 사용하지 않아도 된다.
- [0077] 또한 생체 진동신호가 입력된 경우, 일반적으로 생체 진동신호에는 심장박동에 의한 심탄도 신호뿐만 아니라, 호흡에 의한 진동이나 신체 움직임, 발성, 외부 환경 등에 따른 진동도 포함될 수 있으며, 이들 잡음을 제거하는 처리를 행하는 것이 바람직하다.
- [0078] 처리로는, 예를 들어, 심전도 파형이나 진동신호의 강도를 n 승(n 은 2 이상의 정수이고, n 이 홀수인 경우에는 절댓값을 취한다)하여 강조 처리한 후, 대역 통과 필터(BPF)를 통과시켜도 좋다.
- [0079] 심박 추출 수단(32)의 BPF는 통과 대역의 하한 주파수가 0.5Hz 이상, 0.6Hz 이상, 0.7Hz 이상, 0.8Hz 이상, 0.9Hz 또는 1Hz 이상인 것이 바람직하고, 상한 주파수가 10Hz 이하, 8Hz 이하, 6Hz 이하, 5Hz 이하, 3Hz 이하인 것이 바람직하고, 이들 하한 주파수 중 어느 하나와 상한 주파수 중 어느 하나를 결합한 통과 대역을 가지는 것이 바람직하다.
- [0080] 심박 추출 수단(32)의 하한 주파수가 호흡 파형 추출 수단(33)의 상한 주파수와 같아도 되고, 호흡 파형 추출 수단(33)의 상한 주파수보다 낮고, 심박 추출 수단(32)의 통과 대역의 일부가 호흡 파형 추출 수단(33)의 통과 대역과 중첩하여도 좋다.
- [0081] 또한 심박간격 추출 방법으로, 취득한 심탄도 파형 또는 생체 진동신호로부터 필터의 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하는 것이 바람직하고, 더욱 바람직하게는 정기적 또는 비정기적으로, 취득한 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 필터의 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하는 것이 바람직하다.
- [0082] 예를 들어, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호 혹은 이들 신호에 전처리(예를 들어, 잡음 제거 강조 처리 등) 한 것(심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 비롯되는 신호)에 대한 파워 스펙트럼을 구하고, 0.5Hz 이상에서 밀도를 검색하여 첫 번째 피크를 식별하고 그 피크가 소정의 임계값(예를 들어, 피크의 반치폭)까지 저하하는 저주파측 및/또는 고주파측의 주파수 대역을 통과 주파수로 하여도 좋다. 파워 스펙트럼은, 예를 들어, 푸리에 변환을 행함으로써 구할 수 있다.
- [0083] 이렇게 취득한 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 구한 상한 주파수 또는 하한 주파수 필터를 사용하여 신호 처리를 실시하는 것으로 인해, 취득한 생체에 특유의 생체정보나 취득시의 자세, 컨디션, 환경 등의 조건이 반영되어 개인차 및 취득시의 조건에 대응하는 필터를 설정할 수 있으며, 실시간으로 위상 코히어런스를 산출할 수 있었다. 또한, 센서(21)의 일부에 호흡 센서를 사용한 경우, 호흡 센서로부터의 신호는 심박 추출 수단(32)에 입력할 필요는 없다.
- [0084] 나아가 심탄도 파형으로부터 심박간격을 산출하는 방법으로, 심박의 주파수보다 높은 주파수를 하한 주파수로 하는 고역 통과 필터(HPF)에 심탄도 파형을 통과시키고, HPF 통과 후의 신호에 대한 절댓값을 취함으로써 인해,

사용한 HPF를 통과한 신호의 포락선 신호로부터 심탄도 파형의 각 심장박동의 최고치를 얻을 수 있으며, 그 피크치, 또는 심장박동의 피크의 시작 시점에서 심박간격을 구할 수 있다.

- [0085] 일반적으로 심장의 주파수는 최대라도 3Hz 정도이지만, 이 고역 통과 필터의 하한 주파수는 5Hz 이상인 것이 바람직하고, 10Hz, 20Hz, 30Hz, 40Hz 이어도 좋다.
- [0086] 이 신호 처리 방법에서, 심박간격의 변화를 산출하여 얻어진 위상 코히어런스(λ)의 값은, 심전도 파형에서 구한 위상 코히어런스(λ)의 값에 매우 가까운 값을 얻을 수 있었다. 또한 HPF 통과 후의 신호에 대한 절대값을 취한 신호에 대해, 위의 파워 스펙트럼에서 구한 통과 주파수의 BPF(또는 LPF)를 이용하는 것이 보다 바람직하다. 또한 HPF를 통과시키기 전에, 잡음 제거 전처리 등을 실시하여도 좋다. 생체 진동신호(심탄도 파형 포함)는 심장박동에 따른 진동 파형을 포함한 것이지만, 호흡 운동에 따른 진동 성분이 심장박동 성분과 중첩하면 파형이 안정되지 않고, 기존에는 원파형으로부터 RRI(R-R Interval; RR간격)에 해당하는 각 박동의 박동 간격을 얻는 것이 어려웠다. 본 방법에서는, 심장박동의 기본 주파수 성분과 중첩된 호흡 주파수 성분을 미리 제거한 후 심장박동에 따른 고주파 진동 성분으로부터 박동 간격을 구함으로써, 보다 정확한 박동 간격을 얻을 수 있으며, 그 결과 심박간격의 변화인 호흡성 부정맥 검출도 정확해지고, 산출된 위상 코히어런스는 심전도와 측정된 호흡에서 구한 것과 거의 일치한다.
- [0087] 호흡 파형 추출 수단(33)은 센서(21)에서 검출한 신호에서 호흡 패턴에 대한 신호를 추출하는 수단이며, 센서의 종류 또는 입력되는 신호에 따라 적절한 처리가 선택된다.
- [0088] 센서(21)의 일부에 호흡 센서를 사용하여, 호흡 센서에 의해 호흡 패턴이 측정되는 경우에는 호흡 파형 추출 수단(33)을 설치하지 않아도 되고, 호흡 파형 추출 수단 33에서 잡음이 되는 신호를 제거하는 처리를 행할 수 있다.
- [0089] 심전도 파형, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 호흡 패턴에 대한 신호를 추출하는 경우, 이러한 처리로, 예를 들어, 심전도 파형이나 진동신호의 강도를 n 승(n 은 2 이상의 정수이고 n 이 홀수인 경우에는 절대값을 취한다)하여 강조 처리한 후 0.5Hz 이하의 주파수 범위의 통과 대역을 갖는 저역 통과 필터(LPF)를 통과 시켜도 좋다.
- [0090] 호흡 파형 추출 수단 33의 LPF의 차단 주파수는 0.3, 0.4, 0.6, 0.7Hz, 0.8Hz 이어도 된다.
- [0091] 또한 호흡 파형 추출 수단(33)의 차단 주파수는 심박 추출 수단(32)의 하한 주파수와 같아도 되고, 하한 주파수보다 높게하여 통과 대역의 일부가 중첩되어도 무방하다.
- [0092] 또한 호흡 파형 추출 방법으로, 취득한 심전도 파형, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호로부터 필터의 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하는 것이 바람직하고, 더욱 바람직하게는 정기적 또는 비정기적으로, 취득한 심탄도 파형 또는 생체 진동신호로부터 필터의 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하는 것이 바람직하다.
- [0093] 심전도 파형, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호 혹은 이들 신호에 전처리(예를 들어, 잡음 제거 필터 및 강조 처리 등)한 것에 대해 파워 스펙트럼을 구하고, 저주파측에서 파워 스펙트럼 밀도를 검색하여 첫번째 피크를 식별하고, 그 피크가 소정의 임계값(예를 들어, 피크의 반치폭)까지 저하하는 고주파측의 주파수를 차단 주파수로 하여도 좋다. 이와 같이, 취득한 심전도 파형, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 구한 상한 주파수 또는 하한 주파수 필터를 사용하여 신호 처리를 실시함으로써 인해, 취득한 생체에 특유의 생체정보와 취득시의 자세, 컨디션, 환경 등의 조건이 반영되어 개인차 및 취득시의 조건에 대응하는 필터를 설정할 수 있으며, 실시간으로 위상 코히어런스를 산출할 수 있었다. 또한 LPF 대신 BPF를 통과 시켜도 되고, 이 경우, BPF의 하한 주파수는 충분히 낮은 주파수이면 족하고, 예를 들어 0.1Hz로 설정하여도 된다.
- [0094] 도 4(A)의 하단 그래프는 호흡 패턴을 나타내는 것이며, 실선은 심전도 파형에서 추출한 호흡 패턴이며, 점선은 호흡에 의한 공기의 흐름을 측정된 실측치다.
- [0095] 도 4(A)의 하단 그래프를 보면, 심전도 파형에서 추출한 호흡 패턴도 주기는 실측치와 일치하는 것을 확인할 수 있다.
- [0096] 도 5는 8명의 피험자들을 상대로, 호흡수를 분당 8, 10, 12, 15, 18, 20, 24회로 변화시켰을 때의 심전도에서 추출한, 추정된 호흡 주파수와 실측된 호흡 주파수의 상관관계 를 나타낸 도면이다.
- [0097] 점선은 호흡 주파수의 95% 신뢰구간을 나타내고있다. 호흡 주파수가 약 0.4Hz를 초과하면 95% 신뢰구간이 identity line에서 벗어나 과소 평가되지만, 0.4Hz 미만에서는 10% 이내의 정밀도로 호흡 주파수를 추정할 수있

다.

- [0098] 도 6은 도 5의 추정된 호흡 주파수를 이용하여 산출한 위상 코히어런스 λ_{ecg} 와, 실측된 호흡 주파수를 이용하여 산출한 위상 코히어런스 λ 의 상관관계를 나타낸 그림이다.
- [0099] 호흡 주파수 0.33Hz(20 회/분)까지는 90% 이상의 정밀도로 위상 코히어런스가 요구되었다.
- [0100] 심박간격 산출 수단(34)은, 심박 추출 수단(32)으로부터의 신호가 입력되어 심박간격을 산출한다. 심박간격은, 예를 들어, 심전도의 P파, R파, T파 또는 U파의 간격, 특히 R파가 날카로운 피크를 가지므로, R파에서 그 다음의 R파까지의 거리를 측정하는 것이 바람직하다.
- [0101] 심탄도 파형이나 생체 진동신호로부터 추출된 심박 관련 신호의 경우에도, 날카로운 피크인 R파에 해당하는 파형의 간격을 측정하는 것이 바람직하다.
- [0102] 도 4(B)는 도 4(A)의 심전도에서 산출한 심박간격의 변화를 나타내는 그래프이며, 세로축이 심박간격(ms), 가로축이 시간(s)이다.
- [0103] 도 4(B)를 보면, 심박간격이 일정한 주기로 변동하고있는 것을 확인할 수 있다. 또한, 호흡성 부정맥(RSA)의 진폭도 심리적 스트레스 등을 평가하는 지표의 하나로서 이용 가능하지만, 후술하는 바와 같이, 호흡 주파수에 따라서도 호흡성 부정맥(RSA)의 진폭이 변화하므로, 위상 코히어런스에 의한 평가와 함께 보조적 또는 추가적으로 평가하는 것이 바람직하다.
- [0104] 또한 심박간격 산출 수단(34)은 심박에 대한 정보를 포함한 생체정보로부터 직접 심박간격을 산출하여도 된다.
- [0105] 이 경우, 심박 추출 수단(32)의 기능을 포함하는 심박간격 산출 수단(34)이어도 좋고, 신호 처리 방법에 따라서 심박 추출 수단(32)을 필요로하지 않고 심박에 대한 정보를 포함한 생체정보에서 직접 심박의 간격을 산출할 수 있다.
- [0106] 힐베르트 변환 필터(35)는 심박간격의 변화에 대해 순시 위상 및 순시 진폭을 출력하는 것이며, 힐베르트 변환 필터(36)는 호흡 패턴에 대해 순시 위상 및 순시 진폭을 출력하는 것이다. 힐베르트 변환은 아날로그 회로에서 90° 위상차 분파기를 실현하여도 좋고, 유한 임펄스 응답 디지털 필터로 구성하여도 좋다. 힐베르트 변환한 신호와 실신호를 추가하여 해석적 신호를 얻어, 해석적 신호의 실부와 허부의 비율에서 순시 위상을 구할 수 있다.
- [0107] 도 4(C)의 상단 그래프는, 실선이 심박간격의 변화의 순시 위상이며, 점선이 호흡 패턴의 순시 위상이고, 세로축이 위상(라디안)이며, 가로축은 시간(s)이다.
- [0108] 순시 위상차 산출 수단(37)은, 심박간격의 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상과의 위상차(순시 위상차)를 산출하고, 결과를 위상 코히어런스 산출 수단(38)에 출력한다.
- [0109] 위상 코히어런스 산출 수단(38)에서는 위와 같이 심박간격의 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상과의 순시 위상차를 이용하여 위상 코히어런스를 산출한다.
- [0110] 위상 코히어런스를 구할 때의 데이터는 적어도 한 호흡 주기의 윈도우 길이로 계산한다.
- [0111] 도 4(C)의 하단 그래프는 산출한 위상 코히어런스 λ 이다.
- [0112] 도 4(C)는 항상 위상 코히어런스가 1에 가까워 비교적 차이가 적은 상태임을 확인할 수 있다.
- [0113] 수면 상태 측정장치(1)는 나아가 산출한 위상 코히어런스 λ 에서 수면 상태를 판정하는 기능을 가지고 있어도 좋다.
- [0114] 조작 버튼(41), 터치 패널(42) 음성 입력용 마이크(43)는 사용자가 수면 상태 측정장치(1)를 조작하기위한 입력 수단이며, 수면 상태 측정장치(1)를 작동 시키거나 필요한 정보를 출력시키거나 할 수 있다.
- [0115] 표시 디스플레이(44), 스피커(46)는 심박, 호흡 패턴, 호흡성 부정맥, 위상 코히어런스 λ 나 위상 코히어런스 λ 로부터 추정되는 수면 상태 등을 출력하는 출력 수단으로 이용할 수 있다.
- [0116] 무선 통신 수단(45)은 산출한 위상 코히어런스 λ 나 수면 상태의 출력 수단에 이용하여도 좋고, 센서(20)로부터의 신호를 입력하는 입력 수단으로 사용하여도 된다.
- [0117] 또는 음성으로 수면 상태 등을 출력하여도 된다. 기록 장치(47)는 입력된 정보, 각종 수단의 프로그램, 측정 결

과 등이 기록된다.

- [0118] 수면 상태 측정장치(1)는 휴대 단말(예를 들어, 휴대 전화, 스마트폰 등)과 센서로 실현할 수도 있다.
- [0119] 센서, 예를 들면, 심전도 센서에 A/D 변환회로 및 무선 통신 기능을 설치하여, 센서에서 검출한 신호를 A/D 변환회로에서 디지털 신호로 변환하고, 디지털 신호를 무선 통신 기능을 통해 휴대 단말기로 전송한다.
- [0120] 무선 통신 기능으로는, 예를 들어, Bluetooth(등록상표), Wi-fi(등록상표) 등을 이용하는 것이 바람직하다.
- [0121] 본 발명의 수면 상태 측정장치(1)는 심박간격 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상과의 순시 위상차의 위상 코히어런스가 δ 파의 진폭과 상관관계가있는 것을 이용하여 수면 상태를 측정할 수 있다. 위상 코히어런스는, 후술하는 바와 같이, 호흡 주파수의 영향을 받기 어려우며, 보다 정확하게 수면 상태를 측정할 수 있다.
- [0122] 또한 하나의 센서로도 수면 상태 측정장치(1)를 실현하는 것이 가능하며, 사용자에게 부담이 적고 스트레스를 느끼기 어려운 장치를 제공 할 수있다.
- [0123] 특히 진동을 측정하는 센서의 경우 동물을 구속하지 않고 측정 할 수 있으며, 보다 간편한 장치를 제공 할 수있다. 위상 코히어런스는 실시간으로 측정할 수 있으며, 논렘수면시간의 발생 시점이나 논렘수면의 리듬 주기를 측정할 수 있고, 수면 상태를 정확하게 파악할 수 있다.
- [0124] 또한, 동시에 호흡 패턴을 측정 또는 추출하고 있기 때문에, 수면시 무호흡 상태를 감지할 수 있다. 나아가, 피 측정자의 호흡성 부정맥의 정도도 측정할 수 있기 때문에, 수면 상태에 대해 보조적인 판단지표로 삼는 것도 가능하다.
- [0125] [위상 코히어런스 산출 장치 및 방법]
- [0126] 위상 코히어런스는 수면 상태뿐만 아니라 심리적 스트레스의 평가에도 이용할 수 있다.
- [0127] 특히, 본 실시 형태에서 설명하는 위상 코히어런스 산출 장치는 적어도 동물의 심박에 대한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체정보로부터 심박간격의 변화와 호흡 패턴을 취득하여 위상 코히어런스를 산출한다.
- [0128] 도 7은 위상 코히어런스 산출 장치(11)의 개략적인 블록도이다.
- [0129] 위상 코히어런스 산출 장치(11)는 적어도 생체정보 취득 수단(12)과 호흡 파형 추출 수단(13)과, 심박간격 산출 수단(14)과 위상 코히어런스 산출 수단(15)을 포함한다.
- [0130] 또한 위상 코히어런스 산출 장치(11)는 도 3에 기재된 기타 수단을 구비하고 있어도 좋다.
- [0131] 본 실시 형태에서의 위상 코히어런스 산출 장치(11)는 생체정보 취득 수단(12)이 적어도 동물의 심박에 대한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체정보를 취득하는 것이며, 이러한 생체정보로서, 심전도, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호를 예로 들 수 있다.
- [0132] 생체정보 취득 수단(12)은 동물을 측정하기위한 센서 및 센서의 정보를 유선 또는 무선으로 입력하는 입력부를 포함하는 구성이어도 좋고, 이미 측정된 정보가 기록된 다른 기록 매체로부터의 정보를 유선 또는 무선으로 입력할 수 있는 입력부를 포함하는 구성이어도 좋다.
- [0133] 즉, 정보 취득부(2)는 적어도 정보를 입력하는 입력부를 구비하고 있고, 경우에 따라서는 입력부와 유선 또는 무선으로 연결된 생체정보를 측정하기위한 센서를 구비하고 있어도 좋다.
- [0134] 센서로 생체정보를 측정하는 경우, 샘플링 주파수는 100Hz 이상인 것이 바람직하다.
- [0135] 심전도에서 호흡 패턴을 추출하여 심박간격의 변화와 호흡 패턴을 얻을 수 있는 것은 위 수면 상태 측정장치(1)의 설명에서 상술한 바와 같다.
- [0136] 심탄도 파형 또는 생체 진동신호의 경우, 진동을 측정하는 센서는 생체에 직접 접촉 시켜도 좋지만, 생체로부터 진동이 전달되는 부재(바닥, 침대, 의자, 책상, 옷, 신발, 카펫, 시트, 커버 등 포함)에 접촉시켜도 좋고, 비접촉식의 경우 생체에서 이격되어 배치하여도 무방하다.
- [0137] 접촉식의 진동을 측정하는 센서가 설치되는 부재는 생체에서 여러 부재를 개재시킨 것이어도 좋다.
- [0138] 예를 들어, 바닥 위, 침대 매트 위 또는 아래, 의자의 좌판과 등받이의 표면 또는 이면, 책상 상판의 표면 또는

이면 등에 진동을 측정하는 센서를 설치 또는 매설하여도 된다.

- [0139] 또한, 침대의 다리에 있어서 바닥과 접촉하는 부위에 설치된 보호 부재의 하나에 진동을 측정하는 센서를 설치하여도 좋고, 침대 프레임, 헤드 보드 또는 사이드 레일 등에 설치하여도 좋고, 의자의 다리, 팔걸이, 프레임 등에 설치하여도 좋고, 책상 다리, 보강대, 에이프런 등에 설치하여도 좋다.
- [0140] 또한 화장실의 좌변기나 소변기에 진동을 측정하는 센서를 설치하여도 좋고, 좌변기 또는 소변기의 앞면, 뒷면 또는 내부에 진동을 측정하는 센서를 배치 할 수 있다.
- [0141] 예컨대, 변기 뒷면의 변기와의 접촉 개소에 설치된 완충부, 또는 변기 앞면의 변기와의 접촉 개소에 진동을 측정하는 센서부를 배치하여도 된다.
- [0142] 더구나 진동을 측정하는 센서로는, 위와 같이 압전 센서, 가속도 센서, 압력 센서, 비접촉식 센서 등을 사용할 수 있다.
- [0143] 심탄도 파형 또는 생체 진동신호의 경우, 심박에 대한 정보와 호흡에 대한 정보를 각각 추출할 필요가 있다.
- [0144] 저역 통과 필터(LPF), 대역 통과 필터(BPF), 고역 통과 필터(HPF)에 의해, 주파수로 심박에 대한 정보와 호흡에 대한 정보를 추출할 수 있다.
- [0145] 더 정확히 심탄도 파형 또는 생체 진동신호로부터 심박을 구하기 위해, 심탄도 신호의 전달 특성을 산출하고, 역 전달함수를 추정함으로써, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 심전도에 해당하는 파형을 구할 수 있다.
- [0146] 역 전달함수는 미리 피 측정자의 심전도와 심탄도 신호를 측정한 후 전달 특성을 조사하여도 되지만, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호로부터만 전달 특성을 추정하는 것도 가능하다.
- [0147] 심탄도 파형에서 저주파 성분을 제거한 후, Wiener 필터 등을 적용하여 역 전달함수와 원래의 심탄도 파형을 중첩적분함으로써 모의 심전도 파형을 얻을 수 있다.
- [0148] 또한 심탄도 파형에서 심박간격을 산출하는 다른 방법으로, 심박의 주파수보다 높은 주파수를 하한 주파수로 하는 고역 통과 필터(HPF)에 심탄도 파형을 통과시키고, HPF 통과 후의 신호에 대한 절대값을 취함으로써 인해, 사용한 HPF를 통과한 신호의 포락선 신호로부터 심탄도 파형의 각 심장박동의 최고치를 얻을 수 있으며, 그 피크치, 또는 심장박동의 피크의 시작 시점에서 심박간격을 구하여도 된다.
- [0149] 도 8(A)는 상단의 그래프가 심탄도 파형이며, 하단의 그래프가 심탄도 파형으로부터 추출된 모의 심전도 파형이다.
- [0150] 첫째로, 심탄도 파형에서도 날카로운 피크가 주기적으로 발생하고 있기 때문에, 그 피크 시간(T)을 구하여, 그 시간이 심전도에서 얻을 수 있는 R파의 시간이라고 가정하고, 심탄도 파형의 날카로운 피크를 기점으로 그에 따른 심탄도 파형을 소정 윈도우 길이(길어도 다음 피크까지)의 파형 조각으로 잘라 정리한다.
- [0151] 정리했을 때 차이가 큰 파형 조각은 시간(T)이 R파의 시간과 일치하지 않다고 판단하고 제거하는 것이 바람직하다.
- [0152] 도 8(B)의 실선은 100개의 파형 조각을 중첩시켰을 때의 평균이며, 점선은 표준 편차이다.
- [0153] 이 실선을 심전도와 심탄도 신호 간의 평균 전달 특성이라 하고, 이러한 전달 특성의 역 전달함수를 이용하여 심탄도 파형으로부터 모의 심전도 파형을 얻을 수 있었다.
- [0154] 이처럼 심탄도 신호의 전달 특성을 산출하고, 역 전달함수를 추정하여 심탄도 파형 또는 생체 진동신호에서 심전도에 해당하는 파형을 구함으로써, 보다 정확하게 추출할 수 있다.
- [0155] 특히, 본 발명의 위상 코히어런스 산출 장치 및 수면 상태 측정장치는 심박간격의 변화와 호흡 패턴의 추출을 행하는 것이며, 보다 정확히 심전도에 해당하는 파형을 구하는 것이 중요하다.
- [0156] 나아가, 심탄도 파형에서 호흡에 대한 신호는 저역 통과 필터(LPF)를 통과시킴으로써 추출하거나, 모의 심전도 파형으로부터 호흡에서 비롯된 진폭 변조를 추출함으로써 추출할 수 있다.
- [0157] 센서로 생체정보를 측정하는 경우, 샘플링 주파수는 100Hz이상인 것이 바람직하다.
- [0158] 도 9는 심전도 파형을 취득 할 때의 샘플링 주파수로서, 1kHz, 500Hz, 200Hz, 100Hz, 50Hz로 변화시킨 경우의 위상 코히어런스를 비교 한 그림이다.

- [0159] 1kHz로 샘플링한 심전도의 위상 코히어런스와 비교한 평균 제곱근 오차(Root Mean Square Error: RMSE)는 500Hz가 0.028, 200Hz가 0.039, 100Hz가 0.045, 50Hz가 0.109였다.
- [0160] 이와 같이, 100Hz이상의 샘플링 주파수이면 충분히 정확한 위상 코히어런스를 얻을 수 있다.
- [0161] 도 10은 안정시와 암산과제 수행 시(스트레스 상태)의 심박간격의 변화와 호흡 패턴의 순시 위상의 관계를 나타낸 것이다.
- [0162] 그림 10(A)는 안정시 심박수(실선)과 호흡(점선)의 순시 위상이며, (B)는 안정시 심박과 호흡의 순시 위상 리사쥬 도형이다.
- [0163] 도 10(C)는 암산과제 수행 시(스트레스 상태)의 심박(실선)과 호흡(점선)의 순시 위상이며, (D)는 암산과제 수행 시의 심박과 호흡의 순시 위상 리사쥬 도형이다.
- [0164] 도 10(E)는 안정 상태에서 암산과제를 부과했을 때와 암산과제 종료 후의 호흡성 부정맥(RSA)의 변화이다.
- [0165] 도 10(F)는 안정 상태에서 암산과제를 부과했을 때와 암산과제 종료 후의 위상 코히어런스의 변화이며, 점선은 호흡유속에 의한 실제 호흡 패턴을 사용하여 산출된 위상 코히어런스이고, 실선은 심전도에서 산출한 호흡 패턴을 사용하여 산출된 위상 코히어런스이다.
- [0166] 안정시의 위상 코히어런스는 0.69 ± 0.12 (95% 신뢰 구간: $0.63 \sim 0.75$)이며, 암산과제 수행 시의 위상 코히어런스는 0.45 ± 0.17 (95% 신뢰 구간: $0.41 \sim 0.49$)이며, 안정시에 비해 암산과제 수행 시에는 유의하게 위상 코히어런스가 감소되어 있었다.
- [0167] 도 10에서, 순시 위상차는 안정시에는 매우 안정되어있고, 암산과제 등의 정신적 스트레스를 부과하면 호흡성 부정맥(RSA)의 정도가 감소될 뿐만 아니라 위상차가 흐트러지는 것을 확인할 수 있다.
- [0168] 이것은 호흡 중추에 의해 생성되는 호흡 발진기와 자율신경의 지배하에 있는 심장 발진기의 협력 관계가 스트레스에 의해 교란되는 것을 의미하고 있다.
- [0169] 도 11은 자발적으로 호흡 주파수를 변화시킨 경우의 심박간격(RRI), 호흡성 부정맥의 진폭(ARSA), 위상 코히어런스(λ) 및 호흡 주파수(fR)를 나타내는 도면이다.
- [0170] 처음에, 호흡수는 분당 15회였지만, 300s부터 의식적으로 분당 25 회로 늘렸다. 호흡수가 증가하면 호흡성 부정맥의 진폭(ARSA)은 작아지지만, 위상 코히어런스는 거의 변화하지 않는다.
- [0171] 호흡성 부정맥은 자율신경의 부교감신경 활동에서 비롯되는 생리현상이며, 그 진폭은 부교감신경 활동의 긴장도를 반영한다고 전해지지만, 도 11과 같이 부교감신경 활동의 긴장도를 변화 시키는 것이 아니라, 호흡수를 변화시킨 것 만으로도 호흡성 부정맥의 진폭에 영향을 주기 때문에, 반드시 호흡성 부정맥에서 자율신경 활동을 추정할 수 있는 건 아니었다.
- [0172] 이러한 점에서, 호흡수를 변화시켜도 위상 코히어런스는 변화하지 않기 때문에, 위상 코히어런스로부터 자율신경 활동을 추정하는 것에서 보다 정확한 자율신경 활동을 추정할 수 있다.
- [0173] 이처럼 위상 코히어런스를 측정함으로써, 호흡 주파수에 의존하지 않고 실시간으로 피 측정자의 심리적 스트레스 상태나 수면 상태를 확인할 수 있게 된다.
- [0174] 또한, 피 측정자의 호흡성 부정맥의 정도도 측정할 수 있기 때문에, 심리적 스트레스 상태나 수면 상태에 대해 보조적인 판단지표로 삼을 수 있다.
- [0175] 나아가, 심박간격의 변화도 정보로서 취득할 수 있기 때문에, 심박간격 변화의 시간 변화를 주파수 분석(푸리에 변환)함으로 인해 느리게 진동하는 성분(LF) 및 빠르게 진동하는 성분(HF)을 구하고, LH/HF를 교감신경 활동지표로, HF를 부교감신경 활동지표로서 검출하는 것도 가능하다.
- [0176] 예를 들어, 심박간격 변화의 시간 변화를 푸리에 변환한 파워 스펙트럼의 0.04~0.15Hz사이의 성분을 LF로, 0.15~0.4Hz사이의 성분을 HF로 산출하여도 된다.
- [0177] 이들 지표는 기존에 심전도에서 얻어졌던 R파의 심박간격의 변화 해석으로서 이용되고 있었지만, 본 발명에서는 심전도뿐만 아니라, 심탄도 파형 또는 생체 진동신호로부터 얻어진 심박간격의 변화에 있어서도 이들 지표를 분석 방법으로 사용할 수 있고, 교감신경부교감신경 활동의 조절 장애를 확인하는 것이 가능해졌다.

- [0178] 또한, 본 발명의 수면 상태 측정장치에 있어서 심전도를 이용한 경우에 이들 지표를 동시에 검출하여도 된다.
- [0179] 동물의 심박에 대한 정보를 포함한 생체정보 또는 호흡에 대한 정보를 포함한 생체정보의 신호 처리 방법으로서, 생체정보에서 비롯되는 신호의 파워 스펙트럼에서 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하고, 상기 상한 주파수 또는 하한 주파수를 차단 주파수로 하는 필터를 통과시키는 처리를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0180] 생체정보에서 비롯되는 신호의 파워 스펙트럼에서 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구함으로써, 취득한 생체에 특유의 생체정보와 생체정보 취득시의 자세, 컨디션, 환경 등의 조건이 반영되어, 개인차 및 취득시의 조건에 대응한 필터를 설정할 수 있다.
- [0181] 나아가, 자세, 컨디션, 환경 등의 조건은 항상 변화하기 때문에, 정기적 또는 비정기적으로 필터의 상한 주파수 혹은 하한 주파수를 업데이트하는 것이 바람직하다.
- [0182] 심박에 대한 정보를 포함한 생체정보는, 예를 들어, 심전도, 심탄도 파형, 동물의 진동(심탄도 포함)의 시간적 변화를 측정 한 생체 진동신호 등이 이용 가능하며, 호흡기에 대한 정보를 포함한 생체정보는, 예를 들어, 호흡에 의한 공기의 흐름을 측정한 실측치, 호흡에 따른 흉곽 임피던스 변화를 측정한 실측치, 호흡에 의한 온도 변화를 측정한 실측치, 호흡 운동에 따른 복부의 움직임 측정한 실측치, 심전도, 심탄도 파형, 생체 진동신호 등이 이용 가능하다.
- [0183] 생체정보에서 비롯되는 신호는, 이들 심박에 대한 정보를 포함한 생체정보, 또는 호흡에 대한 정보를 포함한 생체정보 그 자체뿐만 아니라, 생체정보에 전처리(예를 들어, 잡음 제거, 강조 처리 등)한 물건을 포함한다.
- [0184] 이러한 신호 처리 방법은, 예컨대, 상기 수면 상태 측정장치에 있어서, 심박간격 산출 기능에 따라 심박 정보를 포함한 생체정보로부터 심박간격의 변화를 산출하거나, 호흡 패턴 산출 기능에 따라 호흡 패턴의 정보를 포함한 생체정보에서 호흡 패턴을 산출할 때 이용하여도 되고, 위상 코히어런스 산출 장치에 있어서, 동물의 심박에 대한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체정보로부터 심박간격의 변화를 산출하거나 호흡 패턴을 산출할 때 이용하여도 된다.
- [0185] [생체진동신호 측정장치(웨어러블 센서)]
- [0186] 도 12는 본 발명의 생체 진동신호 측정장치(101)의 개략적인 블록도이다.
- [0187] 생체 진동신호 측정장치(101)는 사람에게 장착 가능한 장착부에 적어도 진동센서(102)를 구비하고, 필요에 따라 정보 처리 수단(103), 통신 수단(104), 전력 공급 수단(105), 기억 수단(106), 디스플레이 출력 수단(107), 조작 수단(108) 등등 중 하나 또는 복수를 구비하고 있어도 좋다.
- [0188] 장착부는 동물의 몸에 부착 가능하며, 예컨대, 인간 또는 동물의 사지 혹은 두부에 장착 가능한 웨어러블인 것이 바람직하다.
- [0189] 인간 또는 동물의 상지의 경우, 손가락, 손목, 팔 등에 장착하는 것이 바람직하며, 예컨대, 반지, 팔찌, 골무, 손목밴드 등에 센서를 설치할 수 있다.
- [0190] 또한 인간 혹은 동물의 하지의 경우, 허벅지, 정강이, 발목에 장착하는 것이 바람직하며, 예컨대, 밴드, 양말, 레깅스 등에 센서를 설치하여도 좋다. 또한 인간 또는 동물의 머리에 있어서도, 목, 관자놀이, 귀 등에 장착하는 것이 바람직하며, 예컨대, 헤드밴드, 넥타이, 목걸이, 피어싱, 귀걸이 등에 설치하여도 좋다.
- [0191] 진동센서(102)는 진동을 측정하는 센서이며, 심박에 대한 정보와 호흡에 대한 정보를 포함한 생체 진동신호를 취득하고, 장착부를 통해서 사람에게 장착하는 것이 가능하다.
- [0192] 도 12에서는 하나의 진동센서(102)가 예시되어 있지만, 복수의 진동센서를 포함하여도 되고, 필요에 따라 다른 종류의 센서(예를 들어, 광학 센서, 온도 센서)를 진동센서(102)와 함께 사용하여도 좋다. 진동센서(102)로 생체 진동신호를 측정하는 경우, 샘플링 주파수는 100Hz 이상인 것이 바람직하다. 진동센서(102)는 사람에게 직접 또는 간접적으로 접촉시켜 배치함으로써, 생체 진동신호(심탄도 파형을 포함하여도 좋다)를 검출할 수 있다.
- [0193] 진동센서(102)는 위와 같이, 압전소자, 고분자압전체 등을 사용할 수 있다.
- [0194] 진동센서(102)에서 검출된 생체 진동신호는 장치 내의 버스로나 통신수단(104)을 통해 정보 처리 수단(103) 등에 전달된다.
- [0195] 정보 처리 수단(103)는 입력된 생체 진동신호를 처리하는 수단이며, 예를 들어, 전자 회로와 CPU(중앙 처리 장

치)의 연산 처리 기능을 이용할 수 있다.

- [0196] 정보 처리 수단(103)은 생체 진동신호 측정장치(101)에 설치되어 있는 것이 바람직하지만, 생체 진동신호 측정장치(101)와는 별도로, 통신 수단(104)을 통해 생체 진동신호 측정장치(101)로부터 생체 진동신호를 전달할 수 있도록 설치되어 있어도 좋다.
- [0197] CPU의 연산 처리 기능에 의하면, 예컨대, 디지털 필터를 구성하고 주파수 필터링을 수행할 수도 있다. 또한 정보 처리 수단(103)은 디지털 회로가 아닌 아날로그 회로로 수행하는 것도 가능하다.
- [0198] 예를 들어, 컨덴서나 저항 및 연산 증폭기 등으로 구성된 저역 통과 필터(LPF)나 고역 통과 필터(HPF)의 아날로그 필터에 의해 주파수 필터링을 수행하여도 된다.
- [0199] 또한 입력되는 생체 진동신호가 아날로그 신호라면, 아날로그-디지털 변환회로에 의해 디지털 신호로 변환하여도 된다.
- [0200] 정보 처리 수단(103)은 적어도 심박간격 산출 수단(131), 호흡 파형 추출 수단(132)을 포함하며 위상 코히어런스 산출 수단(133)을 포함하는 것이 바람직하다.
- [0201] 또한, 위상 코히어런스 산출 기능을 갖는 장치를 "위상 코히어런스 산출 장치"라고 하기도 한다.
- [0202] 본 발명의 생체 진동신호 측정장치(101)는 위상 코히어런스 산출 기능을 갖추는 경우, 위상 코히어런스 산출 장치의 일종이 된다.
- [0203] 심박간격 산출 수단(131), 호흡 파형 추출 수단(132), 위상 코히어런스 산출 수단(133)의 구체적인 처리 내용은 위 수면 상태 측정장치(1) 및 위상 코히어런스 산출 장치(11)의 설명에서 상술한 바와 같다.
- [0204] 통신 수단(104)은 유선 또는 무선 통신을 통해 각종 신호를 전달하는 기능을 갖는다.
- [0205] 통신 수단(104)은 진동센서(102)에 연결된 배선, 케이블이어도 좋다. 무선 통신 수단(104)은 예컨대, 진동센서(102)가 취득한 생체 진동신호를 정보 처리 수단(103), 기억 수단(106) 디스플레이 출력수단(107), 외부 장치(미도시) 등으로 전송하여도 좋고, 정보 처리 수단(103)이 산출한 위상 코히어런스의 정보를 기억 수단(106), 디스플레이 출력수단(107), 외부 장치(미도시) 등으로 전송하여도 좋고, 기억 수단(106)에 격납된 생체 진동신호 또는 위상 코히어런스를, 정보 처리 수단(103), 디스플레이 출력수단(107) 등으로 전송하여도 된다.
- [0206] 또한 통신 수단(104)은 조작 수단(108)을 통해 사용자로부터 입력된 정보를 정보 처리 수단(103), 기억 수단(106) 디스플레이 출력수단(107) 등으로 전송하여도 된다.
- [0207] 통신 수단(104)으로서 무선의 경우, 예컨대, Bluetooth(등록상표), Wi-fi(등록상표), 근접장형의 근거리 무선 통신(NFC: Near field radio communication) 등을 이용하는 것이 바람직하다.
- [0208] 더구나, 통신 수단(104)은 생체 진동신호 측정장치(101)의 형태에 따라서는 반드시 양방향 통신으로 하지 않아도 된다.
- [0209] 전력 공급 수단(105)은 생체 진동신호 측정장치(101)의 각부에 전력을 공급하는 기능을 가지고, 예를 들어, 리튬이온 배터리 등의 배터리 따위를 채용할 수 있다.
- [0210] 기억 수단(106)은 진동센서(102)에서 취득한 생체 진동신호, 처리 수단(103)으로 산출한 처리결과(위상 코히어런스 등), 정보 처리 수단(103)을 동작시키기 위한 프로그램 등을 저장하는 기능이 있고, 예컨대 메모리 등을 채용할 수 있다.
- [0211] 디스플레이 출력 수단(107)은 산출한 처리결과(위상 코히어런스 등), 사용자가 입력한 각종 정보, 작업 내용 등을 표시하거나 출력하는 기능을 갖는다. 디스플레이 출력 수단(107)으로서는, 처리결과를 그림으로 표시하는 디스플레이, 처리결과를 종이로 출력하는 프린터, 처리결과를 음성으로 출력하는 스피커 등을 채용할 수 있다.
- [0212] 생체 진동신호 측정장치(101)에 디스플레이를 설치하고, 디스플레이 출력 수단(107)으로 사용하여도 좋다.
- [0213] 조작 수단(108)은 사용자가 생체 진동신호 측정장치(101)를 조작하기 위한 스위치, 터치 패널, 버튼, 노브, 키보드, 마우스, 음성 입력용 마이크 등으로 구성된다.
- [0214] 더구나, 디스플레이 출력 수단(107)이 사용자로부터의 조작을 수신할 수 있는 터치 패널로서 구성된 경우, 조작 수단(108)은 디스플레이 출력 수단(107)을 겸용하는 구성이어도 좋다.

- [0215] [신호 처리 방법]
- [0216] 생체 진동신호 측정장치(101)의 정보 처리 수단(103)은 인간의 심박 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체 진동신호에 대해 신호 처리를 행하고 생체정보를 취득한다.
- [0217] 예를 들어, 생체정보로서는 심박수, 심박간격 심박간격의 변화(호흡성 부정맥의 진폭), 호흡 패턴, 위상 코히어런스, 심박간격 변화의 주파수 성분 등을 산출한다.
- [0218] 위상 코히어런스는 동일한 시계열의 심박간격 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상과의 순시 위상차를 각 심박간격의 정보 및 호흡 패턴에서 산출할 수 있으며, 상기 식(1) 내지 (4)에 의거하여 산출할 수 있다.
- [0219] 첫째로, 진동센서(102)가 취득한 생체 진동신호는 정보 처리 수단(103)의 도시하지 않은 아날로그-디지털 변환 회로에 입력된다.
- [0220] 아날로그-디지털 변환회로는 진동센서(102)로부터의 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 회로이다.
- [0221] 더구나, 진동센서(102) 내에 아날로그-디지털 변환회로를 설치하는 경우, 진동센서(102)가 디지털 신호를 검출할 수 있도록 구성된 경우에는, 정보 처리 수단(103)에 아날로그-디지털 변환회로를 설치하지 않아도된다.
- [0222] 또한 진동센서(102)로부터의 아날로그 신호를 필터링 처리한 후, 필터링 처리된 아날로그 신호를 아날로그-디지털 변환회로에 의해 디지털 신호로 변환하여도 된다.
- [0223] 이어서 디지털 신호로 변환된 생체 진동신호는 정보 처리 수단(103)의 심박간격 산출 수단(131) 및 호흡 파형 추출 수단(132)에 입력된다.
- [0224] 또한, 심박간격 산출 수단(131)의 전단에는 도시하지 않은 심박 추출 수단을 설치하여도 된다. 정보 처리 수단(103)은 예를 들어, 진동센서(102)가 취득한 아날로그 신호가 입력되면 저역 통과 필터(LPF) 및 고역 통과 필터(HPF) 등의 아날로그 필터에 의해 필터링을 수행하고, 연산 증폭기에 의해 신호를 증폭한다.
- [0225] 나아가, 피험자 개인에 따라 달라지는 신호의 레벨값을 자동으로 제어할 수있는 AGC 회로(자동 이득 제어 회로)를 갖추어도 좋고, 예컨대, 연산 증폭기로 증폭된 신호값이 적정 범위에 들어있는지 여부를 판정하고, 그 정보를 피드백하여 연산 증폭기의 증폭률을 결정하여도 된다.
- [0226] 도시하지 않은 심박 추출 수단은 진동센서(102)에서 검출한 생체 진동신호로부터 심박에 대한 정보를 추출하는 수단이며, 입력되는 생체 진동신호에 따라 적절한 처리가 선택된다.
- [0227] 생체 진동신호(심탄도 파형 포함)는 일반적으로 심장박동에 의한 심탄도 신호뿐만 아니라, 호흡에 의한 진동이나 신체동작, 발성, 외부 환경 등에 따른 진동도 포함되는 경우가 있고, 이들 잡음을 제거하는 처리를 행하는 것이 바람직하다.
- [0228] 단, 심박간격의 산출에 문제가 없다면 심박 추출 수단을 사용하지 않아도 된다. 이러한 잡음을 제거하는 작업으로는, 위의 방법, 예컨대 생체 진동신호의 강도를 n 승하여 강조 처리한 후, BPF를 통과시키는 등의 방법을 사용할 수 있다.
- [0229] 또한 생체 진동신호로부터 심박간격을 산출하는 방법으로서, 상기 심탄도 파형으로부터 심박간격을 산출하는 방법을 사용할 수 있다.
- [0230] 나아가, 보다 정확한 생체 진동신호로부터 심박을 구하기 위해, 심탄도 신호의 전달 특성을 산출하고, 역 전달 함수를 추정함으로써 생체 진동신호로부터 심전도에 해당하는 파형을 구하여도 된다.
- [0231] 역 전달함수는 미리 피험자의 심전도와 심탄도 신호를 측정하고 전달 특성을 조사하여도 좋지만, 생체 진동신호로부터만 전달 특성을 추정하는 것도 가능하다.
- [0232] 심박 추출 수단에 의해 추출된 심박 정보는 심박간격 산출 수단(131)에 입력된다. 심박간격 산출 수단(131)은 심박의 정보로부터 심박간격을 산출한다.
- [0233] 심전도를 봤을 때, 심박간격은 일반적으로 R파가 날카로운 피크를 가지므로, R파에서 다음의 R파까지의 거리를 측정하는 것이 바람직하다.
- [0234] 생체 진동신호로부터 추출된 심박 정보의 경우도 마찬가지이며, 날카로운 피크의 R파에 해당하는 파형의 간격을 측정하는 것이 바람직하다.

- [0235] 호흡 파형 추출 수단(132)은 진동센서(102)로 검출 한 심박에 대한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체 진동신호에서 호흡 패턴을 추출한다.
- [0236] 호흡 파형 추출 수단(132)은 입력되는 생체 진동신호에 따라 적절히 적절한 처리가 선택된다. 호흡 파형 추출 수단(132)은 잡음이 되는 신호를 제거하는 작업을 수행하여도 된다.
- [0237] 생체 진동신호에서 호흡 패턴에 대한 신호를 추출하는 경우, 이러한 처리로는, 예컨대 생체 진동신호의 강도를 n 승(n 은 2 이상의 정수이고, n 이 홀수인 경우는 절대값을 취한다)하고 강조 처리한 후, 0.5Hz이하의 주파수 범위의 통과 대역을 갖는 저역 통과 필터 (LPF)를 통과 시켜도 좋다.
- [0238] 호흡 파형 추출 수단(132)의 LPF의 차단 주파수는 0.3, 0.4, 0.6, 0.7Hz, 0.8Hz이어도 좋다.
- [0239] 또한, 호흡 파형 추출 수단(132)의 차단 주파수는 심박 추출 수단의 하한 주파수와 같아도 되고, 하한 주파수보다 높게하여 통과 대역의 일부가 중첩되어 있어도 된다.
- [0240] 나아가, 호흡 파형 추출 방법으로서, 취득한 생체 진동신호로부터 필터의 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하는 것이 바람직하고, 더욱 바람직하게는, 정기적 또는 비정기적으로 취득한 생체 진동신호로부터 필터의 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하는 것이 바람직하다.
- [0241] 생체 진동신호 또는 이러한 신호에 전처리(예를 들어 잡음 제거 필터 및 강조 처리 등) 한 것에 대하여 파워 스펙트럼을 구하고, 저주파측에서 파워 스펙트럼 밀도를 검색하여 첫번째 피크를 식별하고, 그 피크가 소정의 임계값(예를 들어 피크의 반치폭)까지 저하하는 고주파측의 주파수를 차단 주파수로 하여도 좋다.
- [0242] 이와 같이, 획득한 생체 진동신호에서 구한 상한 주파수 또는 하한 주파수의 필터를 사용하여 신호 처리를 행함으로써, 피험자에게 특유의 생체정보나 취득시 자세, 컨디션, 환경 등의 조건이 반영되고, 개인차 및 취득시의 조건에 대응하는 필터를 설정할 수 있으며, 실시간으로 위상 코히어런스를 산출 할 수 있었다. 또한 LPF 대신 BPF를 통과시켜도 되고, 이 경우 BPF의 하한 주파수는 충분히 낮은 주파수이면 족하고, 예컨대, 0.1Hz로 설정하여도 된다.
- [0243] 심박간격 산출 수단(131)에 의해 산출된 심박간격과 호흡 파형 추출 수단(132)에 의해 추출된 호흡 패턴은 위상 코히어런스 산출 수단(133)에 입력된다.
- [0244] 위상 코히어런스 산출 수단(133)은 심박간격 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상을 산출하는 순시 위상 산출 기능(힐베르트 변환 필터)과, 양자의 순시 위상차를 산출하는 순시 위상차 계산 기능(순시 위상차 산출 수단)과, 산출된 순시 위상차를 이용하여 위상 코히어런스를 산출하는 위상 코히어런스 산출 기능을 갖는다.
- [0245] 도시하지 않은 힐베르트 변환 필터는 심박간격의 변화에 대해 순시 위상과 순시 진폭을 출력하고, 호흡 패턴에 대해 순시 위상과 순시 진폭을 출력한다.
- [0246] 힐베르트 변환 필터로는 도 3의 수면 상태 측정장치(1)의 힐베르트 변환 필터(35), (36)과 같은 것을 채용 할 수 있다.
- [0247] 도시하지 않은 순시 위상차 산출 수단은 심박간격 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상과의 위상차(순시 위상차)를 산출하고, 결과를 위상 코히어런스 산출 수단(133)에 출력한다.
- [0248] 이어서, 위상 코히어런스 산출 수단(133)은 심박간격 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상과의 순시 위상차를 이용하여 위상 코히어런스를 산출한다.
- [0249] 위상 코히어런스를 구할 때의 데이터는 적어도 한 호흡 주기의 윈도우 길이로 계산한다.
- [0250] 생체 진동신호를 취득하는 경우, 진동센서(102)는 피험자에게 직접 접촉시켜도 되고, 진동이 전달되는 부재로 구성된 장착부(예를 들어 반지, 팔찌, 벨트 등)를 통해 간접적으로 접촉시켜도 된다. 구체적으로는, 장착부의 재질로서는 강유전체 재료인 PZT, BST, PN, PT 등의 세라믹스 박막 재료, 또는 PVDF 등의 유기 박막의 재료를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0251] 이러한 박막 재료의 양면에서 전극 재료를 피착한다. 전극 재료로는 Pt / Ti, Au, Al, Cu 계의 금속을 사용할 수 있다.
- [0252] 즉, 양면에서 금속 재료를 전극으로서, 강유전체 재료를 끼워 넣는 샌드위치 구조가 된다.
- [0253] 이 전극의 한쪽 측면에 진동이 전달되는 부재로서 플라스틱, 고무 계열의 재료를 피착하거나 첨부하고, 혈류에

의해 발생하는 진동을 감지할 수 있다.

- [0254] 손가락의 혈류를 측정하는 경우, 손가락의 혈류는 손가락의 양면에 흐르고 있고, 손가락 주변 전체에서 이 혈류의 움직임을 진동신호로서 취득하기 위해 샌드위치 구조를 신축성 있는 재료로 손가락 주위에 끼워 넣어도 된다.
- [0255] 신축성있는 재료로서는 고무 계열의 재료, 신축성 플라스틱 재료가 바람직하다.
- [0256] 신축성은 뒤떨어지지만, 반지의 재료로 사용되는, Au, Ag, Pt 등의 금속 재료를 사용하여도 좋다.
- [0257] 이들 금속 재료는 혈류 진동의 진동 전달 재료로 활용할 수 있다.
- [0258] 이러한 진동센서(102)는 매우 얇은 시트 센서이기 때문에, 자유로운 평면 면적을 얻을 수 있다.
- [0259] 또한 얇고 높은 유연성이 높다는 이점을 이용하여, 용이하게 원통형이나 신체의 일부에 감거나 붙이거나 할 수 있다.
- [0260] 이를 위해서는, 얇은(10~200 μm 두께) 유기 필름 시트 센서를 사용하여도 좋고, PEN이나 PET 등의 유기 필름을 기판 재료로하고, 그 위에 수 마이크론 두께의 PVDF 등의 압전 재료를 피착한 유기 필름을 사용하여도 무방하다.
- [0261] 이 얇고 유연한 성질을 이용함으로써 인해, 각 방면에서 응용이 가능하다.
- [0262] 생체 진동신호를 취득한 후, 심박에 대한 정보와 호흡에 대한 정보를 각각 추출할 필요가 있다.
- [0263] 저역 통과 필터(LPF), 대역 통과 필터(BPF), 고역 통과 필터(HPF)에 의해, 주파수로 심박에 대한 정보와 호흡에 대한 정보를 추출할 수 있다.
- [0264] 인간의 심박에 대한 정보 및 호흡에 대한 정보를 포함한 생체 진동신호의 신호 처리 방법으로서, 생체 진동신호에서 비롯되는 신호의 파워 스펙트럼에서 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구하고, 상기 상한 주파수 또는 하한 주파수를 차단 주파수로 하는 필터를 통과시키는 처리를 포함하는 것이 바람직하다. 생체 진동신호에서 비롯되는 신호의 파워 스펙트럼에서 상한 주파수 또는 하한 주파수를 구함으로써 피험자에게 특유의 생체정보나 취득시 자세, 컨디션, 환경 등의 조건이 반영되고, 개인차 및 취득시의 조건에 대응하는 필터를 설정할 수 있다.
- [0265] 나아가, 자세, 컨디션, 환경 등의 조건은 항상 변화하기 때문에 정기적 또는 비정기적으로 필터의 상한 주파수 또는 하한 주파수를 업데이트 하는 것이 바람직하다.
- [0266] 본 발명은 심박에 대한 정보 및 호흡에 대한 정보를 포함한 생체정보로서, 진동(심탄도 신호 포함)의 시간적 변화를 측정한 생체 진동신호가 이용 가능하다.
- [0267] 또한, 생체 진동신호 자체뿐만 아니라 생체 진동신호에 전처리(예를 들어, 잡음 제거 강조 처리 등) 한 것도 포함한다.
- [0268] 이러한 신호 처리 방법은 인간의 심박 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 생체 진동신호에서 심박간격의 변화를 산출하거나, 호흡 패턴을 산출할 때 사용할 수 있다.
- [0269] 또한 정보 처리부(103)는 산출한 위상 코히어런스에 따라 수면 상태 등을 판정하는 판정 기능을 가지고 있어도 좋다.
- [0270] 판정 기능으로는, 예컨대 산출한 위상 코히어런스를 임계값과 비교하여, 임계값보다 큰 경우는 깊은 수면이라고 판정하고, 작은 경우는 얇은 수면이라고 판정하도록 되고, 위상 코히어런스가 임계값보다 큰 값이었던 구간에서 수면의 품질을 평가하여도 되고, 위상 코히어런스의 변동주기에 따라 수면의 품질을 평가하여도 좋다.
- [0271] 임계값은 미리 정한 수치여도 되고, 측정 대상의 과거에 산출한 위상 코히어런스의 수치에서 특정하여도 되고, 여러 수치를 설정하여 단계적으로 수면의 질을 평가하여도 좋다.
- [0272] 또한, 정보 처리부(103)의 판정 기능에 의해 수면 중 호흡 상태를 판정할 수도 있다.
- [0273] 예를 들어, 호흡 패턴의 취득 방법에 따라 다르지만, 어느 취득 방법이든, 중추성 수면무호흡증(뇌의 호흡 중추의 이상 등에 의해 호흡운동이 정지되어 생기는 무호흡)은, 호흡운동이 멈추기 때문에 호흡 패턴을 감지할 수 없게되므로, 무호흡 상태인 것을 판정할 수 있다.
- [0274] [실시예 1] 본 실시예에서는 진동을 측정하는 센서로서, 시트형 압전 센서(피에조 소자)를 이용하여 생체정보를

취득하고, 해당 생체정보에서 위상 코히어런스를 구하였다.

- [0275] 또한 동시에 피험자의 심전도 및 열선식 호흡유속계에 의해 피험자의 호흡 패턴을 측정하고, 이들 생체정보에서도 위상 코히어런스를 구하였다.
- [0276] 도 13은 본 실시예에서 사용한 시트형 압전 센서(210)의 구조이다.
- [0277] 시트형 압전 센서(210)는 시트 형태의 진동센서 소재(211)를 사이에 두고, 상하에 정전극층(212) 및 부 전극층(213)을 가지며, 나아가 이들을 덮어 외부 커버(214), (215)로 보호되어 있다.
- [0278] 진동센서 소재(211)로는, 불소계 유기 박막 강유전체 재료인 폴리불화비닐리덴(PVDF)을 사용하였다. 또한 상하의 전극에서 신호를 빼내도 되지만, 부 전극층(213)은 일정전위로 진동센서 소재(211)의 변위에 의해 발생한 신호를 정전극층(212)으로부터 가져오도록 구성할 수 있다.
- [0279] 외부 커버 (214), (215)는 외부로부터의 각종 잡음, 특히 전자기 잡음을 제거하기 위해 일정전위를 유지하고 차폐층으로 하여도 된다.
- [0280] 여기에서 차폐층을 부 전극층(213)과 동일한 전위로 하는 것도 가능하며, 이 경우에는, 한 부재로 부 전극층과 보호 커버를 겸용할 수도 있다.
- [0281] 또한, 정전극층(212) 혹은 부 전극층(213)과 외부 커버(214), (215) 사이에 절연층(절연 시트)을 배치하여 양자를 절연시켜도 된다.
- [0282] 정전극층(212) 및 부 전극층(213)에는 도시하지 않은 분리단자가 필터 회로 등과 함께 설치조립되어 있으며, 각 전극에 대해 전압의 인가, 또는 전극으로부터의 신호 출력을 가능하게 하고 있다.
- [0283] 압전 센서(210)는 피에조 소자이며, 기계적인 힘(근소한 힘)이 인가되면, 진동센서 소재(211)에 기전력이 발생하고, 진동센서 소재(211)에 축적된 전하를 전류-전압 변환을 하여 전기 신호로 추출할 수 있다.
- [0284] 본 실시예에서는 시트형 압전 센서(210)를 침대 시트 아래에 깔아, 피험자에게는 전혀 부담을 주지 않고 무구속적으로 생체 신호를 실시간으로 분리 추출 하였다.
- [0285] 침대에서 측정하는 경우, 침대 매트리스 위에 시트형 압전 센서(210)를 설치하고, 그 위에 시트를 깔아, 사람이 앙와위 자세로 휴식을 취하였다.
- [0286] 사람이 침대에서 자면, 사람의 심장과 호흡의 움직임이 체내 및 체표면을 통해 진동파로서 센서(210)에 전달되고, 센서(210)에서 μV 오더의 기전력이 발생한다.
- [0287] 이 신호는, 심박, 호흡 등의 원하는 생체정보 이외에 장애가 되는 잡음 신호도 포함되므로, 이후의 신호 처리 알고리즘(전자 회로 및 소프트웨어)를 이용하여 심박, 호흡 등의 생체정보를 분리 추출하였다.
- [0288] 또한 피험자는 흉부에 심전도용 전극을 부착하고, 단극유도로 심전도(ECG)를 동시에 측정하였다. 나아가 피험자는 페이스마스크를 착용하고, 열선식 호흡유속계에 의해 호흡 패턴을 동시에 측정하였다. 더구나, 시트형 압전 센서(210)를 의자 좌판부(영덩이 밑)의 얇은 방석 아래에 깔고, 피험자가 앉은 상태에서 생체 신호를 검출할 수도 있었다.
- [0289] 생체 진동신호 및 심전도, 호흡유속파형을 100Hz로 샘플링하여 저장하였다.
- [0290] 생체 진동신호는 심박 검출용과 호흡 검출용의 특정 디지털 필터를 이용하여 신호 처리를 실시하였다. 생체 진동신호에 고주파 대역 통과 필터(고역 통과 필터여도 무방하다)를 가한 후, 전파정류 후 적분하여 심박에서 비롯된 진동 성분만을 추출하고, 이 파형의 피크를 구하기 위해, 전파정류 후 적분한 심박에서 비롯된 진동 성분 파형을 미분하고 임계값을 설정하여 피크(심장박동 펄스)를 검출해, 그 피크의 간격에서 박동 간격을 구하였다.
- [0291] 여기서는 심전도에서 구한 심박간격을 RRI, 생체 진동신호에서 구한 심박간격을 BBI라고 칭한다.
- [0292] 또한 생체 진동신호에 저주파 대역 통과 필터(저역 통과 필터여도 된다)를 가하여, 호흡에서 비롯된 진동 성분을 추출하고 호흡 패턴을 추정하였다.
- [0293] RRI 및 BBI를 스플라인 보간에 의해 10Hz로 다시 샘플링하였다.
- [0294] 열선식 호흡유속계에 의해 실측한 호흡 패턴과 생체 진동신호로부터 추정한 호흡 패턴도 10Hz로 다시 샘플링하였다.

- [0295] 호흡성 부정맥과 호흡 패턴을 힐베르트 변환하여, 분석 신호에서 순시 위상을 구하고, 그 위상차 θ 에서 위상 코히어런스 λ 를 산출하였다.
- [0296] 위상 코히어런스는 10초의 계산창에서 5초 단위로 이동시키며 구하였다.
- [0297] 도 14(A)는 시트형 압전 센서(210)로부터 얻어진 생체 진동신호의 원신호이다.
- [0298] 도 14(B)는 원신호로부터의 신호 처리 후(전과정류 후 적분한 심박에서 비롯된 진동 성분 파형을 미분 처리한 후)의 파형이다.
- [0299] 도 14(C)는 상측에 심전도(점선)의 심장박동 펄스, 하측에 신호 처리 후의 파형에서 얻은 심장박동 펄스(실선)를 나타내었다.
- [0300] 도 14(D)는 심전도에서 구한 RRI(점선)와 생체 진동신호로부터 구한 BBI(실선)이다.
- [0301] 도 14(E)는 실측한 호흡 패턴(점선)과 생체 진동신호로부터 추정된 호흡 패턴(실선)이다.
- [0302] 도 14(F)는 심전도 및 실측한 호흡 패턴에서 산출한 위상 코히어런스(점선)와 생체 진동신호로부터 추정된 위상 코히어런스(실선)이다.
- [0303] 도 14(D)에 나타낸 바와 같이, 심전도에서 동시 측정으로 얻은 RRI와 생체 진동신호에서 구한 BBI는 흡사하고, 신호 처리에 의해 생체 진동신호에서 심박간격의 변화를 산출할 수 있었다.
- [0304] 또한, 도 14(E)에 나타내는 바와 같이, 실측 한 호흡 패턴과 생체 진동신호로부터 추정 한 호흡 패턴도 거의 일치하고 있었다.
- [0305] 또한, 도 14(F)에 나타내는 바와 같이, 심전도 및 실측한 호흡 패턴에서 산출한 위상 코히어런스와 생체 진동신호에서만 산출한 위상 코히어런스는 거의 일치하고 있었다.
- [0306] 이러한 점에서, 생체 진동신호를 측정하는 것 만으로 심박간격의 변화(호흡성 부정맥), 호흡 패턴 및 위상 코히어런스를 산출하는 것이 가능하였다.
- [0307] 도 15는 심전도의 파워 스펙트럼 밀도(점선)와, 도 14(B)에 나타내는 생체 진동신호의 신호 처리 후의 파형의 파워 스펙트럼 밀도(실선)를 나타내고있다.
- [0308] 심전도의 기본 주파수인 심박 주파수(약 1Hz)와 신호 처리 후의 파형의 파워 스펙트럼의 피크는 일치하며, 신호 처리 후의 파형은 심전도의 기본 주파의 주파수 성분 이외의 것이 신호 처리에 의해 제거되는 것을 알 수있다.
- [0309] 이와 같이 본 기법에서는, 미리 호흡 주파수 성분을 완전히 제거한 후, 심박에서 비롯된 진동 성분을 구하여 RRI에 해당하는 BBI를 구함으로써 BBI가 정확해지고, 그 결과 심박간격의 변화인 있는 호흡성 부정맥을 검출할 수도 있고, 산출한 위상 코히어런스는 심전도와 실측된 호흡에서 구한 것과 거의 일치하였다.
- [0310] 본 발명의 위상 코히어런스 산출 장치는 다양한 가구, 전자 제품 등에 편입하여 사용할 수 있다.
- [0311] 예컨대, 의자, 침구에 진동을 측정하는 센서를 내장하여 사용자의 스트레스 상태를 측정하여도 된다.
- [0312] 이 경우, 전철, 비행기 등의 좌석이나 직장에서의 좌석, 자동차, 전철, 비행기 따위의 운전석 등에 적용하여 스트레스 관리나 졸음 방지에 이용하거나, 병원이나 요양 시설의 침대에 적용하여 환자 등의 건강 상태 관리에 이용할 수도 있다.
- [0313] 또한, 화장실, 욕실, 탈의실 등의 바닥에 진동을 측정하는 센서를 내장하여, 실신이나 뇌졸중 등의 사고를 감시하는 데에도 이용할 수 있다.
- [0314] 나아가, 휴대폰, 컴퓨터 등에 위상 코히어런스 산출 장치를 내장하여 일상 생활의 다양한 장면에서 심리 적 스트레스를 평가할 수도 있다.
- [0315] [실시예 2]
- [0316] 도 16은 반지형 생체 진동신호 측정장치의 구조를 나타내는 개략도이다. 반지형 생체 진동신호 측정장치는 사람의 손가락에 장착할 수 있도록 구성되어, 심박에 대한 정보 및 호흡에 대한 정보를 모두 포함하는 손가락의 생체 진동신호를 취득하는 기능을 가지며, 손가락의 생체 진동신호에서 위상 코히어런스를 산출하는 기능을 가지고 있어도 좋다.

- [0317] 손가락의 생체 진동신호는 맥파(심장박동에 따른 말초혈관 내 혈압 또는 부피의 변화)이며, 심탄도 신호의 영향도 받고있다.
- [0318] 도 16(A), (B), (C)에 나타난 바와 같이, 반지형 생체 진동신호 측정장치(101) (101A, 101B, 101C)는 적어도 진동센서(102)를 포함하여도 된다,
- [0319] 필요에 따라 정보 처리 수단(103), 통신 수단(104), 전력 공급 수단(105) 및 기억 수단(106)을 포함 할 수있다. 진동센서(102)는 도 16(A)과 같이 링 부재(110)(장착부)의 내측에 설치하여도 좋고, 도 16(B)과 같이 링 부재(110)의 외측에 설치하여도 좋다.
- [0320] 또한, 도 16(C)와 같이 링 부재(110)의 내부에 끼워 넣어도 된다.
- [0321] 도 16(A)에 나타난 진동센서(102)는 피험자의 손가락에 직접 접촉하기 때문에 손가락의 생체 진동신호를 직접 취득할 수 있다.
- [0322] 도 16(B) 및 도 16(C)에 나타난 진동센서(102)는 링 부재 (110)를 통해 손가락의 생체 진동신호를 간접적으로 취득할 수 있다.
- [0323] 이 경우, 링 부재(110)는 생체 진동신호를 전달하기 쉬운 재료(예를 들면, 금속, 고무, 플라스틱, 가죽 등)로 구성되는 것이 바람직하다.
- [0324] 진동센서(102)는 손가락의 진동을 검출할 수있는 적절한 구성을 채용할 수 있지만, 손가락에 직접 또는 간접적으로 접촉하도록 구성된 압전 센서(도 18 참조)을 이용하는 것이 바람직하다.
- [0325] 도 16(A)에 나타내는 예에서는, 반지형 생체 진동신호 측정장치(101A)는 진동센서(102)와 정보 처리 수단(103)을 포함한다.
- [0326] 정보 처리 수단(103)은 진동센서(102)가 취득한 손가락의 생체 진동신호를 처리하는 연산 장치로, 연산 증폭기, 피드백 회로, 필터 회로, 비교 회로 등을 포함하고, 심박간격 산출 수단, 호흡 파형 추출 수단, 위상 코히어런스 산출 수단 등의 기능을 실현하도록 구성되어있다.
- [0327] 도 16(A)의 생체 진동신호 측정장치(101A)는 도시하지 않은 통신 수단 또는 디스플레이 수단 등에 의해 취득한 생체 진동신호 또는 산출한 생체정보를 출력한다.
- [0328] 더구나, 도 16(A)에 나타난 반지형 생체 진동신호 측정장치(101A)는 위상 코히어런스 산출 기능(정보 처리 수단 103)을 가지고 있기 때문에, 위상 코히어런스 산출 장치의 일종이기도 하다.
- [0329] 한편, 도 16(B)에 나타내는 예에서는, 생체 진동신호 측정장치(101B)에는 위상 코히어런스 산출 기능(정보 처리 수단 103)가 마련되어 있지 않고, 단순히 사람의 생체 진동 정보를 얻기만을 위한 생체 진동신호 취득 장치로서 구성되어, 통신 수단(104)을 통해 외부(예를 들어, 휴대 전화, 스마트폰, PC 등)로 전송하거나, 도시하지 않은 디스플레이 수단에 취득한 생체 진동신호를 표시한다.
- [0330] 도 16(C)에 나타내는 예에서는, 생체 진동신호 측정장치(101C)는 진동센서(102), 통신 수단(104), 전력 공급 수단(105) 및 기억 수단(106)을 구비한다.
- [0331] 기억 수단(106)(예를 들어, 메모리 등)은 진동센서(102)가 취득한 생체 진동신호를 저장하고, 통신 수단(104)(예를 들어, Bluetooth (등록 상표) 등)은 생체 진동신호를 외부 장치(예를 들어 휴대 전화, 스마트폰, PC 등)에 설치된 정보 처리 수단에 전송할 수 있다.
- [0332] 전력 공급 수단(105)(예를 들어, 전지)는 진동센서(102), 정보 처리 수단(103), 통신 수단(104), 기억 수단(106) 등에 전력을 공급할 수 있다.
- [0333] 더구나, 도 16에 나타난 반지형 생체 진동신호 측정장치(101)의 각 양태는 단순한 일례이며, 이에 한정되지 않는다.
- [0334] 예컨대, 도 16(A)에 나타내는 생체 진동신호 측정장치(101A)가 기억 수단(106)을 포함하도록 구성하고, 진동센서(102)가 취득한 생체 진동신호를 기억 수단(106)에 일단 기억시키고, 유선 또는 무선 통신을 통하여 생체 진동신호를 외부로 출력할 수도 있다.
- [0335] 또한, 도 16(B)에 나타내는 생체 진동신호 측정장치(101B)가 기억 수단(106)을 포함하도록 구성하고, 진동센서(102)가 취득한 생체 진동신호를 기억시켜 두고, 통신 기능을 통해 외부(예를 들면, 휴대폰, 스마트폰, PC 등)

로 전송하도록 구성할 수도 있다.

- [0336] 반지형 생체 진동신호 측정장치는 생체 진동신호를 얻기 위해 진동센서를 사용할 때, 손가락의 동맥으로 유입되는 혈류에 의해 발생하는 손가락 주위의 팽창을 측정하는 것이기 때문에, 손가락 주위를 일정 정도 조이듯이 장착하면 좋고, 장착 부위는 관절(기저부)에만 한정되지 않으며, 진동센서의 위치 또한 손가락의 혈관의 위치에 한정되지 않고, 손가락 주위에 직접 또는 간접적으로 진동센서를 접촉하고 있으면 된다.
- [0337] 또한 압전 센서를 사용하는 경우, 진동에 의해 전기 신호가 발생하기 때문에 생체 진동신호를 전기 신호로 변환할 수 있고, 생체 진동신호의 취득 자체에는 전력을 필요로 하지 않아 소비 전력을 저감할 수 있으며, 장시간 사용에도 적합하다. 또한 압전 센서를 사용하는 경우, 용량이 큰 배터리를 실장하지 않아도 되므로, 장치의 소형화 및 경량화를 실현할 수 있다.
- [0338] 반지형 생체 진동신호 측정장치(101)를 구성하는 경우, 정보 처리 수단(103), 통신 수단(104) 등은 반지의 일부 작은 영역에 적층시키는 것이 바람직하다.
- [0339] 이들 수단은 진동센서(102)에 직접 적층시켜 진동센서(102)의 상부에 실장할 수도 있다.
- [0340] 결과적으로, 작은 면적에 진동센서(102), 아날로그부를 포함하는 정보 처리 수단, 통신 수단(104) 등이 입체적으로 적층된 구조이다.
- [0341] 나아가, 리튬이온 배터리 등의 전력 공급 수단(105)도 적층시킬 수 있다.
- [0342] 반지형 등의 웨어러블 장치를 구성하는 경우, 전력을 소비하지 않는 시스템이 바람직하고, 전력 공급 수단 105(리튬이온 배터리)의 수명이 긴 것이 유리하다.
- [0343] 따라서 최소한의 기능을 가진 시스템으로 하는 것이 바람직하고, 즉, 정보 처리 수단(103)은 AGC(자동 이득 제어), AD 변환회로, 연산 증폭기 및 필터를 포함하는 아날로그 회로, 통신 수단에 연결하는 연결부 등을 갖춘 최소한의 기능을 충족시키면 된다.
- [0344] 이 경우, 반지의 부재에 실장되는 정보 처리 (103)은 심박간격 산출 수단(131), 호흡 파형 추출 수단(132)만을 포함하고, 위상 코히어런스 산출 수단(133) 등의 다른 수단은 외부 장치(스마트 폰, PC 서버, 클라우드 시스템 등)로 구성되어 있는 것이 바람직하다.
- [0345] 반지의 부재에 실장되는 정보 처리부(103)에 의해 처리된 신호는, 통신 수단(104)에 의해 외부 장치로 전송되고 외부 장치에 의해 최종적인 정보 처리, 정보 출력이 실행되어도 된다.
- [0346] [실시예 3]
- [0347] 도 17은 팔찌형 생체 진동신호 측정장치의 구조를 나타내는 개략도이다.
- [0348] 팔찌형 생체 진동신호 측정장치(1D)는 사람의 손목(도 17은 오른손의 손바닥을 나타내고 있다)에 장착 가능하도록 구성되어, 두 개의 진동센서(102)(102(1), 102(2))와, 두 개의 진동센서(102)에 연결되는 정보 처리 수단(103)과, 진동센서(102) 및 정보 처리 수단(103)을 수용하는 구속띠(112)(장착부)를 갖는다.
- [0349] 도 17과 같이 사람의 손목에서는, 새끼손가락 쪽에서 척골동맥(113)이 주행하고, 엄지손가락 쪽에서 요골동맥(114)이 주행하고 있다.
- [0350] 진동센서 중 하나(102(1))는 척골동맥(113) 위에 놓인 다른 진동센서(2(2))는 요골동맥(114) 위에 놓인다. 따라서, 팔찌형 생체 진동신호 측정장치(101D)는 이러한 두 개의 동맥에서 손목의 생체 진동신호를 얻을 수 있다.
- [0351] 더구나, 도 17에 도시한 팔찌형 생체 진동신호 측정장치(101D)는 정보 처리 수단(103)을 포함하도록 구성되어 있지만, 이에 한정되지 않는다.
- [0352] 진동센서(102)가 취득한 생체 진동신호를 기억하는 기억 수단을 설치하고, 적절한 통신 수단(예를 들어, Bluetooth(등록 상표) 등)을 통해 외부의 정보 처리 수단에 전달하도록 구성하여도 되고, 디스플레이 수단을 설치하고 생체 진동신호 또는 생체정보를 표시하여도 된다.
- [0353] 또한, 도 17에서는 두 개의 진동센서(102)가 나타나 있지만, 이는 단순한 예시이며, 이에 한정되지 않는다. 진동센서(102)는 긴 띠 모양으로 구성되어, 이러한 진동센서(102)가 손목의 전체 둘레, 또는 둘레의 일부를 덮도록 설치되어도 좋고, 어느 한쪽의 진동센서(102)만 설치하여도 된다.
- [0354] 또한, 정보 처리 수단(103)이 팔찌형 생체 진동신호 측정장치에 설치되는 경우, 정보 처리 수단(103)은 적절한

통신 수단 등을 통해, 신호 처리 결과를 외부 장치(예를 들어, 휴대 단말기, 컴퓨터 등)로 전송하여도 된다.

- [0355] 신호 처리의 결과는 외부 장치의 디스플레이 장치에 표시되어도 된다. 진동센서(102)로서, 압전 센서(이하, 압전 센서(102)라고 기재하기도 한다.)를 이용하는 것이 바람직하다.
- [0356] 팔찌형 생체 진동신호 측정장치에 의하면, 손목의 생체 진동신호를 두 곳에서 측정하기 때문에, 두 생체 신호에서 심박간격, 호흡성 부정맥, 위상 코히어런스를 산출할 수 있으며, 수면 상태 또는 스트레스 상태를 보다 높은 정밀도로 평가할 수 있다.
- [0357] 단, 진동센서를 사용할 때, 손목을 일정한 세기로 조일 필요가 있고, 사람에게 위화감을 줄 수도 있다. 또한 조임이 부족하여 진동센서가 피부에 밀착하지 않는 경우, 진동센서와 손목 표면 사이에 틈새가 생겨, 취득한 생체 진동신호에 잡음이 섞이는 경우가 있다.
- [0358] 나아가 손목에 있어서는, 진동센서가 척골동맥(113) 또는 요골동맥(114)의 적어도 한 쪽에 배치되지 않으면 진동을 정확하게 측정하는 것이 어렵고, 진동센서(102)의 배치가 한정되어 있었다.
- [0359] 이러한 점에서, 반지형 생체 진동신호 측정장치는 압전 센서를 실장하는데 적합하며, 손가락 주위를 일정한 세기로 조이더라도 사람에게 위화감을 주기 어렵고, 잡음도 발생하기 어렵기 때문에 바람직하다.
- [0360] 도 18은 도 12, 도 16, 도 17에서의 진동센서(102)의 일례를 나타내는 도면이며, 시트 두께를 단면에서 본 것이다. 진동센서(102)는 시트 형상의 진동센서 소재(121)를 사이에 두고, 상하에 신호 전극층(122) 및 접지 전극층(123)을 가지며, 신호 전극층(122) 및 접지 전극층(123)에는 각각 상부 인출 전극(124) 및 하부 인출 전극(125)이 연결된다.
- [0361] 진동센서(102)의 적어도 일부는 피복 커버(120)로 보호되어 있다.
- [0362] 진동센서 소재(121)로는 불소계 유기 박막 강유전체 재료인 폴리불화비닐리덴(PVDF)을 사용할 수 있다. 압전 센서(102)는 예컨대, 피에조 소자이며, 기계적인 힘(근소한 힘)이 인가되면, 진동센서 소재(121)에 기전력이 발생하고, 진동센서 소재(121)에 축적된 전하를 전류-전압 변환을 하여 전기 신호로 추출 할 수있다.
- [0363] 도 16과 링 부재(110)가 전도성 물질로 구성되어 있는 경우, 압전 센서(102)의 상부 인출 전극(124) 및 하부 인출 전극(125)은 링 부재(110)에 연결되고, 압전 센서(102)가 취득한 생체 진동신호는 링 부재(110)를 통해 정보 처리 수단(103) 등에 입력되어도 된다.
- [0364] 또한, 상부 인출 전극(124) 및 하부 인출 전극(125)은 도 16 혹은 도 17에 나타난 정보 처리 수단(103), 통신 수단(104), 기억 수단(106) 등의 입력 단자에 직접 연결되어도 된다.
- [0365] [실시예 4]
- [0366] 본 실시예에서는, 반지형의 생체 진동신호 측정장치를 피험자의 검지손가락 관절(기저부), 검지손가락의 지복(손가락의 내측), 약지손가락 관절(기저부)에 장착하여 손가락의 생체 진동신호를 측정하고, 손가락의 생체 진동신호로부터 심박에 대한 정보를 분리 추출하였다.
- [0367] 진동센서는 콘덴서형 압전소자이며, 금속 전극(20mm ϕ 전극)에 15mm ϕ 의 압전체를 끼운 3층 구조이고, 피부와 접촉하는 측의 금속판은 원형 고무로 보호되어 있어, 고무를 통해 간접적으로 피부에 접촉하여 진동을 감지하였다.
- [0368] 마찬가지로, 팔찌형 생체 진동신호 측정장치를 피험자의 손목에 장착하여 진동센서를 손목 중앙(도 17의 척골동맥(113)과 요골동맥(114) 사이)에 배치한 경우와, 요골동맥(114) 위에 배치한 경우 손목에서 얻어지는 생체 진동신호를 측정하였다.
- [0369] 심장에서 밀려나온 혈액에 의한 박동은, 동맥의 벽이나 혈액에 전해져 손발의 말초까지 도달하므로, 손이나 손목의 혈관은 혈액의 유입에 의해 발생하는 용적의 변화가 생겨, 혈관 운동 반응을 측정함으로써 인해 심장과 호흡의 움직임을 파악할 수 있다.
- [0370] 이러한 혈관 운동 반응은 손가락이나 손목의 표면을 통해 진동파로서 압전 센서에 전해져, 압전 센서에서 μV 오더의 기전력이 발생한다. 이 신호에는 심박, 호흡 등의 원하는 정보뿐만 아니라, 장애가 되는 잡음 신호도 포함되므로, 이용하여 심박, 호흡 등의 생체정보를 분리 추출하였다.
- [0371] 또한, 비교를 위해, 피험자의 흉부에 심전도용 전극을 부착하고, 단극유도로 심전도(ECG)를 동시 측정함과 아울러

러 열선식 호흡유속계에 의해 호흡 패턴의 실측치를 동시에 측정하였다.

- [0372] 도 19(A)는 왼쪽부터 순서대로 각각 피험자의 검지손가락 관절(기저부), 검지손가락의 지복(손가락의 내측), 약지손가락 관절(기저부)에서 검출한 생체 진동신호의 원신호이다.
- [0373] 도 19(B)는 이의 처리 후 신호(전과정류 후 적분한 심박에서 비롯된 진동 성분 파형을 미분 처리한 후)의 파형이다.
- [0374] 도 19(B)에 도표시된 바와 같이, 처리 후의 신호는 사람의 손가락의 어느 부위든 같은 정도의 강도로 나타나는 것을 알 수 있다.
- [0375] 도 20(A)는 왼쪽에서 오른쪽 순으로, 피험자의 손목 중앙에서 검출한 생체 진동신호의 원신호, 엄지쪽 손목의 요골동맥에서 발견한 생체 진동신호 원신호이다.
- [0376] 도 20(B)는 이의 처리 후 신호 (전과정류 후 적분한 심박에서 비롯된 진동 성분 파형을 미분 처리한 후)의 파형이다.
- [0377] 도 20(B)에 도시된 바와 같이, 손목 앞 중앙의 처리 후 신호는 요골동맥의 처리 후 신호보다 진폭이 작고, 손목의 부위에 따라 취득 가능한 생체 진동신호의 강도가 크게 다른 것을 알 수 있다 .
- [0378] 도 21(A)는 손가락의 생체 진동신호(신호 처리 후의 파형)에서 얻은 심장박동 펄스의 예를 나타낸다.
- [0379] 도 21(B)는 비교를 위해 측정한 심전도에서 얻은 심장박동 펄스이고, 도 21(C)는 비교를 위해 측정한 실제 호흡 패턴(호흡유속파형)이다.
- [0380] [실시에 5]
- [0381] 본 실시예에서는, 반지형의 생체 진동신호 측정장치를 피험자의 검지손가락 관절(기저부)에 장착하여, 피험자를 양와위 자세, 좌위 자세, 입위 자세의 상태로 손가락의 생체 진동신호를 측정하고, 손가락의 생체 진동신호로부터 심박에 대한 정보와 호흡에 대한 정보를 분리 추출하여 위상 코히어런스를 산출하였다.
- [0382] 진동센서는 실시예 4와 동일하며, 고무롤 통해 간접적으로 피부에 접촉하여 진동을 검출하였다.
- [0383] 또한, 비교를 위해 피험자의 흉부에 심전도용 전극을 부착하고, 단극유도로 심전도(ECG)를 동시 측정함과 아울러 열선식 호흡유속계에 의해 호흡 패턴의 실측치를 동시에 측정하였다.
- [0384] 손가락 및 손목의 생체 진동신호, 심전도, 호흡유속파형은 100Hz~1000Hz로 샘플링하여 저장하였다. 생체 진동신호는 심박 검출용과 호흡 검출용의 특정 디지털 필터를 이용하여 신호 처리를 실시하였다. 생체 진동신호에 고주파 대역 통과 필터(고역 통과 필터여도 된다)를 가한 후 시정수 0.1~0.2초에서 전과정류 후 적분하여 심박에서 비롯된 진동 성분만을 추출하고, 이 파형의 피크를 구하기 위해, 전과정류 후 적분한 심박에서 비롯된 진동 성분 파형을 미분하고 임계값을 설정하여 피크(심장박동 펄스)를 검출해, 그 피크의 간격에서 박동 간격을 구하였다.
- [0385] 여기서는 심전도에서 구한 심박간격을 RRI, 생체 진동신호에서 구한 심박간격을 BBI라고 칭한다.
- [0386] 또한 생체 진동신호에 저주파 대역 통과 필터(저역 통과 필터여도 된다)를 가하여, 호흡에서 비롯된 진동 성분을 추출하고 호흡 패턴을 추정하였다.
- [0387] RRI 및 BBI를 스플라인 보간에 의해 10Hz로 다시 샘플링하였다.
- [0388] 열선식 호흡유속계에 의해 실측한 호흡 패턴과 생체 진동신호로부터 추정된 호흡 패턴도 10Hz로 다시 샘플링하였다.
- [0389] 호흡성 부정맥과 호흡 패턴을 힐베르트 변환하여, 분석 신호에서 순시 위상을 구하고, 그 위상차 ψ 에서 위상 코히어런스 λ 를 산출하였다. 위상 코히어런스는 10초의 계산창에서 5초 단위로 이동시키며 구하였다.
- [0390] 도 22는 "양와위 자세"의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)에서 검출한 생체 진동신호로부터 얻어진 각종 신호 α 와 심전도 또는 실제 호흡 패턴에서 얻은 각종 신호 β 를 비교한 그림이다. 도 22(A)는 상단에 검지손가락 관절(기저부)의 생체 진동신호로부터 얻은 심장박동 펄스(파형 α), 하단에 심전도에서 얻은 심장박동 펄스(파형 β)를 나타내었다.
- [0391] 도 22(B)는 검지손가락 관절(기저부)의 생체 진동신호로부터 추정된 호흡 패턴(파형 α)과 실측한 호흡 패턴(과

형 β)를 나타낸다.

- [0392] 도 22(C)는 검지손가락 관절(기저부)의 생체 진동신호로부터 추정한 심박간격 BBI(표)와, 심전도에서 얻은 심박간격(실선)을 나타낸다.
- [0393] 도 22(D)는 검지손가락 관절(기저부)의 생체 진동신호로부터 추정한 호흡성 부정맥의 진폭(파형 α)과 심전도에서 얻은 호흡성 부정맥의 진폭(파형 β)를 나타낸다.
- [0394] 도 22(E)는 검지손가락 관절(기저부)의 생체 진동신호로부터 추정한 위상 코히어런스(파형 α)와 심전도 및 실제 호흡 패턴에서 산출한 위상 코히어런스(파형 β)를 나타낸다.
- [0395] 도 22(A)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 얻어진 심장박동 펄스(파형 α)는 실측한 심전도에서 얻은 심장박동 펄스(파형 β)와 유사하였다.
- [0396] 도 22(B)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정한 호흡 패턴(파형 α)은 실측한 호흡 패턴(파형 β)과 유사하였다.
- [0397] 또한, 도 22(C)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정한 심박간격 BBI(표)는 심전도로부터 동시 측정하여 얻어진 심박간격 RRI(실선)과 흡사하고, 신호 처리에 의해 손가락의 생체 진동신호로부터 심박간격의 변화를 산출할 수 있었다.
- [0398] 도 22(D)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정한 호흡성 부정맥(파형 α)의 진폭은 심전도에서 얻어진 호흡성 부정맥의 진폭(파형 β)과 거의 일치하고 있었다.
- [0399] 또한, 도 22(E)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호만으로 산출한 위상 코히어런스(파형 α)는 심전도 및 실제 호흡 패턴에서 산출한 위상 코히어런스(파형 β)와 유사하였다.
- [0400] 이러한 점에서, 손가락의 생체 진동신호를 측정하는 것만으로 심박간격의 변화(호흡성 부정맥), 호흡 패턴과 위상 코히어런스를 산출하는 것이 가능하였다.
- [0401] 도 23은 "좌위 자세"의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)에서 검출한 생체 진동신호로부터 얻어진 각종 신호 α 와 심전도 또는 실제 호흡 패턴에서 얻은 각종 신호 β 를 비교한 그림이다.
- [0402] 도 23(A) 내지 도 23(E)에 나타내는 신호는 도 22(A) 내지 도 22(E)에 나타난 것과 같다.
- [0403] 도 23(A)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 얻어진 심장박동 펄스(파형 α)는 실측한 심전도에서 얻은 심장박동 펄스(파형 β)와 유사하였다.
- [0404] 도 23(B)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정한 호흡 패턴(파형 α)은, 약간의 위상 차이는 있으나, 실제 호흡 패턴(파형 β)과 유사하였다.
- [0405] 또한, 도 23(C)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정한 심박간격 BBI(표)는 심전도로부터 동시 측정하여 얻어진 심박간격 RRI(실선)와 흡사하였다.
- [0406] 도 23(D)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정한 호흡성 부정맥의 진폭(파형 α)은 심전도에서 얻은 호흡성 부정맥의 진폭(파형 β)과 대체로 일치하였다.
- [0407] 나아가, 도 23(E)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호만으로 산출한 위상 코히어런스(파형 α)는 심전도 및 실제 호흡 패턴에서 산출한 위상 코히어런스(파형 β)와 유사한 변동을 가진다.
- [0408] 도 24는 "입위 자세"의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)에서 검출한 생체 진동신호로부터 얻어진 각종 신호 α 와 심전도 또는 실제 호흡 패턴에서 얻은 각종 신호 β 를 비교한 그림이다.
- [0409] 도 24(A) 내지 도 24(E)에 나타내는 신호의 종류는 도 22(A) 내지 도 22(E)에 나타난 것과 같다.
- [0410] 도 24(A)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 얻어진 심장박동 펄스(파형 α)는 실측한 심전도에서 얻은 심장박동 펄스(파형 β)와 유사하였다.
- [0411] 도 24(B)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정한 호흡 패턴(파형 α)은 약간의 위상 차이는 있으나, 실제 호흡 패턴(파형 β)과 유사하였다.
- [0412] 또한, 도 24(C)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정한 심박간격 BBI(표)는 심전도로부터 동시 측정하여 얻어진 심박간격 RRI(실선)와 흡사하였다.

- [0413] 도 24(D)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 추정된 호흡성 부정맥의 진폭(파형 α)는 심전도에서 얻은 호흡성 부정맥의 진폭(파형 β)과 대체로 일치하였다.
- [0414] 나아가, 도 24(E)에 나타난 바와 같이, 손가락의 생체 진동신호만으로 산출한 위상 코히어런스(파형 α)는 심전도 및 실제 호흡 패턴에서 산출한 위상 코히어런스(파형 β)와 유사한 변동을 가진다.
- [0415] 도 25(A)는 "양와위 자세"의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)에서 검출한 생체 진동신호(도 22)에서 추정된 심박간격 BBI(상단)과 이의 파워 스펙트럼 파형(하단)이다.
- [0416] 도 25(B)는 "좌위 자세"의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)에서 검출한 생체 진동신호(도 23)에서 추정된 심박간격 BBI(상단)와 이의 파워 스펙트럼 파형(하단)이다.
- [0417] 도 25(C)는 "입위 자세"의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)에서 검출한 생체 진동신호(도 24)에서 추정된 심박간격 BBI(상단)와 이의 파워 스펙트럼 파형(하단)이다.
- [0418] 도 25(A) 내지 도 25(C)의 하단에 도시된 바와 같이, 양와위 자세, 좌위 자세, 입위 자세 순으로 고주파 성분(HF성분)이 감소하고 있는 것을 알 수 있다.
- [0419] 도 26은 양와위 자세, 좌위 자세, 입위 자세의 피험자의 검지손가락 관절(기저부)에서 검출한 생체 진동신호에서 구한 위상 코히어런스 λ 와 심박간격의 파워 스펙트럼과의 관계를 나타내는 도면이다.
- [0420] 도 26(A)는 양와위 자세, 좌위 자세, 입위 자세일 때의 위상 코히어런스 λ 와, 도 25 하단의 파워 스펙트럼 파형에서의 HF성분의 파워(ms²)와의 관계를 나타낸다. HF성분은 주파수 0.15Hz~0.4Hz까지를 적분하여 구한 것이다.
- [0421] 도 26(B)는 양와위 자세, 좌위 자세, 입위 자세일 때의 위상 코히어런스 λ 와 정규화된 HF성분(nHF)의 파워(%)와의 관계를 나타낸다.
- [0422] nHF는 HF성분의 파워를 평균 BBI로 나눈 것이다.
- [0423] 도 26(C)는 양와위 자세, 좌위 자세, 입위 자세일 때의 위상 코히어런스 λ 와 저주파 성분(LF성분)의 파워/고주파 성분(HF성분)의 파워의 비율과의 관계를 나타낸다.
- [0424] 일반적으로 고주파 성분(HF성분)은 호흡에 의해 발생하는 부교감신경 활동에 의해 영향을 받고, 저주파 성분(LF성분)은 교감신경과 부교감신경 활동에 의해 영향을 받는다.
- [0425] 따라서, 각 자세에서의 HF성분의 파워는 부교감신경 기능의 지표가 되고, 각 자세에서의 LF성분의 파워/HF성분의 파워는 교감신경 기능의 지표가 된다.
- [0426] 도 26(A) 및 도 26(B)에 도시된 바와 같이, 위상 코히어런스 λ 는 HF성분의 파워에 대해 긍정적인 상관 관계를 나타내는 것으로 나타났다.
- [0427] 한편, 도 26(C)에 도시된 바와 같이, 위상 코히어런스 λ 는 LF성분의 파워 / HF성분의 전력에 반비례 관계를 나타내는 것을 알았다.
- [0428] HF나 nHF는 심장의 부교감신경 활동을 반영하는 것으로 알려져 있다.
- [0429] 또한, LF/HF는 교감신경 활동을 반영하는 것으로 알려져 있다. 따라서 위상 코히어런스 λ 는 심장 자율신경 활동의 균형을 나타내며, 0이면 교감신경 활동의 향진을, 1이면 부교감신경 활동의 향진을 간접적으로 보여주는 것이 된다.
- [0430] 도 26과 같이 양와위 자세에서는 위상 코히어런스 λ 가 크고, HF성분 및 nHF성분이 크고, LF/HF는 작아지며, 좌위 자세에서는 양와위 자세에 비해 위상 코히어런스 λ 가 작아지고, HF성분 및 nHF성분도 작고, LF/HF는 커지고, 입위 자세에서는 위상 코히어런스 λ , HF성분 및 nHF성분이 더욱 작아지고, LF/HF는 더욱 커지고 있다. 이와 같이, 손가락의 생체 진동신호로부터 얻어진 생체 정보는 자율신경의 지표로 이용이가능하다.
- [0431] [실시예 6]
- [0432] 본 실시예에서는, 팔찌형 생체 진동신호 측정장치를 좌위 자세의 피험자(사람)의 상완부(팔꿈치와 어깨 사이)에 40 μ m두께의 얇은 PVDF필름 양면의 거의 전면에 1 μ m두께의 탄소 전극을 피착하고, 그 양면을 25 μ m두께의 PET 필름으로 라미네이팅 함으로써 PVDF필름을 보호하고, 나아가 전자파 차폐를 목적으로 그 양면을 알루미늄 박막

(알루미늄 박막과 PET의 겹침막)으로 덮고 최종적인 센서(폭 8cm, 길이 12cm, 두께 0.5mm)를 구성하였다.

- [0433] 본 시트 센서를 상완부의 반원주 만금을 감아 장착하고, 상완의 생체 진동신호(맥파)를 측정하여 상완의 생체 진동신호(맥파)에서 심박에 대한 정보와 호흡에 대한 정보를 분리 추출하고 위상 코히어런스를 산출하였다.
- [0434] 상완부에 진동 센서를 내측에 실장한 밴드를 감아 장착하였다.
- [0435] 진동 센서는 수 마이크로 정도 두께의 얇은 유기 박막 시트 모양 필름을 통해 간접적으로 피부에 접촉하여 진동을 감지하였다.
- [0436] 또한 비교를 위해 피험자의 흉부에 심전도용 전극을 부착하여 단극유도로 심전도(ECG)를 동시에 측정하였다.
- [0437] 도 27는 상완부에서 검출한 생체 진동신호로부터 얻어진 각종 신호(실선, X)와 심전도에서 얻어진 각종 신호(점선, O)를 비교한 그림이다.
- [0438] 도 27(A)는 상완부의 생체 진동신호로부터 얻어진 심장박동 펄스(실선)와 심전도에서 얻어진 심장박동 펄스(점선)를 나타내었다.
- [0439] 도 27(B)는 상완부의 생체 진동신호의 피크로부터 추정된 심박간격 BBI(X)와 심전도의 피크에서 얻어진 심박간격 RRI(O)를 나타낸다.
- [0440] 도 27(C)는 상완부의 생체 진동신호의 피크치 간격 변화로부터 추정된 호흡 패턴(실선)과 심전도의 피크치 간격(심박간격) 변화로부터 추정된 호흡 패턴(점선)을 나타낸다.
- [0441] 도 27(D)는 상완부의 생체 진동신호로부터 추정된 호흡성 부정맥의 진폭(실선)과 심전도에서 얻어진 호흡성 부정맥의 진폭(점선)을 나타낸다.
- [0442] 도 27(E)는 상완부의 생체 진동신호로부터 추정된 위상 코히어런스(실선)와 심전도에서 산출한 위상 코히어런스(점선)를 나타낸다.
- [0443] 도 27(A)에 나타난 바와 같이, 상완부의 생체 진동신호로부터 얻어진 심장박동 펄스(실선)는 실측한 심전도에서 얻어진 심장박동 펄스(점선)와 유사하였다.
- [0444] 도 27(B)에 나타난 바와 같이, 상완부의 생체 진동신호로부터 추정된 심박간격 BBI(X)는 심전도로부터 동시 측정하여 얻어진 심박간격 RRI(실선)과 흡사하고, 신호 처리에 의해 손가락의 생체 진동신호로부터 심박간격의 변화를 산출할 수 있었다.
- [0445] 또한, 도 27(C)에 나타난 바와 같이, 상완부의 생체 진동신호로부터 추정된 호흡 패턴(실선)과 심전도에서 추정된 호흡 패턴(점선)과는 파형이 약간 다르고, 동일한 알고리즘에 의한 호흡 패턴의 산출은 본 실시예에서는 적절하지 않았다.
- [0446] 도 27(D)에 나타난 바와 같이, 상완부의 생체 진동신호로부터 추정된 호흡성 부정맥(실선)의 진폭은 심전도에서 얻어진 호흡성 부정맥의 진폭(점선)과 거의 일치하고 있었다.
- [0447] 또한, 도 27(E)에 나타난 바와 같이, 상완부의 생체 진동신호만으로 산출한 위상 코히어런스(실선)와 심전도에서 산출한 위상 코히어런스(점선)는 부분적으로 큰 차이가 있지만, 상관되어 있는 부분도 있고, 상완의 생체 진동신호에서 경향을 파악하는 것이 가능하다.
- [0448] 이러한 점에서, 상완의 생체 진동신호를 측정하는 것만으로, 적어도 심박간격의 변화(호흡성 부정맥), 호흡 패턴 및 위상 코히어런스를 산출할 수 있었다.
- [0449] [실시예 7]
- [0450] 본 실시예에서는 실시예 6과 같이, 직사각형의 얇은 센서(폭 5cm, 길이 5cm 정도)를 제작하고, 그것을 고무 계열의 밴드에 내장시킨 헤드밴드형 생체 진동신호 측정장치를 좌위 자세의 피험자(사람)의 두부(관자놀이)에 장착하여, 관자놀이의 생체 진동신호를 측정하고, 관자놀이의 생체 진동신호로부터 심박에 대한 정보와 호흡에 대한 정보를 분리 추출하여 위상 코히어런스를 산출하였다.
- [0451] 진동 센서를 내부에 실장한 헤드밴드를 두부에 감아 장착했다.
- [0452] 진동 센서는 고무를 통해 간접적으로 관자놀이의 피부에 접촉하여 진동을 검출하였다.
- [0453] 또한 비교를 위해 피험자의 흉부에 심전도용 전극을 부착하고, 단극유도로 심전도(ECG)를 동시에 측정했다.

- [0454] 도 28은 관자놀이에서 검출한 생체 진동신호로부터 얻어진 각종 신호(실선, X)와 심전도에서 얻어진 각종 신호(점선, O)를 비교한 그림이다.
- [0455] 도 28(A)는 관자놀이의 생체 진동신호로부터 얻어진 심장박동 펄스(실선)와 심전도에서 얻어진 심장박동 펄스(점선)를 나타내었다.
- [0456] 도 28(B)는 관자놀이의 생체 진동신호의 피크에서 추정된 심박간격 BBI(X) 및 심전도의 피크에서 얻어진 심박간격 RRI(O)를 나타낸다.
- [0457] 도 28(C)는 관자놀이의 생체 진동신호의 피크치 간격의 변화로부터 추정된 호흡 패턴(실선)과, 심전도의 피크치 간격의 변화로부터 추정된 호흡 패턴(점선)을 나타낸다.
- [0458] 도 28(D)는 관자놀이의 생체 진동신호로부터 추정된 호흡성 부정맥의 진폭(실선)과 심전도에서 얻어진 호흡성 부정맥의 진폭(점선)을 나타낸다.
- [0459] 도 28(E)는 관자놀이의 생체 진동신호로부터 추정된 위상 코히어런스(실선)와 심전도에서 산출한 위상 코히어런스(점선)를 나타낸다.
- [0460] 도 28(A)에 나타난 바와 같이, 관자놀이의 생체 진동신호로부터 얻어진 심장박동 펄스(실선)는 실측한 심전도에서 얻어진 심장박동 펄스(점선)와 유사하였다.
- [0461] 도 28(B)에 나타난 바와 같이, 관자놀이의 생체 진동신호로부터 추정된 심박간격 BBI(X)는 심전도로부터 동시 측정하여 얻어진 심박간격 RRI(O)와 비슷하고, 신호 처리에 의해, 관자놀이의 생체 진동신호로부터 심박간격의 변화를 산출할 수 있었다.
- [0462] 또한, 도 28(C)에 나타난 바와 같이, 관자놀이의 생체 진동신호로부터 추정된 호흡 패턴(실선)과 심전도에서 추정된 호흡 패턴(점선)과는 파형이 약간 다르고, 동일한 알고리즘에 의한 호흡 패턴의 산출은 본 실시예에서는 적절하지 않았다.
- [0463] 도 28(D)에 나타난 바와 같이, 관자놀이의 생체 진동신호로부터 추정된 호흡성 부정맥(실선)의 진폭은 심전도에서 얻어진 호흡성 부정맥의 진폭(점선)과 거의 일치하고 있었다.
- [0464] 또한, 도 28(E)에 나타난 바와 같이, 관자놀이의 생체 진동신호만으로 산출한 위상 코히어런스(실선)와 심전도에서 산출한 위상 코히어런스(점선)는 부분적으로 차이가 있지만, 상관되어 있는 부분도 있고, 관자놀이의 생체 진동신호에서 경향을 파악하는 것이 가능하다.
- [0465] 이러한 점에서, 관자놀이의 생체 진동신호를 측정하는 것만으로, 적어도 심박간격의 변화(호흡성 부정맥), 호흡 패턴 및 위상 코히어런스를 산출할 수 있었다.
- [0466] 본 발명의 한 형태인 반지형, 팔찌형 또는 밴드형의 생체 진동신호 측정장치에 의하면, 심박 간격 변화의 순시 위상과 호흡 패턴의 순시 위상 및 순시 위상차의 위상 코히어런스가 δ 과 진폭과 상관관계가 있는 것을 이용하여 수면 상태를 측정할 수 있다.
- [0467] 위상 코히어런스는 호흡 주파수의 영향을 받기 어렵기 때문에, 보다 정확하게 수면 상태를 측정할 수 있다.
- [0468] 또한, 본 발명의 한 형태인 반지형, 팔찌형 또는 밴드형의 생체 진동신호 측정장치에 의하면, 피험자에게 부담이 적고, 스트레스를 느끼기 어려우며, 보다 간편한 수면 상태 측정장치를 제공할 수 있다.
- [0469] 위상 코히어런스는 실시간으로 측정할 수 있으며, 논렘수면 시간의 발생 시점이나 논렘-렘수면의 리듬주기를 측정할 수 있고, 수면 상태를 정확하게 파악할 수 있다.
- [0470] 또한, 동시에 호흡 패턴을 측정 또는 추출하고 있기 때문에, 수면시 무호흡 상태를 검출할 수 있다. 나아가, 피험자의 호흡성 부정맥의 정도도 측정할 수 있기 때문에 수면 상태에 보조적인 판단 지표로 하는 것도 가능하다.
- [0471] 나아가, 본 발명의 한 형태인 반지형, 팔찌형 또는 밴드형의 생체 진동신호 측정장치를 갖춘 수면 상태 측정장치를 구성하는 경우, 수면 상태 측정장치는 산출한 위상 코히어런스에 따라 수면 상태 등을 판정하는 판정 기능을 가지고 있어도 좋다.
- [0472] 판정 기능으로는, 예컨대 산출한 위상 코히어런스를 임계값과 비교하여, 임계값보다 큰 경우는 깊은 수면이라고 판정하고, 작은 경우는 얇은 수면이라고 판정하도록 되고, 위상 코히어런스가 임계값보다 큰 값이었던 구간에서 수면의 품질을 평가하여도 되고, 위상 코히어런스의 변동주기에 따라 수면의 품질을 평가하여도 좋다.

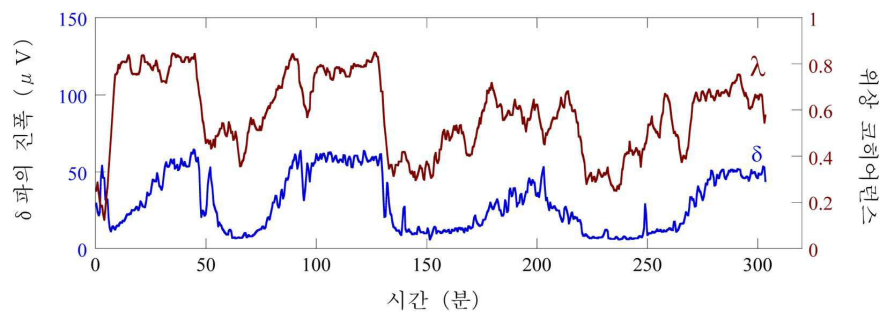
- [0473] 임계값은 미리 정한 수치여도 되고, 측정 대상의 과거에 산출한 위상 코히어런스의 수치에서 특정하여도 되고, 여러 수치를 설정하여 단계적으로 수면의 질을 평가하여도 좋다.
- [0474] 또한 생체 진동신호 측정장치가 갖춘 정보 처리 수단이 판정 기능을 가지고, 수면 중의 호흡 상태를 판정할 수도 있다.
- [0475] 예를 들어, 호흡 패턴의 취득 방법에 따라 다르지만, 어느 취득 방법이든, 중추성 수면무호흡증(뇌의 호흡 중추의 이상 등에 의해 호흡운동이 정지되어 생기는 무호흡)은, 호흡운동이 멈추기 때문에 호흡 패턴을 감지할 수 없게되므로, 무호흡 상태인 것을 판정할 수 있다.
- [0476] 게다가 호흡에 의한 공기의 흐름을 측정하여 호흡 패턴을 취득한 경우에는 호흡 기류가 정지하여 호흡 패턴이 검출되지 않게되므로, 중추성 수면무호흡증뿐만 아니라, 폐쇄성 수면무호흡증(호흡운동은 있지만 기도의 폐쇄 등에 의한 무호흡)도 판정할 수 있다.
- [0477] 생체 진동신호 측정장치의 디스플레이 출력 수단은 판정 기능으로 판정한 수면 상태 등의 결과를 출력하여도 된다.
- [0478] 또한 위상 코히어런스는 수면 상태뿐만 아니라 심리적 스트레스의 평가에도 이용할 수 있기 때문에, 본 발명의 위상 코히어런스 산출 기능을 갖춘 생체 진동신호 측정장치는 스트레스 상태 측정장치를 구성할 수도 있다.
- [0479] 본 발명의 생체 진동신호 측정장치는 다양한 장식용 전자기기에 편입하여 사용할 수 있다.
- [0480] 예컨대, 팔찌, 손목시계, 반지에 진동을 측정하는 센서를 내장하여 사용자의 스트레스 상태를 측정하여도 된다.
- [0481] 또한 생체 진동신호 측정장치에서 취득한 생체 진동신호나, 얻어진 생체정보를 통신 수단을 통해, 휴대 전화, 컴퓨터 등에 위상 코히어런스 산출장치를 편입하여, 일상 생활의 다양한 장면에서 심리적 스트레스를 평가하거나, 자동차, 전철, 비행기 등으로 전송하여 운전자의 상태를 관리할 수도 있다.
- [0482] 본 발명의 생체 진동신호 측정장치는 원통형이나 사람, 동물의 신체의 일부에 감거나 붙임으로써, 맥파 등의 생체 신호를 취득할 수 있다.
- [0483] 본 장치에 Bluetooth(등록상표)나 Zigbee(등록상표) 등의 통신 기능과 배터리 기능을 편입할 수 있다.
- [0484] 이 결과, 본 장비를 터널 공사나 지하 등에서 작업하는 작업원의 신체 일부에 붙임으로써, 작업원으로부터 작업 중 실시간으로 맥파 등의 생체 진동신호를 취득하는 것에 의한 작업원의 건강 관리에도 활용할 수 있다.
- [0485] 또한, 여성의 속옷 브래지어의 일부에 본 장치를 편입하여 여성의 심장호흡 등의 생체 신호를 취득하여, 여성의 건강 관리에 활용할 수도 있고, 임산부 복대 안에 본 센서를 삽입하여 임산부의 건강 관리나 태아의 심박과 체동 따위의 진동신호 등의 생체정보를 얻을 수도 있다.
- [0486] 본 발명의 생체 진동신호 측정장치는, 인간의 생체정보 취득에 한정되지 않고, 기니피그 등의 실험 동물, 개, 고양이, 토끼, 햄스터 등 애완동물 동물, 소, 말, 양 등의 가축용 동물에도 적용할 수 있다.
- [0487] 적용개소로는, 목걸이, 팔찌, 발찌, 귀고리 등 위 동물의 몸의 일부에 장착하여 사용할 수 있다.

부호의 설명

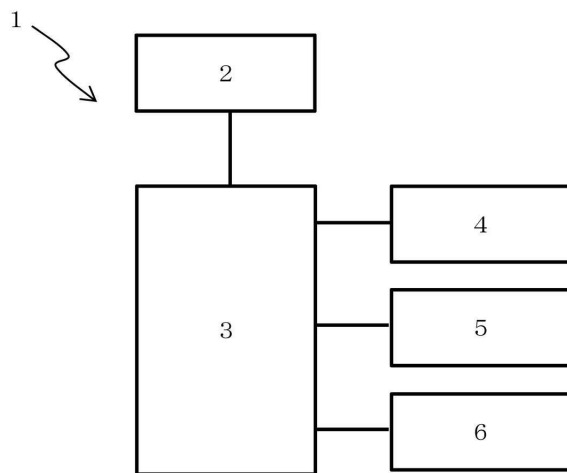
- [0488]
- 1 수면 상태 측정장치
 - 2 정보 취득부
 - 3 정보 처리부
 - 4 조작부
 - 5 출력부
 - 6 기억부

도면

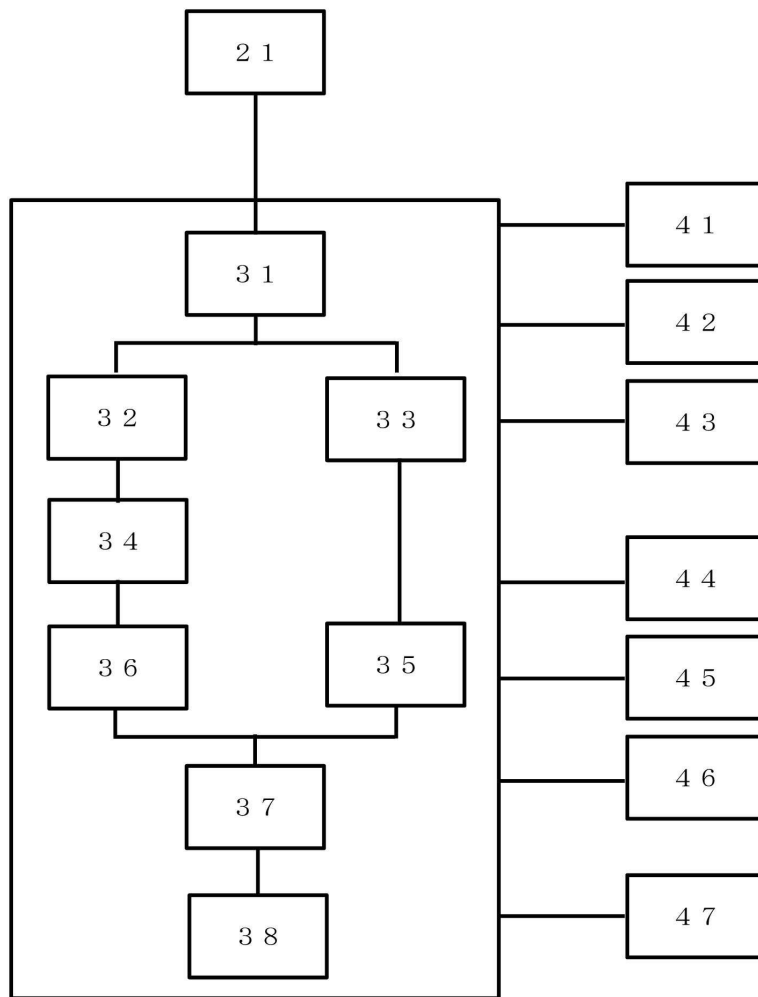
도면1



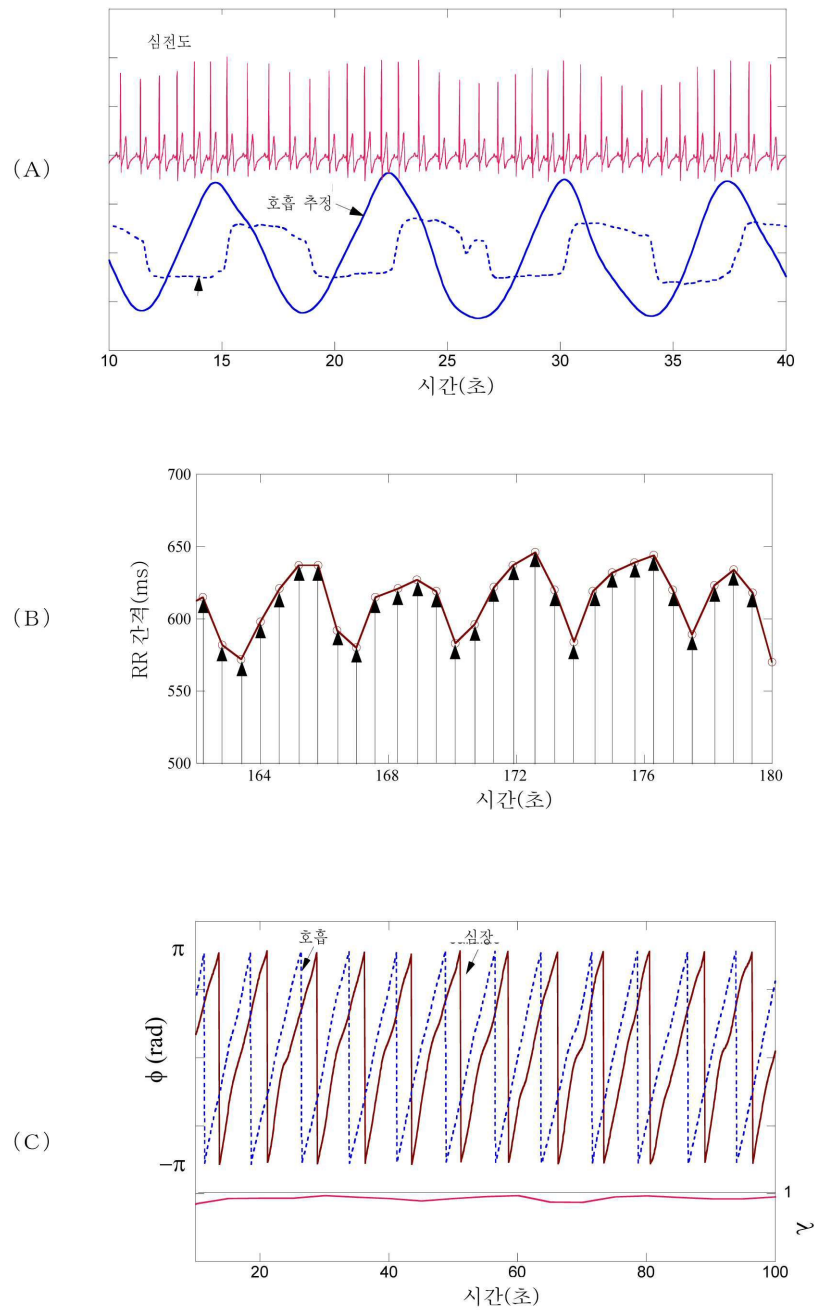
도면2



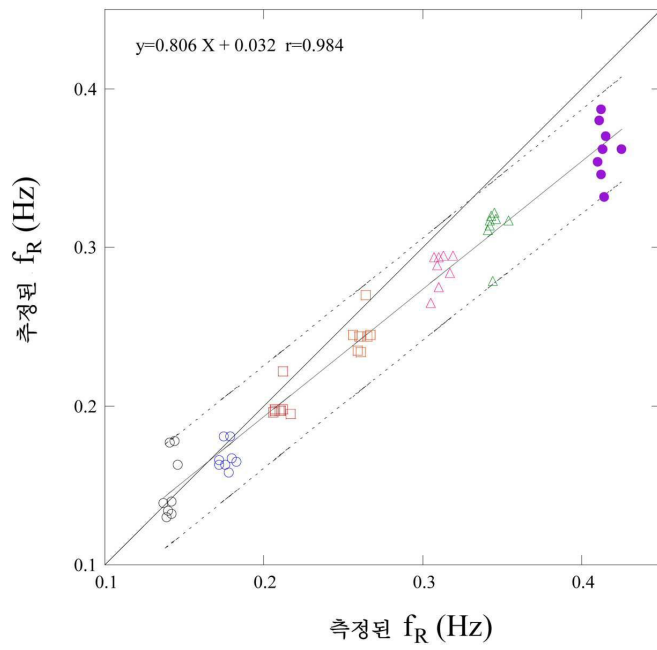
도면3



도면4

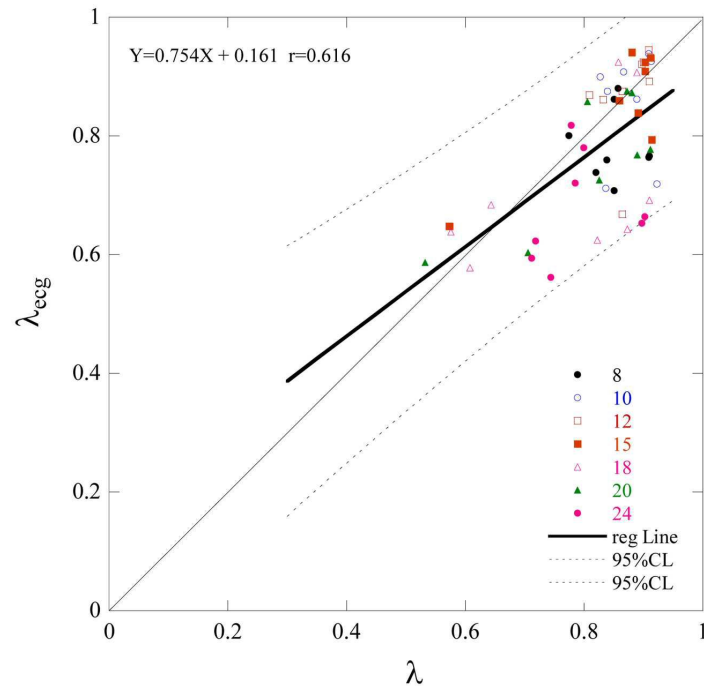


도면5



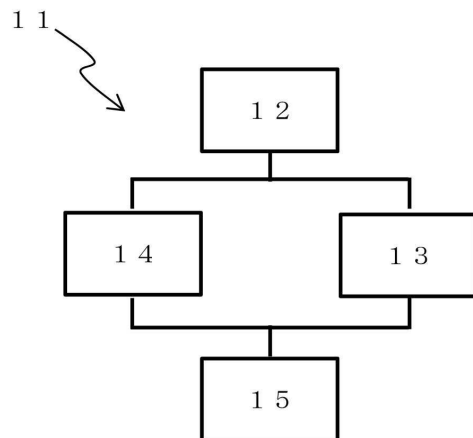
호흡 주파수(Hz)	0.133	0.167	0.2	0.25	0.3	0.33	0.4
추정 정확도	1.05 ± 0.13	0.95 ± 0.05	0.95 ± 0.04	0.94 ± 0.04	0.92 ± 0.03	0.91 ± 0.0	0.87 ± 0.04

도면6



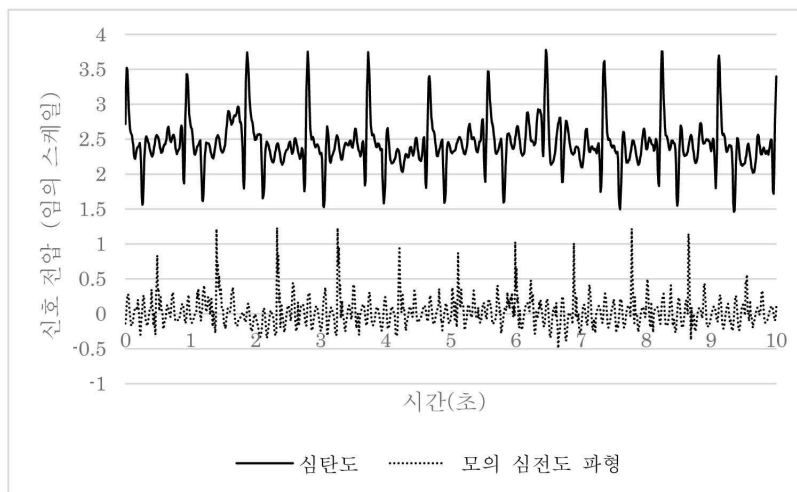
호흡 주파수(Hz)	0.133	0.167	0.2	0.25	0.3	0.33	0.4
λ 정밀도	0.925 ± 0.087	0.978 ± 0.107	0.995 ± 0.094	1.01 ± 0.078	0.934 ± 0.158	0.952 ± 0.101	0.858 ± 0.118

도면7

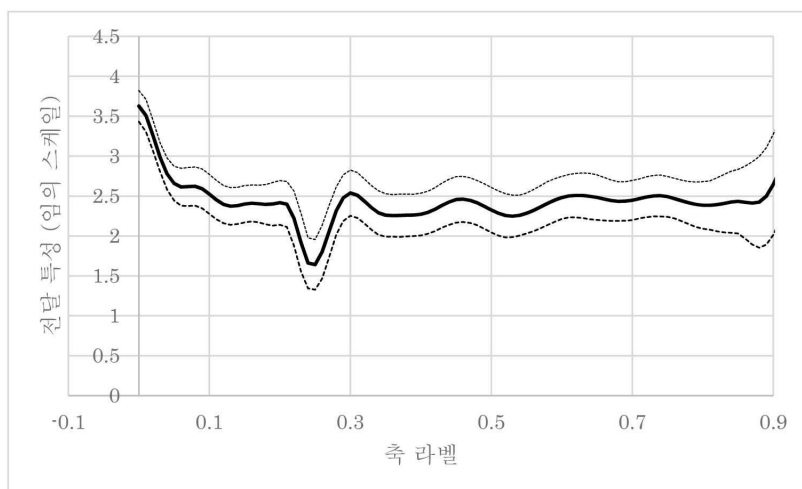


도면8

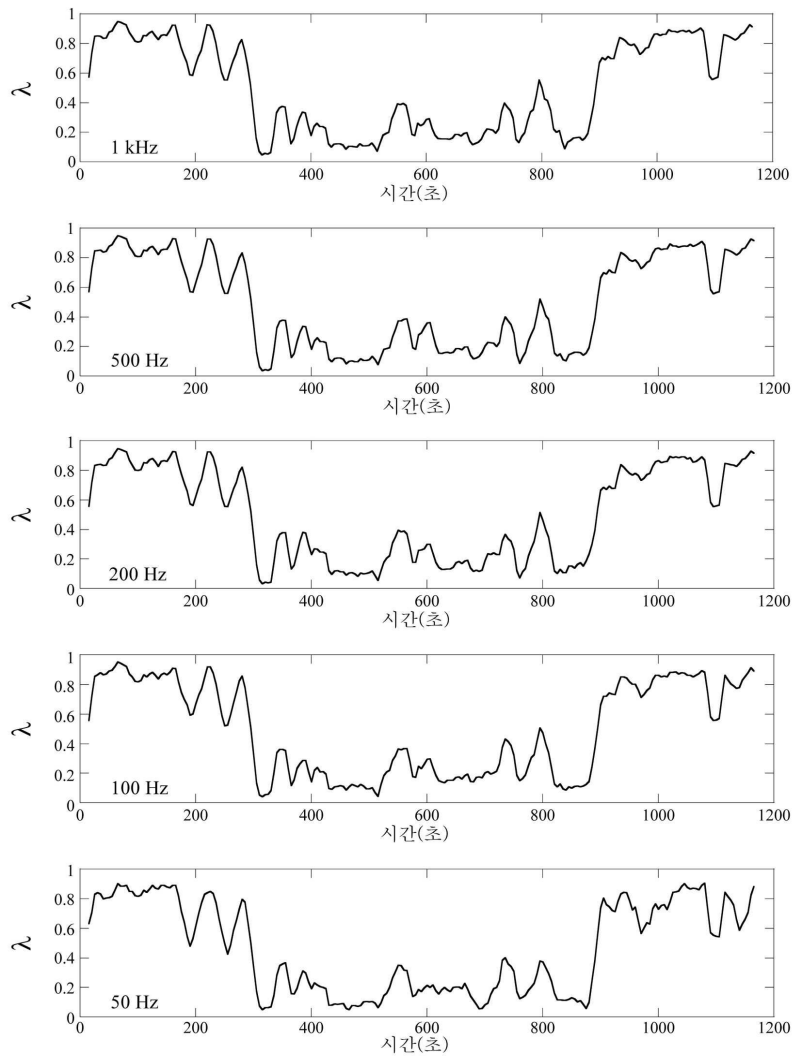
(A)



(B)

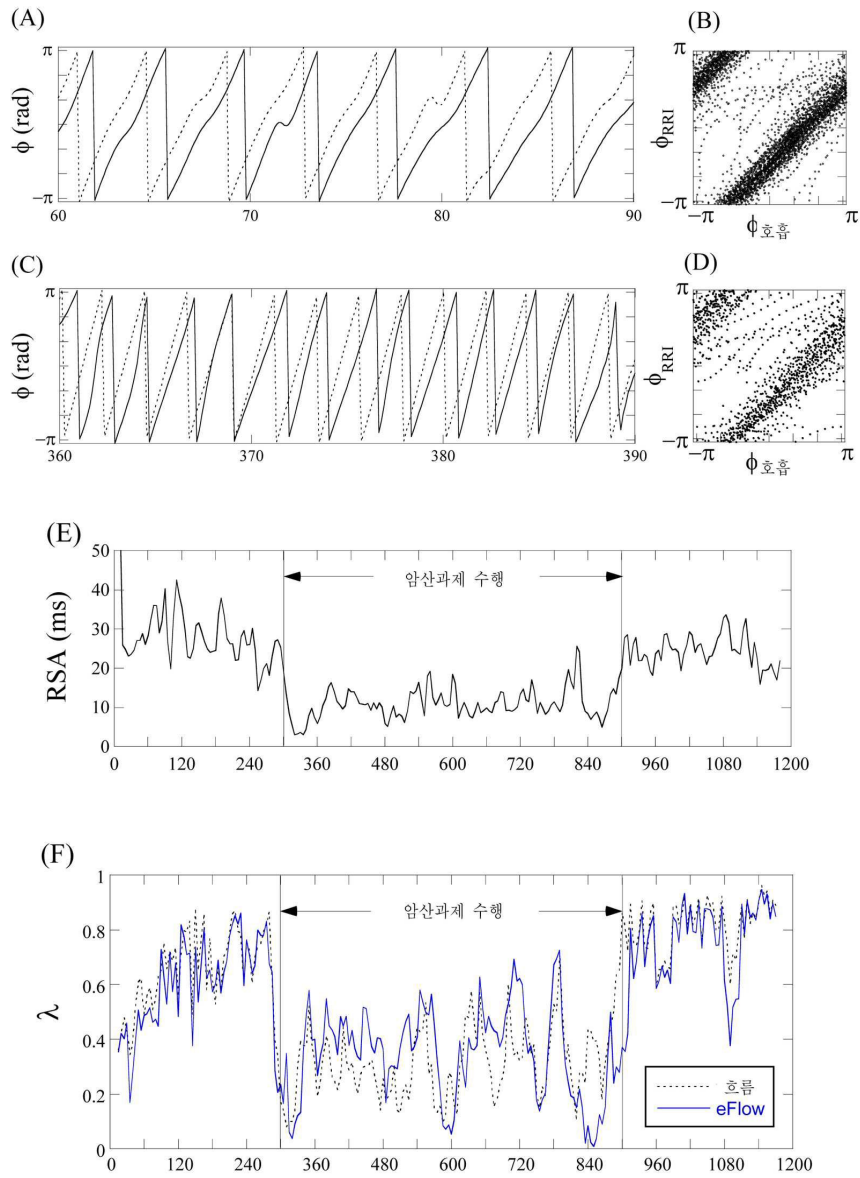


도면9

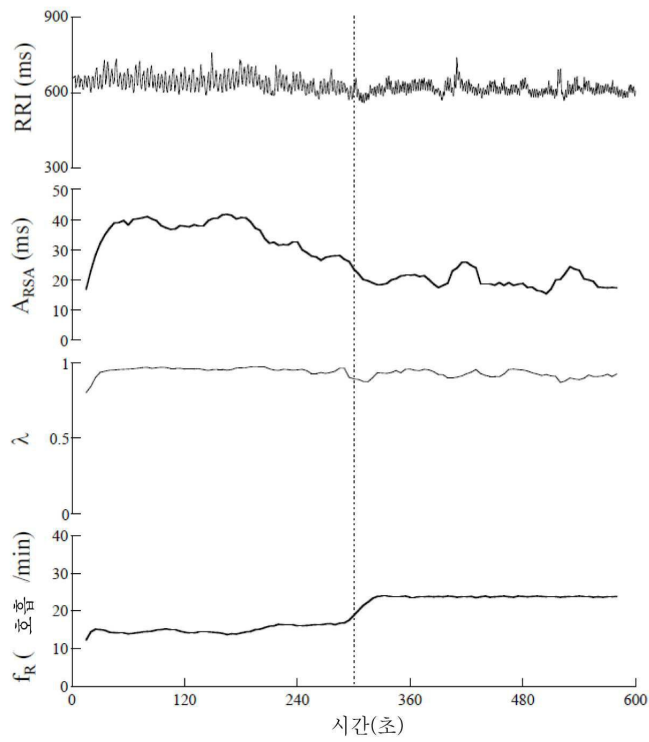


샘플링 주파수	500 Hz	200 Hz	100 Hz	50 Hz
평균 제곱근 오차	0.028	0.039	0.045	0.109

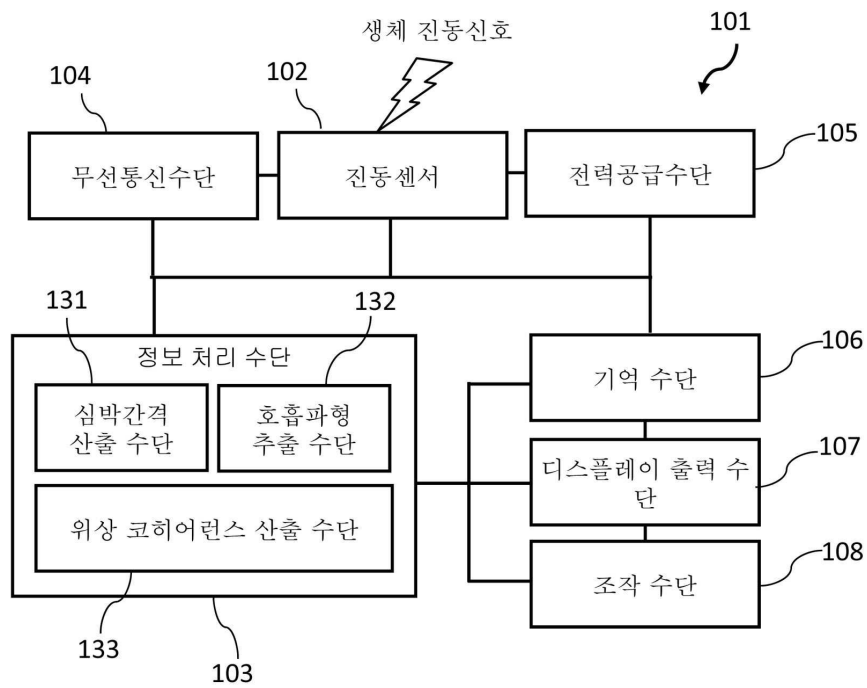
도면10



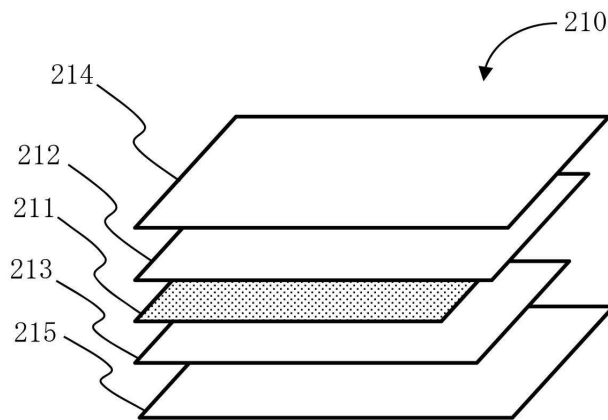
도면11



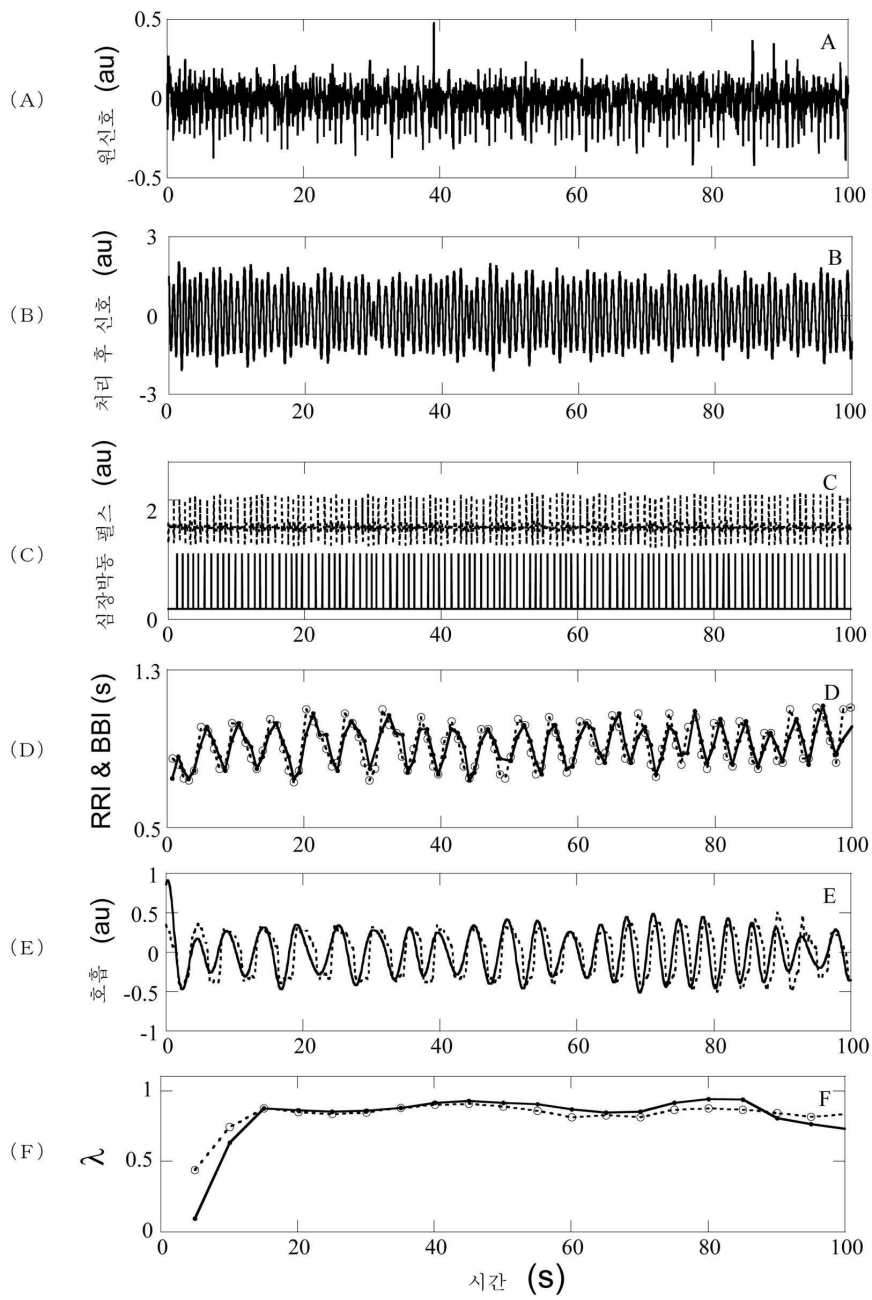
도면12



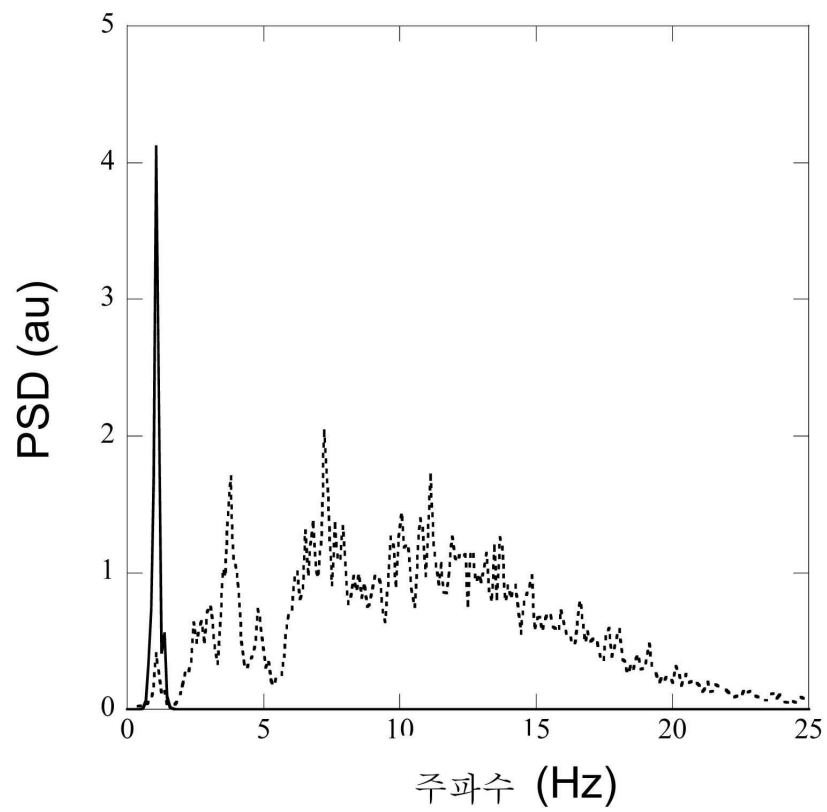
도면13



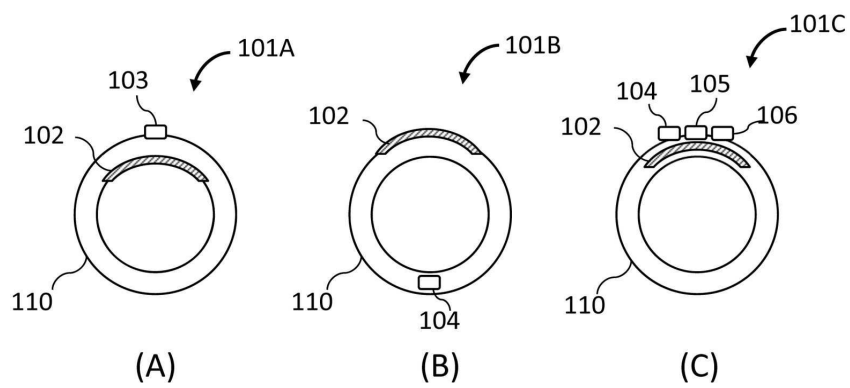
도면14



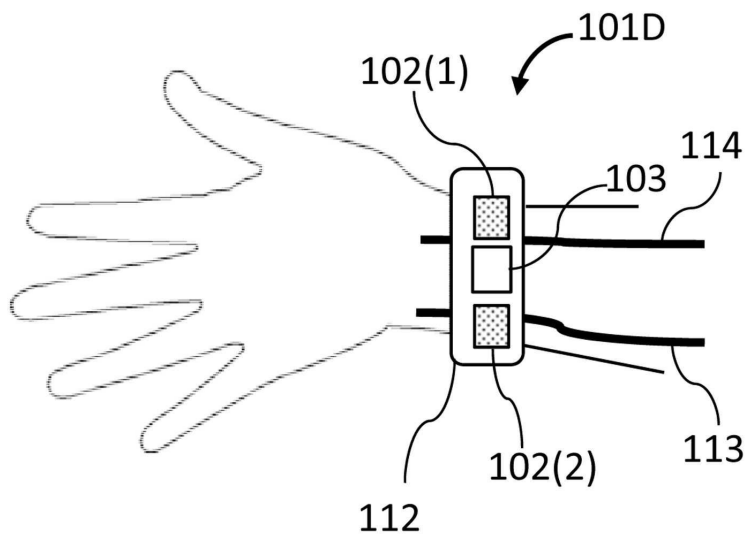
도면15



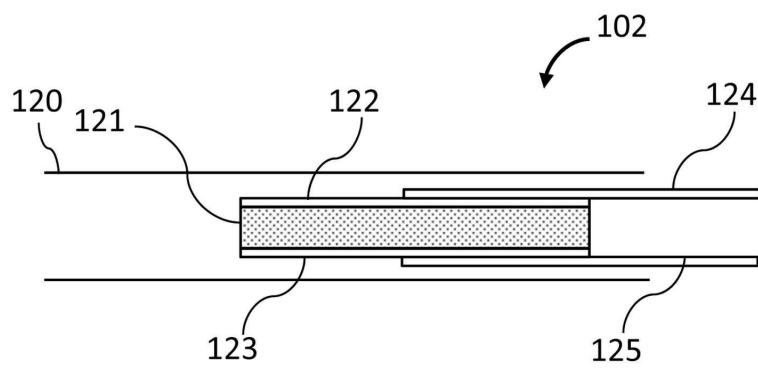
도면16



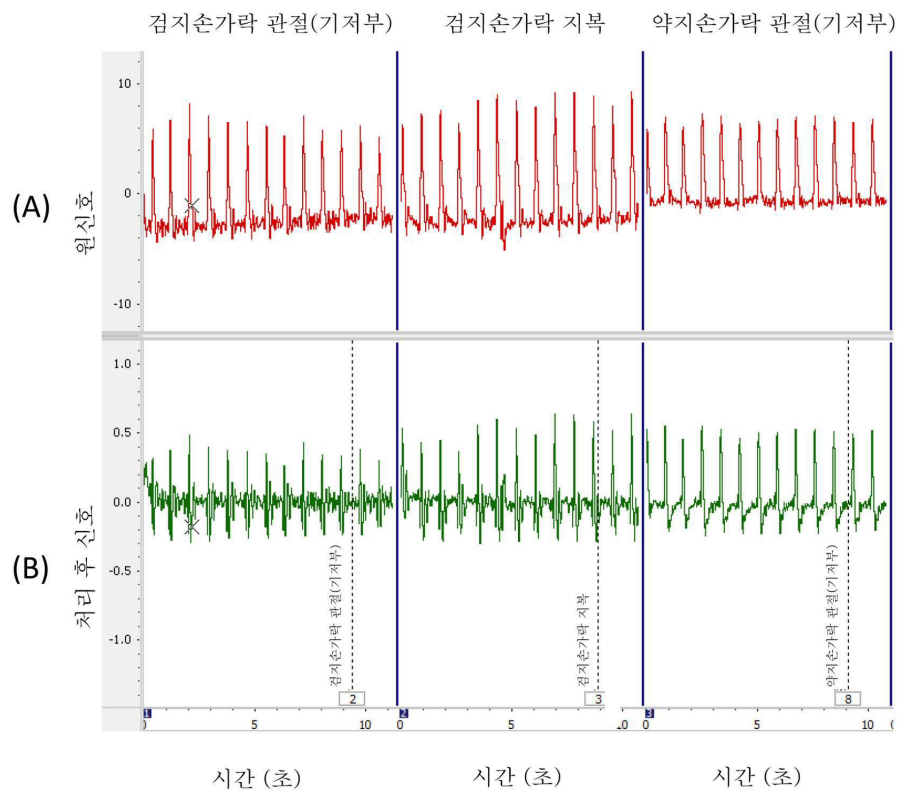
도면17



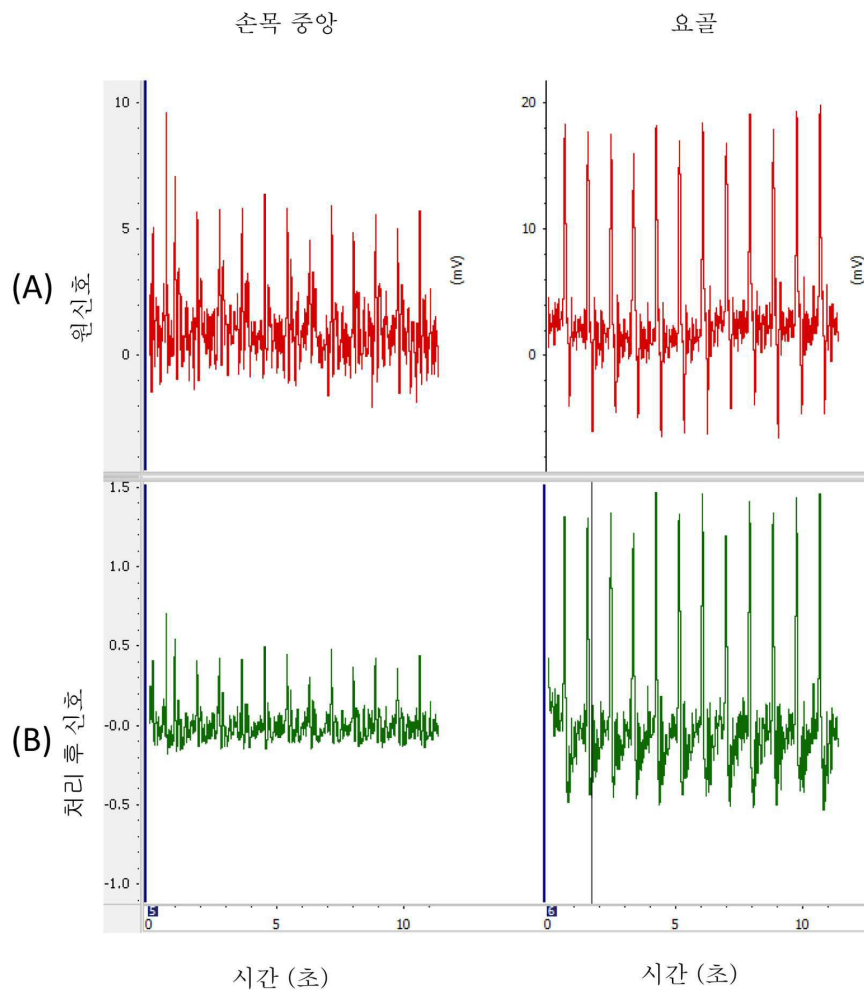
도면18



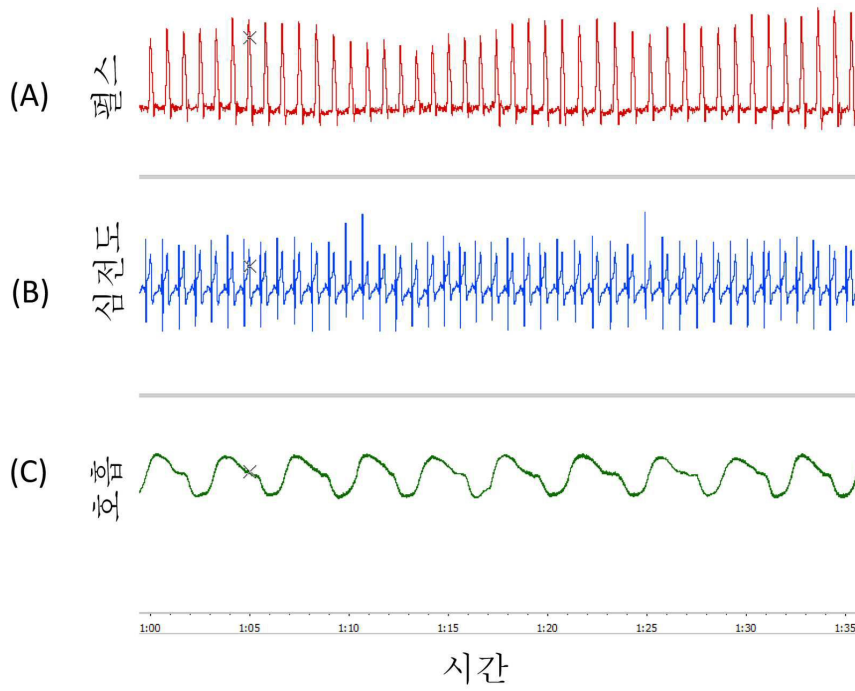
도면19



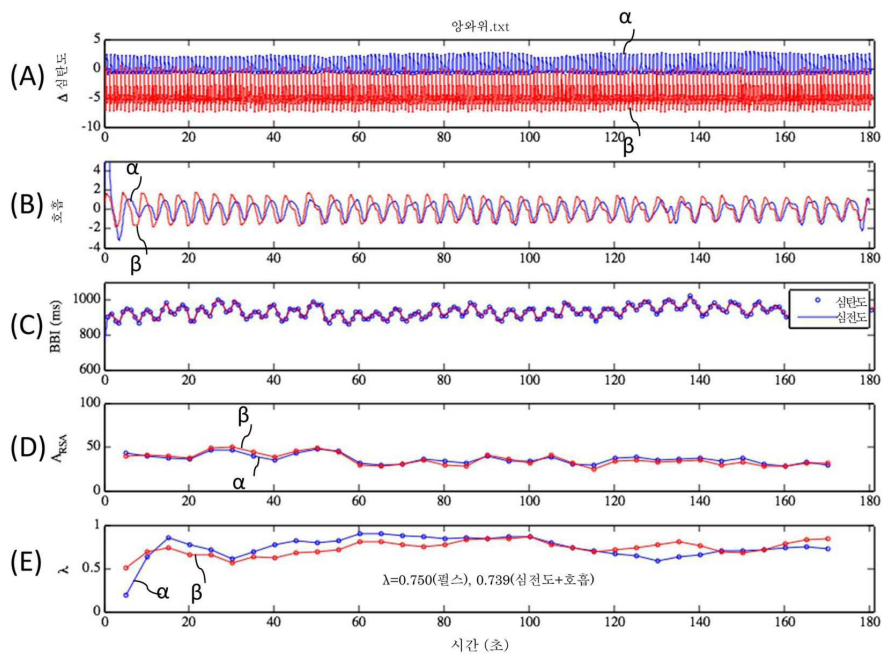
도면20



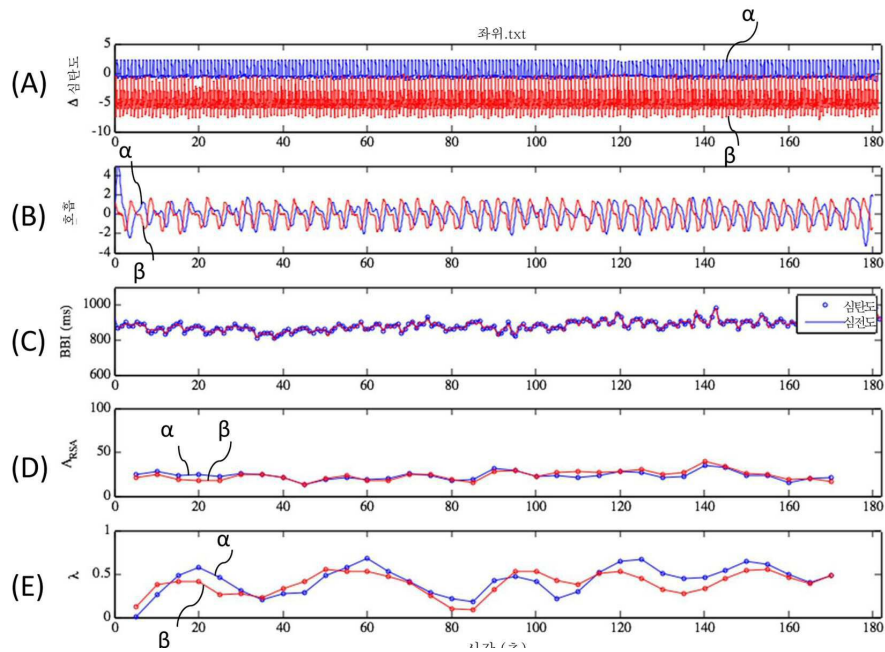
도면21



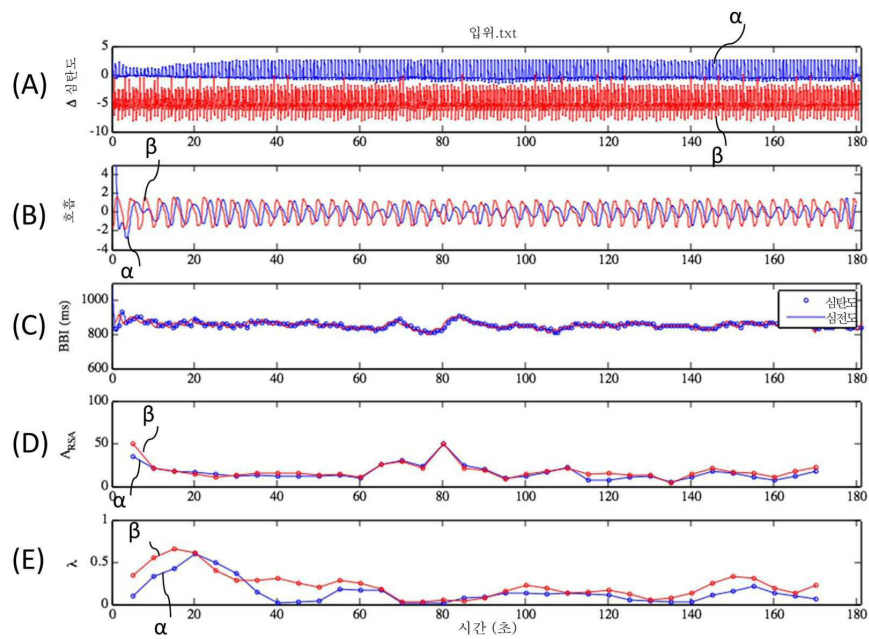
도면22



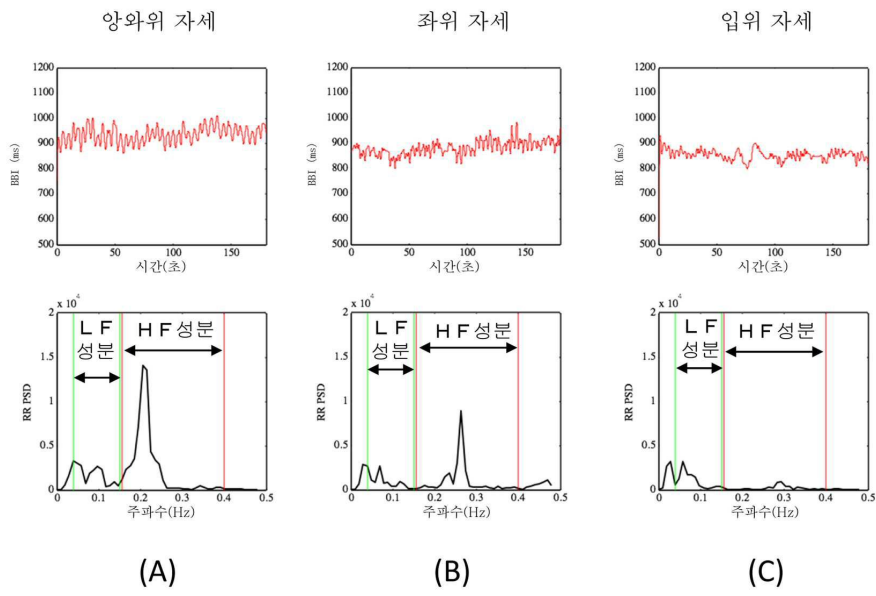
도면23



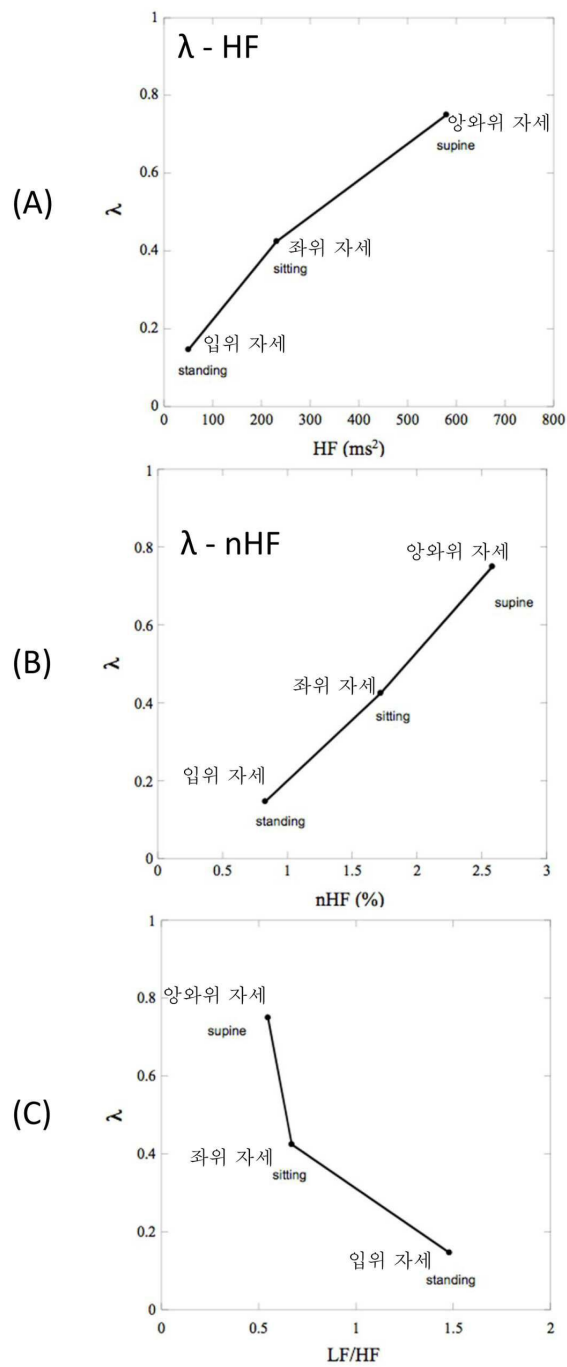
도면24



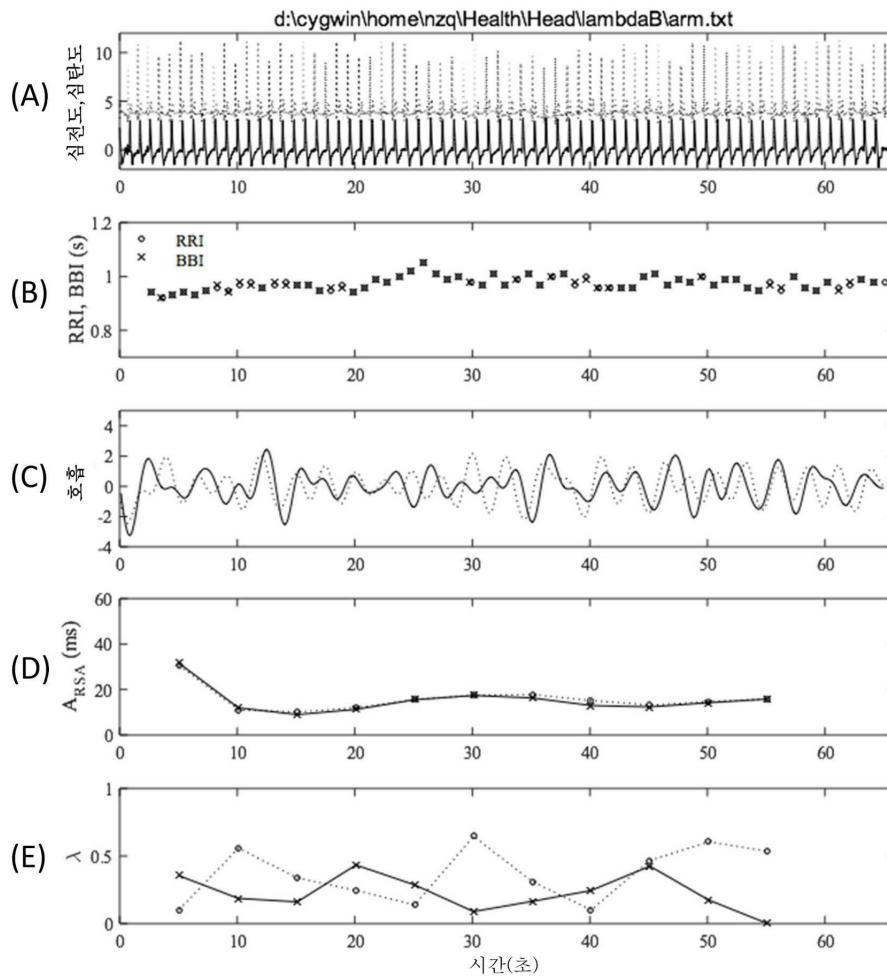
도면25



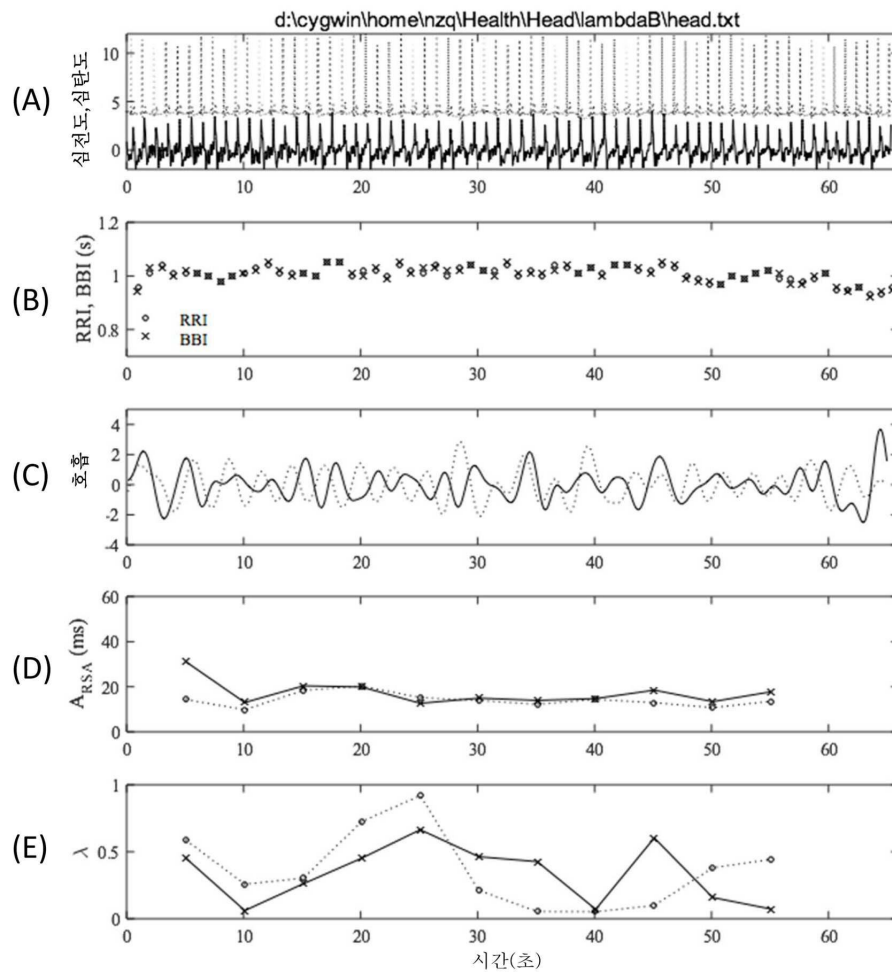
도면26



도면27



도면28



专利名称(译)	睡眠状态测量装置和方法，相位相干计算装置，生物体振动信号测量装置，应力状态测量装置和睡眠状态测量装置，以及心跳波形提取方法		
公开(公告)号	KR1020180108664A	公开(公告)日	2018-10-04
申请号	KR1020187023452	申请日	2017-02-15
[标]发明人	KANEGAE MASATOMO 카네가에마사토모 FUJITA TSUTOMU 후지타츠토무 NIIZEKI KYUICHI 니이제키큐이치		
发明人	카네가에마사토모 후지타츠토무 니이제키큐이치		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/0402 A61B5/08 A61B5/11 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B5/08 A61B5/16 A61B5/0245 A61B5/4884 A61B5/0402 A61B5/6801 A61B5/1102 A61B5/02405		
优先权	2016026008 2016-02-15 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[主题]容易地，测量休眠状态并提供观察或评估的手段。[解决问题的手段]休眠状态测量装置，其包括在动物睡眠中获得的心脏间期变化的瞬时相位，心脏间期变化，以及根据瞬时相位差产生相位相干的相位相干产生装置。在同一时间序列中动物的呼吸模式的瞬时阶段。

