



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년02월14일
(11) 등록번호 10-1706197
(24) 등록일자 2017년02월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0826 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0132874
(22) 출원일자 2015년09월21일
심사청구일자 2015년09월23일
(56) 선행기술조사문헌
JP5065823 B2
JP2011520495 A

(73) 특허권자
연세대학교 원주산학협력단
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1
(72) 발명자
이경중
강원도 원주시 배울로 49, 104동 303호 (반곡동, 원주혁신도시1단지사랑으로부영아파트)
에르덴바야르
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1 산학관 217호 (매지리, 연세대학교)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
민혜정

전체 청구항 수 : 총 19 항

심사관 : 최석규

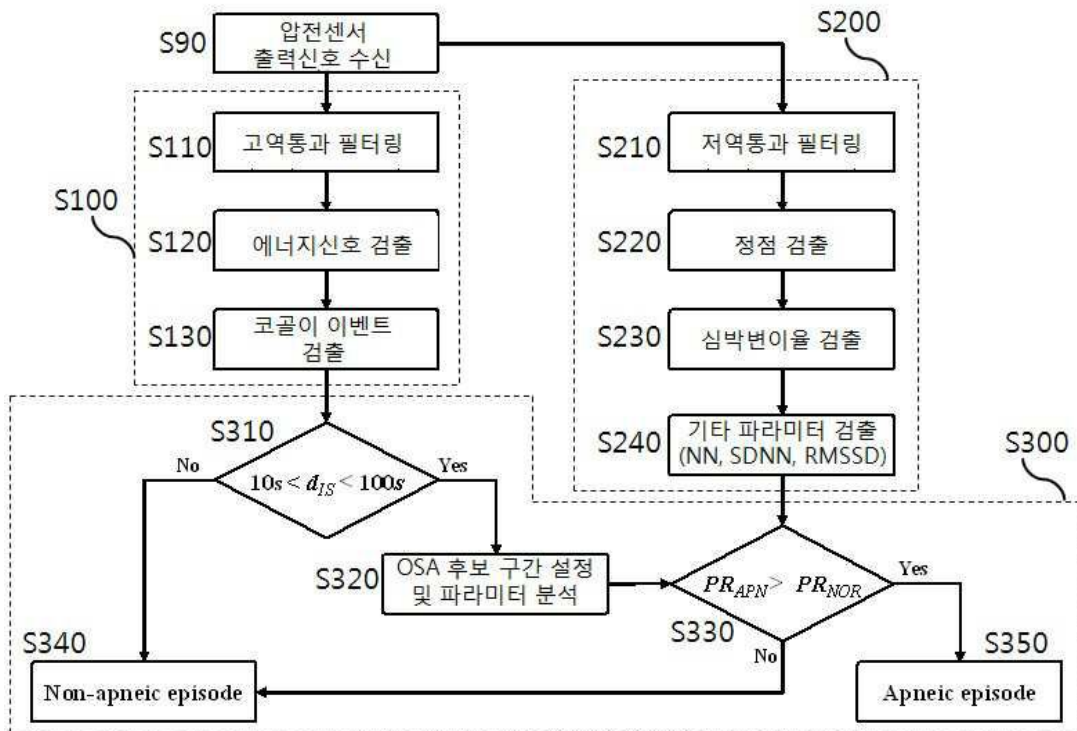
(54) 발명의 명칭 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은, 수면 중 목부위에 장착된 단일 압전센서의 출력신호로부터 코골이 신호와 심박 신호를 동시에 검출하되, 코골이 신호는 고역통과 필터링 된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 얻어지고, 심박 신호는 저역통과 필터링 된 압전센서 출력신호에서 자기상관성(autocorrelation)을 계산하여 얻어지며, 검출된 코골이

(뒷면에 계속)

대표도 - 도4



신호와 심박 신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증(Obstructive Sleep Apnea, OSA)을 추정하는, 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

본 발명은, 수면 중 목부위에 장착된 압전센서로부터 압전센서 출력신호를 수신한 연산처리부가, 압전센서 출력신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증 여부를 검사하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법에 있어서, 연산처리부는 압전센서 출력신호를 고역통과 필터링하고, 고역필터링된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 코골이 신호로서 구하는, 코골이 신호 분석단계; 연산처리부는 압전센서 출력신호를 저역통과 필터링하고, 저역필터링된 압전센서 출력신호에서 자기상관성을 계산하여 심박주기를 구하고 심박 주기 내의 정점(頂點, 피크)을 심박동으로서 구하고, 구하여진 정점을 메모리부에 저장하는 심박 신호 분석단계;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/4818 (2013.01)
A61B 2562/02 (2013.01)

정필수

강원도 원주시 흥업면 세동길 51 104동 1010호 (매지리, 원주매지청솔아파트)

(72) 발명자

박중욱

강원도 원주시 흥업면 세동길 51 104동 115호 (매지리, 원주매지청솔아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2014H1C1A1063845

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 교육인력양성사업

연구과제명 폐쇄성수면무호흡환자를 위한 자동적정(auto-titrating)기능을 갖춘 자동형 양압지속유지기 개발

기여율 1/1

주관기관 연세대학교 원주산학협력단

연구기간 2014.10.01 ~ 2015.09.30

명세서

청구범위

청구항 1

피검자의 목부위에 장착된 압전센서와, 상기 압전센서 출력신호로부터 코골이 신호와 심박 신호를 동시에 검출하고 검출된 코골이 신호와 심박 신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증 여부를 검사하는 연산처리부를 포함하여 이루어지되, 연산처리부는 압전센서 출력신호를 고역통과 필터링하고, 고역필터링된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 코골이 신호로서 구하도록 이루어진, 폐쇄성수면무호흡 검사 장치에 있어서,

연산처리부는 압전센서 출력신호의 에너지 신호를 데시벨 신호로 변환하고, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호부터 소리 이벤트인 코골이 이벤트의 지속시간과 세기를 구하며,

데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호가, 기 설정된 코골이의 임계값을 초과하기 시작한 점을 코골이 이벤트의 시작점으로 하고, 코골이의 임계값 이하로 떨어지기 시작한 점을 코골이 이벤트의 끝점으로 하여, 코골이 이벤트 지속시간으로 구하되, 검출된 코골이 이벤트 지속시간이, 기설정된 코골이 이벤트 지속시간 기준범위보다 작거나, 클경우는, 코골이 이벤트 지속시간이 아닌 것으로 판정하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

고역통과 필터링은 차단주파수가 30Hz인 고역통과 필터를 사용하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

연산처리부는 압전센서 출력신호를 저역통과 필터링하고, 저역필터링된 압전센서 출력신호에서 자기상관성을 계산하여 심박주기를 구하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

연산처리부는 심박 주기 내의 정점(頂點, 피크)을 심박동으로서 구하고, 구하여진 정점을 메모리부에 저장하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

저역통과 필터링은 차단주파수가 30Hz인 저역통과 필터를 사용하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 6

삭제

청구항 7

삭제

청구항 8

제4항에 있어서, 연산처리부는,

코골이 이벤트 지속시간 동안의, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호의 평균을 코골이 이벤트의 세기로 구하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

코골이 이벤트 지속시간 기준 범위는 1초부터 4.6초이고,

코골이의 임계값은 10dB인 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 10

제8항에 있어서, 연산처리부는,

코골이 이벤트의 세기와 코골이 이벤트 지속시간의 분포도를 디스플레이부로 출력하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 11

제8항에 있어서, 연산처리부는,

점정 신호를 메모리부로부터 읽어들이고, 정점신호를 1차 미분하여 펄스 간격을 심박간격으로서 계산하고, 펄스 간격을 이용하여 심박 변이율을 계산하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

연산처리부는 펄스간격(NN) 및 심박 변이율을 이용하여, 펄스간격 표준편차(SDNN), 펄스간격의 차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(RMSSD), 저주파수대역(LF)의 강도, 고주파수대역(HF)의 강도, 저주파수대 고주파수의 대역 강도비(LF/HF)를 구하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

연산처리부는, 코골이 지속시간이 10초 보다 크고 100초 보다 작은 범위에 속하지 않는다면, 코골이 지속시간은 호흡구간으로 판정하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

연산처리부는, 코골이 지속시간이 10초 보다 크고 100초 보다 작은 범위에 속하면, 코골이 이벤트의 세기와 강도의 분포도로부터 코골이 지수를 계산하고, 코골이 지수가 0인 구간을 수면무호흡 후보(OSA 후보) 구간으로 정하고, 수면무호흡 후보 구간에서, 6개의 특징인, 펄스간격(NN), 펄스간격 표준편차(SDNN), 펄스간격의 차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(RMSSD), 저주파수대역(LF)의 강도, 고주파수대역(HF)의 강도, 저주파수대 고주파수의 대역 강도비(LF/HF)를 검출하고, 상기 6개의 특징이, 기설정된 정상값들보다 크면, 해당 수면무호흡 후보 구간을 수면무호흡 구간으로 판단하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치.

청구항 15

수면 중 목부위에 장착된 압전센서로부터 압전센서 출력신호를 수신한 연산처리부가, 압전센서 출력신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증 여부를 검사하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법에 있어서,

연산처리부는 압전센서 출력신호를 고역통과 필터링하고, 고역필터링된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 코골이 신호로서 구하는, 코골이 신호 분석단계;

연산처리부는 압전센서 출력신호를 저역통과 필터링하고, 저역필터링된 압전센서 출력신호에서 자기상관성을 계산하여 심박주기를 구하고 심박 주기 내의 정점(頂點, 피크)을 심박동으로서 구하고, 구하여진 정점을 메모리부에 저장하는 심박 신호 분석단계;

를 포함하여 이루어지며,

코골이 신호 분석단계는, 연산처리부가 압전센서 출력신호의 에너지 신호를 데시벨 신호로 변환하고, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호부터 소리 이벤트인 코골이 이벤트의 지속시간과 세기를 구하는, 코골이 이벤트 검출 단계를 더 포함하며,

코골이 이벤트 검출 단계에서, 연산처리부는, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호가, 기 설정된 코골이의 임계값을 초과하기 시작한 점을 코골이 이벤트의 시작점으로 하고, 코골이의 임계값 이하로 떨어지기 시작한 점을 코골이 이벤트의 끝점으로 하여, 코골이 이벤트 지속시간으로 구하되, 검출된 코골이 이벤트 지속시간이, 기 설정된 코골이 이벤트 지속시간 기준범위보다 작거나, 클 경우는, 코골이 이벤트 지속시간이 아닌 것으로 판정하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법.

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

제15항에 있어서,

코골이 이벤트 검출 단계에서, 연산처리부는, 코골이 이벤트 지속시간 동안의, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호의 평균을 코골이 이벤트의 세기로 구하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법.

청구항 19

제18항에 있어서, 심박 신호 분석단계는,

연산처리부가, 점성 신호를 메모리부로부터 읽어들이고, 정점신호를 1차 미분하여 펄스 간격을 심박간격으로서 계산하고, 펄스 간격을 이용하여 심박 변이율을 계산하는 심박 변이율 검출단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법.

청구항 20

제19항에 있어서, 심박 신호 분석단계는,

연산처리부는 펄스간격(NN) 및 심박 변이율을 이용하여, 펄스간격 표준편차(SDNN), 펄스간격의 차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(RMSSD), 저주파수대역(LF)의 강도, 고주파수대역(HF)의 강도, 저주파수대역 고주파수의 대역 강도비(LF/HF)를 구하는 기타 파라미터 검출단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법.

청구항 21

제20항에 있어서,

코골이 신호 분석단계 및 심박 신호 분석단계 후, 연산처리부는, 코골이 지속시간이 10초 보다 크고 100초 보다 작은 범위에 속하지 않는다면, 코골이 지속시간은 호흡구간으로 판정하는, 폐쇄성수면무호흡증 추정단계를, 더 포함하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법.

청구항 22

제21항에 있어서, 폐쇄성수면무호흡증 추정단계는,

연산처리부는, 코골이 지속시간이 10초 보다 크고 100초 보다 작은 범위에 속하면, 코골이 이벤트의 세기와 강도의 분포도로부터 코골이 지수를 계산하고, 코골이 지수가 0인 구간을 수면무호흡 후보(OSA 후보) 구간으로 정하는, 수면무호흡 후보 설정단계;

연산처리부는 수면무호흡 후보 구간에서, 6개의 특징인, 펄스간격(NN), 펄스간격 표준편차(SDNN), 펄스간격의

차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(RMSSD), 저주파수대역(LF)의 강도, 고주파수대역(HF)의 강도, 저주파수대 고주파수의 대역 강도비(LF/HF)를 검출하고, 상기 6개의 특징이, 기설정된 정상값들보다 크면, 해당 수면무호흡 후보 구간을 수면무호흡 구간으로 판단하는, 수면무호흡 여부 판단단계;

를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법.

청구항 23

제15항, 제18항 내지 제22항 중 어느 한 항의 폐쇄성수면무호흡 검사 방법을 컴퓨터로 구현하기 위한 프로그램이 기록된, 컴퓨터로 판독가능한 기록매체.

발명의 설명

기술분야

[0001] 본 발명은, 수면 중 목부위에 장착된 단일 압전센서의 출력신호로부터 코골이 신호와 심박 신호를 동시에 검출 하되, 코골이 신호는 고역통과 필터링 된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 얻어지고, 심박 신호는 저역통과 필터링 된 압전센서 출력신호에서 자기상관성(autocorrelation)을 계산하여 얻어지며, 검출된 코골이 신호와 심박 신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증(Obstructive Sleep Apnea, OSA)을 추정하는, 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 폐쇄성수면무호흡증(obstructive sleep apnea, OSA)은, 수면 중 호흡이 멈추는 수면호흡장애로, 이는 다양한 심혈관계 질환의 발생율을 높이기 때문에 더욱 깊은 주의가 필요하다. 일반적으로 한국인 남성 20명 중 한명 꼴로 폐쇄성수면무호흡증을 앓고 있는 것으로 알려져 있으며, 대다수의 중증 환자들은 자기가 환자인 줄 모르고 산다. 이와 같이, 폐쇄성수면무호흡증 환자의 85% 이상이 진단이 안되어 있으므로 야간의 수면분절로 인해 주간 의 과도한 피로, 졸림증 및 졸음운전으로 인한 교통사고, 심한 경우 수면 중 심장마비, 돌연사 등의 심각한 결과를 초래할 수 있으며, 무엇보다도 OSA의 선별검사(screening) 및 진단이 중요하다.

[0003] OSA을 진단 방법으로는 수면다원검사가 있으며, 이는 수면 중 다양한 생체신호(뇌전도, 심전도, 안전도, 근전도, 구강 호흡, 비강 호흡, 복부 호흡, 흉부 호흡, 자세, 코골이, 산소포화도 등)를 동시에 측정하여 정확하고 객관적인 진단할 수 있다. 그러나 수면다원검사는 고가이고, 여러 개의 센서 부착에서 오는 불편함, 전문가의 도움과 환경 제한을 많이 받는다는 단점이 있다.

[0004] 최근들어, 단일 또는 이중 센서를 이용한 레벨 4(이는 미국수면학회(American Association of Sleep Medicine, AASM)에서 2007년에 규정한 수면 모니터링 시스템 분류 중 하나로, 하나 또는 두 채널 신호를 가지고 수면무호흡 진단 및 모니터링 가능한 시스템을 말한다.)에 해당되는 진단 방법에 관한 다양한 연구가 진행되고 있으며, 이는 OSA을 간편하고 손쉽게 평가할 수 있는 장점이 있다. 예를들어 고성능 마이크로폰을 이용하여, 마이크로폰 출력신호에서 코골이를 분리하여, OSA을 추정하는 방법이 제안되었으나, 주변 잡음에 의한 성능 저하, 고가의 마이크로폰을 사용해야 하는 단점이 있었다.

[0005] 또한 심박변이(heart rate variability, HRV) 분석을 통해 OSA을 검출한 방법은 심전도 신호만 이용하여 기존 수면다원검사의 단점을 감소시켰지만, 다수의 전극을 몸에 부착해야 한계점이 있었다.

[0006] 따라서 하나의 센서로 코골이 신호와 심박신호를 검출하되, 정확도를 유지하며, 보다 저가이며, 보다 빠르고, 손쉽게 평가할 수 있는 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법이 요망된다.

[0007] 압전소자는 저가임에도 불구하고 소리나 진동을 잘 감지할 수 있기 때문에, 코골이, 호흡률 및 수면활동의 모니터링 등 많은 연구에 사용되고 있다. 특히, 압전소자는 진동을 감지하기 때문에 마이크로폰보다 주변 소리 잡음에 덜 민감하므로 수면 중 코골이 검출용으로 많이 사용되고 있다. 그러나 기존의 압전센서를 이용한 수면무호흡관련 연구에서, 아직 이렇다할 폐쇄성수면무호흡 선별검사 방법이 제안되어 있지 않다.

[0008] 따라서, 본 발명은 수면 중 목부위에 장착된 단일 압전센서의 출력신호로부터, 코골이 신호와 심박 신호를 동시에 검출하고, 검출된 코골이 신호와 심박 신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증을 추정하는, 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법을 제안한다.

- [0009] 압전센서를 이용한 무호흡증 추정방법에 관련된 선행특허로, 국내 공개특허 제10-2015-0033197호가 있다. 국내 공개특허 제10-2015-0033197호의 경우 압전센서의 출력신호에서 주성분 분석법을 이용하여 2개의 생체신호를 검출하며, 표준편차를 이용하여 수면 무호흡증 추정을 행한다.
- [0010] 주성분 분석법을 이용하는 경우 행렬을 이용해야 하므로 수식이 상대적으로 많고 복잡하며, 표준편차만을 이용한 수면 무호흡증 추정은 다소 정확도가 떨어진다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0011] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 수면 중 목부위에 장착된 단일 압전센서의 출력신호로부터 코골이 신호와 심박 신호를 동시에 검출하되, 코골이 신호는 고역통과 필터링 된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 얻어지고, 심박 신호는 저역통과 필터링 된 압전센서 출력신호에서 자기상관성을 계산하여 얻어지며, 검출된 코골이 신호와 심박 신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증(OSA)을 추정하는, 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법을 제공한다는 것이다.
- [0012] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 기술적 과제는, 데시벨로 표시된 코골이 에너지 신호로부터 코골이(소리 이벤트)의 길이와 세기에 대한 분포도를 구하고, 이를 이용하여 코골이 지수(snoring index)를 계산하는, 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법을 제공한다는 것이다.
- [0013] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 기술적 과제는, 자기상관성 방법으로 구한 주기 내에서 하나의 정점을 검출하여 심박신호를 구하며, 이러한 과정을 매1분마다 반복하여 모든 정점을 검출하여 저장하되, 정점신호를 1차 미분하여 펄스 간격을 계산하고, 구하여진 펄스 간격을 이용하여 박동변이율(pulse rate, PR)를 계산하는, 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법을 제공한다는 것이다.
- [0014] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 기술적 과제는, 코골이 지수가 0인 구간을 OSA 후보로 정한 후 이 구간에서 심박 분석을 진행하여, 만약 심박과 관련된 다른 특징이 증가하면 해당 후보 구간을 폐쇄성수면무호흡증(OSA) 구간으로 판단하는, 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법을 제공한다는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0015] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명은, 피검자의 목부위에 장착된 압전센서와, 상기 압전센서 출력신호로부터 코골이 신호와 심박 신호를 동시에 검출하고 검출된 코골이 신호와 심박 신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증 여부를 검사하는 연산처리부를 포함하는 폐쇄성수면무호흡 검사 장치에 있어서, 연산처리부는 압전센서 출력신호를 고역통과 필터링하고, 고역필터링된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 코골이 신호로서 구하여지는 것을 특징으로 한다.
- [0016] 연산처리부는 압전센서 출력신호를 저역통과 필터링하고, 저역필터링된 압전센서 출력신호에서 자기상관성을 계산하여 심박주기를 구하고, 심박 주기 내의 정점(頂點, 피크)을 심박동으로서 구하고, 구하여진 정점을 메모리부에 저장한다.
- [0017] 고역통과 필터링은 차단주파수가 30Hz인 고역통과 필터를 사용하며, 저역통과 필터링은 차단주파수가 30Hz인 저역통과 필터를 사용한다.
- [0018] 연산처리부는 압전센서 출력신호의 에너지 신호를 데시벨 신호로 변환하고, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호로부터 소리 이벤트인 코골이 이벤트의 지속시간과 세기를 구한다.
- [0019] 연산처리부는, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호가, 기 설정된 코골이의 임계값을 초과하기 시작한 점을 코골이 이벤트의 시작점으로 하고, 코골이의 임계값 이하로 떨어지기 시작한 점을 코골이 이벤트의 끝점으로 하여, 코골이 이벤트 지속시간으로 구하되, 검출된 코골이 이벤트 지속시간이, 기설정된 코골이 이벤트 지속시간 기준범위보다 작거나, 클경우는, 코골이 이벤트 지속시간이 아닌 것으로 판정한다.
- [0020] 연산처리부는, 코골이 이벤트 지속시간 동안의, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호의 평균을 코골이 이벤트의 세기로 구한다.
- [0021] 코골이 이벤트 지속시간 기준 범위는 1초부터 4.6초이고, 코골이의 임계값은 10dB이다.
- [0022] 연산처리부는, 코골이 이벤트의 세기와 코골이 이벤트 지속시간의 분포도를 디스플레이부로 출력한다.

- [0023] 연산처리부는, 점정 신호를 메모리부로부터 읽어들이고, 정점신호를 1차 미분하여 펄스 간격을 심박간격으로서 계산하고, 펄스 간격을 이용하여 심박 변이율을 계산한다.
- [0024] 연산처리부는 펄스간격(NN) 및 심박 변이율을 이용하여, 펄스간격 표준편차(SDNN), 펄스간격의 차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(RMSSD), 저주파수대역(LF)의 강도, 고주파수대역(HF)의 강도, 저주파수대 고주파수의 대역 강도비(LF/HF)를 구한다.
- [0025] 연산처리부는, 코골이 지속시간이 10초 보다 크고 100초 보다 작은 범위에 속하지 않는다면, 코골이 지속시간은 호흡구간으로 판정한다.
- [0026] 연산처리부는, 코골이 지속시간이 10초 보다 크고 100초 보다 작은 범위에 속하면, 코골이 이벤트의 세기와 강도의 분포도로부터 코골이 지수를 계산하고, 코골이 지수가 0인 구간을 수면무호흡 후보(OSA 후보) 구간으로 정하고, 수면무호흡 후보 구간에서, 6개의 특징인, 펄스간격(NN), 펄스간격 표준편차(SDNN), 펄스간격의 차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(RMSSD), 저주파수대역(LF)의 강도, 고주파수대역(HF)의 강도, 저주파수대 고주파수의 대역 강도비(LF/HF)를 검출하고, 상기 6개의 특징이, 기설정된 정상값들보다 크면, 해당 수면무호흡 후보 구간을 수면무호흡 구간으로 판단한다.
- [0027] 또한, 본 발명은, 수면 중 목부위에 장착된 압전센서로부터 압전센서 출력신호를 수신한 연산처리부가, 압전센서 출력신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증 여부를 검사하는 폐쇄성수면무호흡 검사 방법에 있어서, 연산처리부는 압전센서 출력신호를 고역통과 필터링하고, 고역필터링된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 코골이 신호로서 구하는, 코골이 신호 분석단계; 연산처리부는 압전센서 출력신호를 저역통과 필터링하고, 저역필터링된 압전센서 출력신호에서 자기상관성을 계산하여 심박주기를 구하고 심박 주기 내의 정점(頂點, 피크)을 심박동으로서 구하고, 구하여진 정점을 메모리부에 저장하는 심박 신호 분석단계;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.
- [0028] 코골이 신호 분석단계는, 연산처리부가 압전센서 출력신호의 에너지 신호를 데시벨 신호로 변환하고, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호로부터 소리 이벤트인 코골이 이벤트의 지속시간과 세기를 구하는, 코골이 이벤트 검출 단계를 더 포함한다.
- [0029] 코골이 이벤트 검출 단계에서, 연산처리부는, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호가, 기 설정된 코골이의 임계값을 초과하기 시작한 점을 코골이 이벤트의 시작점으로 하고, 코골이의 임계값 이하로 떨어지기 시작한 점을 코골이 이벤트의 끝점으로 하여, 코골이 이벤트 지속시간으로 구하되, 검출된 코골이 이벤트 지속시간이, 기 설정된 코골이 이벤트 지속시간 기준범위보다 작거나, 클 경우는, 코골이 이벤트 지속시간이 아닌 것으로 판정한다.
- [0030] 코골이 이벤트 검출 단계에서, 연산처리부는, 코골이 이벤트 지속시간 동안의, 데시벨 신호로 변환된 압전센서 출력신호의 평균을 코골이 이벤트의 세기로 구한다.
- [0031] 심박 신호 분석단계는, 연산처리부가, 점정 신호를 메모리부로부터 읽어들이고, 정점신호를 1차 미분하여 펄스 간격을 심박간격으로서 계산하고, 펄스 간격을 이용하여 심박 변이율을 계산하는 심박 변이율 검출단계; 연산처리부는 펄스간격(NN) 및 심박 변이율을 이용하여, 펄스간격 표준편차(SDNN), 펄스간격의 차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(RMSSD), 저주파수대역(LF)의 강도, 고주파수대역(HF)의 강도, 저주파수대 고주파수의 대역 강도비(LF/HF)를 구하는 기타 파라미터 검출단계;를 더 포함한다.
- [0032] 폐쇄성수면무호흡 검사 방법은, 코골이 신호 분석단계 및 심박 신호 분석단계 후, 연산처리부는, 코골이 지속시간이 10초 보다 크고 100초 보다 작은 범위에 속하지 않는다면, 코골이 지속시간은 호흡구간으로 판정하는, 폐쇄성수면무호흡증 추정단계를 더 포함한다.
- [0033] 폐쇄성수면무호흡증 추정단계는, 연산처리부는, 코골이 지속시간이 10초 보다 크고 100초 보다 작은 범위에 속하면, 코골이 이벤트의 세기와 강도의 분포도로부터 코골이 지수를 계산하고, 코골이 지수가 0인 구간을 수면무호흡 후보(OSA 후보) 구간으로 정하는, 수면무호흡 후보 설정단계; 연산처리부는 수면무호흡 후보 구간에서, 6개의 특징인, 펄스간격(NN), 펄스간격 표준편차(SDNN), 펄스간격의 차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(RMSSD), 저주파수대역(LF)의 강도, 고주파수대역(HF)의 강도, 저주파수대 고주파수의 대역 강도비(LF/HF)를 검출하고, 상기 6개의 특징이, 기설정된 정상값들보다 크면, 해당 수면무호흡 후보 구간을 수면무호흡 구간으로 판단하는, 수면무호흡 여부 판단단계;를 더 포함한다.
- [0034] 또한 본 발명은 본 발명의 폐쇄성수면무호흡 검사 방법을 컴퓨터로 구현하기 위한 프로그램이 기록된, 컴퓨터로

판독가능한 기록매체를 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0035] 본 발명의 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법에 따르면, 수면 중 목부위에 장착된 단일 압전센서의 출력신호로부터 코골이 신호와 심박 신호를 동시에 검출하되, 코골이 신호는 고역통과 필터링 된 압전센서 출력신호로부터 에너지 신호를 계산하여 얻어지고, 심박 신호는 저역통과 필터링 된 압전센서 출력신호에서 자기상관성을 계산하여 얻어지며, 검출된 코골이 신호와 심박 신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증(OSA)을 추정한다.
- [0036] 본 발명은, 데시벨로 표시된 코골이 에너지 신호로부터 코골이(소리 이벤트)의 길이와 세기에 대한 분포도를 구하고, 이를 이용하여 코골이 지수(snoring index)를 계산한다.
- [0037] 본 발명에서, 심박신호는 자기상관성 방법으로 구한 주기 내에서 하나의 정점을 검출하여 얻어지며, 이러한 과정을 매1분마다 반복하여 모든 정점을 검출하여 저장하되, 정점신호를 1차 미분하여 펄스 간격을 계산하고, 구하여진 펄스 간격을 이용하여 박동변이율(pulse rate, PR)를 계산한다.
- [0038] 본 발명에서, 폐쇄성수면무호흡증(OSA) 추정은, 코골이 지수가 0인 구간을 OSA 후보로 정한 후 이 구간에서 심박 분석을 진행하여, 만약 심박과 관련된 다른 특징이 증가하면 해당 후보 구간을 OSA 구간으로 판단한다.
- [0039] 즉, 본 발명은 하나의 센서로 코골이 신호와 심박신호를 검출하되, 정밀도 및 정확도를 유지하며, 보다 저가이며, 수식이 상대적으로 더 적고 덜 복잡하여, 보다 빠르고, 초보자도 손쉽게 평가할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0040] 도 1은 본원발명의 폐쇄성수면무호흡 선별검사 장치의 사용상태도를 나타낸다.
- 도 2는 도 1의 폐쇄성수면무호흡 선별검사 장치의 개략적인 구성도이다.
- 도 3은 압전센서의 출력신호와 심전도신호를 출력한 일예이다.
- 도 4는 본원발명의 폐쇄성수면무호흡 검출 방법을 개략적으로 설명하는 전체 흐름도이다.
- 도 5는 도 4의 코골이 신호 분석단계(S100)의 각 단계에서 검출된 신호들의 일예이다.
- 도 6은 코골이 특성을 분석한 도면이다.
- 도 7은 심박(heart beat) 신호 분석단계(S200)의 각 단계에서 검출된 신호들의 일예이다.
- 도 8은 폐쇄성수면무호흡증(OSA) 추정단계(S300)를 설명하기 위한 파형이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0041] 이하, 본 발명의 압전센서를 이용한 폐쇄성수면무호흡 선별검사를 위한 장치 및 방법을 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0042] 도 1은 본원발명의 폐쇄성수면무호흡 선별검사 장치의 사용상태도를 나타내며, 도 2는 도 1의 폐쇄성수면무호흡 선별검사 장치의 개략적인 구성도이다.
- [0043] 본원발명의 폐쇄성수면무호흡 선별검사 장치는 피검자의 목에 하나의 압전센서(110)를 장착하고, 압전센서(110)의 출력신호를, 신호전처리부(150)에서 증폭하고 잡음을 제거하고, A/D변환부(190)에서 디지털신호로 변환한 후, 분석부(200)의 연산처리부(210)으로 전송한다. 압전센서(110)는 일반적으로 사용되는 코골이용 압전센서이다.
- [0044] 연산처리부(210)는 A/D변환부(190)로부터 수신된 압전센서 출력신호로부터 코골이 신호와 심박 신호를 동시에 검출하며, 검출된 코골이 신호와 심박 신호를 이용하여 폐쇄성수면무호흡증(OSA)을 추정한다.
- [0045] 코골이 신호는, A/D변환부(190)로부터 수신된 압전센서 출력신호를, 연산처리부(210)에서 고역통과 필터를 통과시켜져, 고역통과 필터링된다. 이렇게 고역통과 필터링 된 상기 압전센서 출력신호로부터, 연산처리부(210)는 에너지 신호(즉, 코골이 에너지 신호)를 계산하고, 상기 에너지 신호를 데시벨 신호로 변환된다. 연산처리부(210)는 상기 데시벨 신호로부터 코골이(소리 이벤트)의 길이와 세기에 대한 분포도를 구하고, 이를 이용하여 코골이 지수(snoring index)를 계산한다. 연산처리부(210)는 코골이의 길이와 세기에 대한 분포도, 그리고 코골이

이 지수를 메모리부(270)에 저장하고, 디스플레이부(240)로 출력하게 한다.

- [0046] 심박 신호는 A/D변환부(190)로부터 수신된 압전센서 출력신호를, 연산처리부(210)에서, 저역통과 필터를 통과시켜져, 고역통과 필터링된다. 이렇게 저역통과 필터링 된 압전센서 출력신호에서, 연산처리부(210)는 자기상관성을 계산하되, 자기상관성으로 구한 주기 내에서 하나의 정점을 심박신호로 검출하며, 이러한 과정을 매1분마다 반복하여 모든 정점을 검출하여 메모리부(270)에 저장시킨다. 연산처리부(210)는 메모리부(270)로부터 심박신호들, 즉, 정점신호들을 읽어들이어, 1차 미분하여 펄스 간격(즉, 심박간격)을 계산하고, 구하여진 펄스 간격을 이용하여 박동변이율(즉, 심박 변이율)(pulse rate, PR)를 계산하고, 박동변이율을 메모리부(270)에 저장하고, 디스플레이부(240)로 출력하게 한다.
- [0047] 폐쇄성수면무호흡증(OSA)의 추정은, 연산처리부(210)가, 코골이 지수가 0인 구간을 OSA 후보로 정한 후, 이 구간에서 심박 분석을 진행하여, 만약 심박과 관련된 다른 특징이 증가하면 해당 후보 구간을 폐쇄성수면무호흡증(OSA) 구간으로 판단한다.
- [0048] 도 3은 압전센서의 출력신호와 심전도신호를 출력한 일예이다.
- [0049] 본 발명에서, 압전센서의 출력신호로부터 심박신호를 검출할 수 있음을 확인하기 위해, 목부위에 압전센서를 장착하고, 또한, 가슴부위에 심전도 전극을 장착하고, 동시에 압전센서 출력신호 및 심전도 신호를 검출한 일예이다. 도 3의 (a)가 압전센서 출력신호이고, 도 3의 (b)가 심전도 신호이다.
- [0050] 도 3의 (b)의 심전도 신호에서, 펄스, 즉 심박신호와 거의 동시에, 도 3의 (a)의 압전센서 출력신호의 펄스도 나타나고 있다. 다시말해, 압전센서(110)로부터 코골이와 심박 신호가 동시에 측정되는 것을 확인할 수 있다.
- [0051] 서로 다른 주파수 특성을 가진 코골이와 심박 신호이지만, 코골이 신호와 심박 신호를 정확히 검출함으로써, 폐쇄성수면무호흡증(OSA)을 검출할 수 있다. 따라서, 본 발명에서는 코골이 신호와 심박 신호를 이용한 폐쇄성수면무호흡증을 진단하기 위한 새로운 방법을 제안하였다.
- [0052] 도 4는 본원발명의 폐쇄성수면무호흡 검출 방법을 개략적으로 설명하는 전체 흐름도로, 코골이 신호 분석단계(S100), 심박 신호 분석단계(S200), 폐쇄성수면무호흡증(OSA) 추정단계(S300)를 포함하여 이루어진다.
- [0053] 도 5는 도 4의 코골이 신호 분석단계(S100)의 각 단계에서 검출된 신호들의 일예이다. 도 5의 (a)는 A/D변환부(190)로부터 수신된 압전센서 출력신호이고, 도 5의 (b)는 고역통과 필터링단계 후에 검출된 압전센서 출력신호이고, 도 5의 (c)는 에너지 신호 검출단계에서 구하여진 에너지 신호이고, 도 5의 (d)는 코골이 이벤트검출단계에서 검출된 코골이 이벤트이다. 도 5의 (c)에서 점선은 코골이의 임계 값 (10dB)를 표시하며, 도 5의 데이터는 37 세 남자 (BMI = 27.5 = 7.8 AHI)에서 수집된 데이터이다.
- [0054] 도 6은 코골이 특성을 분석한 도면으로, 도 6의 (a)는 코골이 이벤트 지속시간의 히스토그램(Histogram)이고, 도 6의 (b)는 코골이 이벤트(소리 이벤트) 세기의 히스토그램이다.
- [0055] 우선, 코골이 신호 분석단계(S100)를 설명한다.
- [0056] 코골이 신호 분석단계(S100)는 코골이(소리 이벤트)의 길이와 세기를 구하는 단계이다.
- [0057] 고역통과 필터링단계(S110)로, A/D변환부(190)로부터 압전센서 출력신호를 수신하고(S90), 수신된 압전센서 출력신호에서 저주파 성분을 제거하기 위해, 절단주파수가 30Hz($f_c=30\text{Hz}$)인 고역통과필터를 통과하여 필터링한다(S110). 즉, 압전센서 출력신호 $x(t)$ (즉, 도 5의 (a))에서 저주파 성분을 제거하기 위해 고역통과필터(FIR, $f_c=30\text{Hz}$)를 통과하여 필터링 된 신호 $x(m)$ 를 구하였으며, 그 결과의 일예는 도 5의 (b)와 같다. 여기서, 고역통과필터로, 유한 임펄스 응답 필터(FIR) 필터를 사용할 수 있다.
- [0058] 일반적으로 코골이는 숨을 들이마실 때 발생하며 고주파 성분을 갖는 것으로 알려져 있으며, 따라서 여기서 고역통과 필터링을 행하였다.
- [0059] 에너지 신호 검출단계(S120)로, 고역통과 필터링단계에서 출력된 압전센서 출력신호($x(m)$)에서, 수학적 1을 이용하여, 에너지 신호(즉, 음향 에너지)($e(n)$)를 계산하고, 계산된 에너지 신호($e(n)$)를 수학적 2를 이용하여 데시벨 신호($d(n)$)로 변환한다.

수학식 1

$$e(n) = \sum_{m=0}^{N-1} x^2(m) * h(n-m)$$

[0060]

[0061] 단, $m = 1, 2, 3 \dots N$

[0062] 여기서, $x(m)$ 는 고역통과 필터링단계에서 필터링 된 압전센서 출력신호이고, $h(n)$ 는 슬라이딩 해밍 윈도우 함수로 100포인트 길이를 갖으며, N 은 전체 데이터 길이이다. m 은 시간 색인으로, $x(m)$ 은 m 번째 압전센서 출력신호를 말한다.

수학식 2

$$d(n) = 10 \cdot \log_{10} e(n)$$

[0063]

[0064] 에너지 신호 검출단계(S120)의 출력은 도 5의 (c)와 같다.

[0065] 코골이 이벤트 검출단계(S130)로, 에너지 신호 검출단계(S120)에서 출력된 압전센서 출력신호로부터 코골이 이벤트의 지속시간과 세기를 구하여 그 분포도를 메모리부(270)에 저장하거나, 디스플레이부(240)으로 출력한다. 코골이 이벤트 검출단계(S120)의 출력은 도 5의 (d)와 같으며, 또한, 모든 소리 이벤트의 길이와 세기에 대한 분포도를 도 6과 같다.

[0066] 여기서, 에너지 신호 검출단계(S120)에서 출력된 압전센서 출력신호가, 기 설정된 코골이의 임계값을 초과하기 시작한 점을 코골이 이벤트(소리 이벤트)의 시작점으로 하고, 코골이의 임계값 이하로 떨어지기 시작한 점을 코골이 이벤트(소리 이벤트)의 끝점으로 하여, 코골이 이벤트(소리 이벤트)의 시작점에서 끝점 사이의 시간간격을 코골이 이벤트 지속시간으로 구하되, 검출된 코골이 이벤트 지속시간이, 기설정된 코골이 이벤트 지속시간의 기준범위보다 작거나, 클 경우는, 코골이 이벤트 지속시간이 아닌 것으로 판정하여 다시 구한다.

[0067] 또한, 코골이 이벤트 지속시간동안, 즉, 코골이 이벤트의 시작점에서 끝점 사이의 압전센서 출력신호(즉, 데시벨 신호로 나타내어진 압전센서 출력신호)의 평균을 코골이 이벤트의 세기로 구한다.

[0068] 여기서, 코골이 이벤트 지속시간의 기준범위를 1초부터 4.6초로 정할 수 있으며, 이 경우, 4.6초를 초과하거나, 1초보다 작은 경우에는 코골이 이벤트 지속시간이 검출된 것이 아닌 것으로 판정한다. 이것은 에너지가 1dB 이상인 코골이 이벤트들의 지속시간 분포도에 95% 신뢰구간을 기준으로 하였을 경우이다(도 6의 (a) 참조).

[0069] 코골이의 임계값, 즉, 코골이 세기의 기준은 10dB로 정할 수 있으며, 이것은 $d(n)$ 신호의 코골이와 비(非) 코골이의 분포도를 구한 후 두 분포도의 교차점을 기준으로 하여 설정할 수 있다(도 6의 (b)참조).

[0070] 코골이 이벤트 지속시간의 기준 등을 사용하는 이유는, 압전센서는 진동에 의한 임피던스 차이를 측정하게 되는데, 코골이뿐만 아니라 움직임, 기침 등이 동시에 잡음으로 측정되게 된다. 모든 소리 이벤트의 길이는 코골이를 포함한 모든 이벤트의 지속시간과 세기를 말하며, 그중에서 각 코골이 이벤트에 해당하는 지속시간과 세기를 찾는 것이다.

[0071] 다음은 심박 신호 분석단계(S200)를 설명한다.

[0072] 심박 신호 분석단계(S200)는 A/D변환부(190)로부터 수신된 압전센서 출력신호로부터 심박신호 및 심박신호 변이율을 검출하는 단계이다.

[0073] 도 7은 심박(heart beat) 신호 분석단계(S200)의 각 단계에서 검출된 신호들의 일예이다. 도 7의 (a)는 A/D변환부(190)로부터 수신된 압전센서 출력신호이고, 도 7의 (b)는 저역통과 필터링단계 후에 검출된 압전센서 출력신호이고, 도 7의 (c)는 비교를 위한 심전도 신호이다.

[0074] 도 7에서는 피검자에게 압전센서를 장착함과 동시에 심전도 전극을 장착하여, 심박 신호 분석단계(S200)를 수행함과 동시에, 심전도 신호를 검출한 것이다. 도 7에서, 데이터는 37 세 남자 (BMI = 27.5, AHI = 7.8)에서 데이

터를 수집 하였다.

[0075] 도 7에서 빨간색 점선은 도 7의 (b)의 저역통과 필터링된 압전센서 출력신호의 정점(즉, 피크(peak))과, 도 7의 (c)는 심전도의 정점(피크)의 사이의 시간 지연을 설명하기 위한 것이다.

[0076] 도 4에서, 저역통과 필터링단계(S210)로, A/D변환부(190)로부터 압전센서 출력신호를 수신하고(S90), 수신된 압전센서 출력신호에서 코골이와 움직임 등의 고주파 성분을 제거하기 위해, 절단주파수가 30Hz($f_c=30\text{Hz}$)인 저역통과필터를 통과하여 필터링한다(S210). 즉, 압전센서 출력신호 $x(t)$ (즉, 도 7의 (a))에서 고주파 성분을 제거하기 위해 저역통과필터(FIR, $f_c=30\text{Hz}$)를 통과하여 필터링 된 신호 $x(n)$ 를 구하였으며, 필터링 된 신호는 메모리부(270)에 저장한다. 저역통과 필터링단계(S210)에서 필터링된 결과의 일례는 도 7의 (b)와 같다.

[0077] 여기서, 심박신호는 환자의 목에 부착된 압전센서(110)를 이용하여 목 부위의 동맥 떨림을 감지함에 의해 구한다. 심박신호는 코골이보다 낮은 주파수 특성을 갖는것으로 알려져 있어, 저역통과필터를 적용한다.

[0078] 정점 검출단계(S220)로, 저역통과 필터링단계(S210)에서 필터링 된 신호($x(n)$)에서 심박주기를 구하기 위해 수학적 식 3을 이용하여 자기상관성(autocorrelation)을 계산하여 심박 주기를 구하고, 상기 심박 주기 내의 정점(頂點, 피크)($P_k(n)$)을 검출하되, 이와 같은 과정을 매1분마다 반복하여 모든 정점($P_k(n)$)을 검출한 후, 이들 정점 신호($P_k(n)$)를 메모리부(270)에 저장한다. 여기서, 심박 주기 내의 정점을 심박신호(또는 심박동 신호)라 할 수 있다. 이는 매 1분 마다 1주기씩 검출하고, 주기 정보가 1분마다 업데이트 되도록 할 수 있다.

[0079] 자기상관성의 계산은, 수학적 식 3과 같이, 원래 신호 $x(n)$ 를 x 의 기준 시간을 k 만큼 이동시킨 다음 두신호의 곱을 모두 더하여 구한다.

수학적 식 3

[0080]
$$a(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1-|k|} x(n)x(n+|k|)$$

[0081] 단, $k = 0, \pm 1, \dots, \pm M$

[0082] 여기서 k 는 $k = 0, \pm 1, \dots, \pm M$ 인 이산 지연 변수($M < N$)이며, M 은 이산지연변수의 최대/최소값을 설정하기 위한 값, 즉, 한계값으로, 여기서는 1분으로 정하였다. M 은 압전센서 출력 신호의 자기상관성을 구하는 길이를 의미한다. N 은 전체 데이터 길이를 말하며, n 은 시간 색인으로, $x(n)$ 은 n 번째 저역통과 필터링 된 압전센서 출력신호를 말한다.

[0083] 자기상관성 신호에서 첫 번째로 뜨는 정점의 시간 정보를 주기로 사용하였다. 여기서, 자기상관성(autocorrelation)(즉, 자기상관 함수)을 계산하여, 그 계산값이, 기설정된 자기상관성 기준값보다 크면, 자기상관성이 있는 것으로 주기내에 있는 것이고, 기설정된 기준값보다 작으면 같은 주기가 아닌 것이다.

[0084] 자기상관성 기준값은 0.7 보다 크거나 같고, 1보다 작은 값일 수 있다.

[0085] 심박 변이율(pulse rate, PR) 검출단계(S230)로, 정점(頂點, 피크)검출 단계(S220)에서 검출된 점정($P_k(n)$), 즉 심박신호를 메모리부(270)으로부터 읽어들이어, 정점신호($P_k(n)$)를 1차 미분하여 펄스 간격 ($P_i(n)$)(즉, 심박간격)을 계산하고, 펄스 간격 $P_i(n)$ 를 수학적 식 4를 이용하여 심박 변이율(pulse rate, PR) $P_r(n)$ 를 계산한다.

수학적 식 4

[0086]
$$P_r[n] = \frac{60 \cdot F_s}{P_i[n]} (\text{min}^{-1})$$

- [0087] 여기서 F_s 는 샘플링 주파수이다.
- [0088] 심박 변이율(P_r)은 비등간격 신호이므로, 보간법 및 재샘플링(resampling) 과정을 거쳐 등간격 신호로 조정한다. 즉, 심박 변이율(P_r)은 비등간격 신호이므로, 소정간격으로 등간격이 되도록, 소정위치에 보간법으로 심박 변이율의 값을 주고, 재 샘플링한다.
- [0089] 기타 파라미터 검출단계(S240), 심박 변이율(PR) 검출단계(S230)에서 검출된 심박변이율을 이용하여, 시간영역(시간 도메인)에서는 펄스간격(pulse-to-pulse, PP)(또는, NN이라 함), 펄스간격(RR 간격) 표준편차(standard deviation of PP, SDPP)(또는 SDNN이라 함), 펄스간격(RR 간격)의 차이에 대한 제곱의 합을 평균하여 이에 대한 제곱근(root mean square of successive differences, RMSSD)를 구하고, 주파수영역(주파수 도메인)에서는 저주파수대역(low frequency < 0.04)(이하 LF라 한다)의 강도, 고주파수대역(high frequency < 0.15)(이하 HF라 한다)의 강도, 저주파수대 고주파수의 대역 강도비(low and high frequency ratio, LF/HF)를 구한다,
- [0090] 여기서, 구하는 NN, SDNN, RMSSD, LF, HF, LF/HF의 검출을 위한 연산방법은 널리 공지된 것으로, 예를들어, 국내 등록 특허 제10-0493714호 등에 공지되어 있으며, 여기서는 상세한 설명을 생략한다.
- [0091] 이러한 파라미터들은 단 기간의 심박변이를 잘 나타내고 있으며, 부교감신경활동을 표시하고, 수면호흡질환과 밀접한 연관성을 갖는다고 알려져 있다.
- [0092] 다음은 폐쇄성수면무호흡증(OSA) 추정단계(S300)에 대해서 설명한다.
- [0093] 폐쇄성수면무호흡증(OSA) 추정단계(S300)의 기본 개념은 코골이가 지속적으로 발생하는 구간을 호흡구간으로, 코골이가 10초 이상 발생되지 않는 부분을 수면무호흡 후보 구간으로 정하여, 그 구간의 심박을 분석하여 최종 판단을 내린다. 이것은 OSA 발생 시 호흡이 멈추고 혈중산소포화도가 낮아지고 심박이 빨라지는 부교감신경활동의 반응을 반영하는 것이다. 이를 위해 코골이 신호 분석단계(S100) 및 심박 신호 분석단계(S200)를 거쳐, 코골이와 심박을 검출한 후, 특징들을 추출하여 분석한다.
- [0094] 도 8은 폐쇄성수면무호흡증(OSA) 추정단계(S300)를 설명하기 위한 파형이다. 도 8의 (a)는 압전센서 출력신호이고, 8의 (b)는 코골이 신호 분석단계(S100)에서 출력된 코골이 신호이고, 8의 (c)는 심박 신호 분석단계(S200)에서 출력된 심박신호이다.
- [0095] 도 4를 참조하여, 코골이 지속시간 판단단계로, 코골이 지속시간(d_{IS})이 10초(10s)보다 크고 100초(100s)보다 작은 범위에 속하는 지를 판단하고(S310), 상기 범위에 속하지 않는다면, 코골이 지속시간(d_{IS})을 호흡구간(Non-apneic episode)으로 판정한다(S340).
- [0096] 수면무호흡 후보 설정단계(S320)로, 코골이 지속시간 판단단계에서 코골이 지속시간(d_{IS})이 10초(10s)보다 크고 100초(100s)보다 작은 범위에 속하면, 검출된 코골이 특징, 즉, 코골이 이벤트의 세기와 강도의 분포도로부터 코골이 발생 빈도를 나타내기 위한 지표인 코골이 지수(snoring index)를 계산하고, 코골이 지수가 0인 구간을 수면무호흡 후보(OSA 후보) 구간으로 정한 후, 이 구간에서 심박 분석을 진행하되, 상술한 기타 파라미터 검출단계(S240)과 같은 방법으로, NN, SDNN, RMSSD, LF, HF, LF/HF의 검출한다.
- [0097] 여기서, 코골이 지수는 10초 동안에 발생된 코골이 이벤트에 갯수로 정의된다.
- [0098] 수면무호흡 여부 판단단계로, 수면무호흡 후보(OSA 후보) 구간에서 NN, SDNN, RMSSD, LF, HF, LF/HF의 파라미터 값(PR_{APN})이, 정상값(PR_{NOR})보다 크면(S330), 해당 후보 구간을 OSA 구간으로 판단하고(S350), 정상값보다 작거나 같으면 코골이 지속시간(d_{IS})을 호흡구간(Non-apneic episode)으로 판정한다(S340). 이는 코골이 지수 0인 구간에서 기계학습을 시켜진 분류기를 이용하여 판정한다.
- [0099] NN, SDNN, RMSSD, LF, HF, LF/HF의 특징들은 단 기간의 심박변이를 잘 나타내고 있으며, 부교감신경활동을 표시하고, 수면호흡질환과 밀접한 연관성을 갖는다고 알려져 있다. 추출된 특징 6개(NN, SDNN, RMSSD, LF, HF, LF/HF)를 이용하여 코골이 지수 0인 구간에서 기계학습을 시켜 최종적으로 OSA 발생여부를 판단하며, 이때 분류기로는 SVM(support vector machine)이 사용할 수 있다
- [0100] 일반적으로, 코골이는 OSA의 대표적인 증상이기 때문에 정확한 검출 및 분석이 중요하며, 따라서 OSA 추정과 검출을 위해 코골이 분석을 이용한다. 또한 코골이 발생 부위 및 환자 특성에 따라 복잡한 스펙트럼 특성을 갖는다. 코골이 측정 시스템 및 검출 기준에 대한 표준이 제시되지 않았기 때문에 본 발명에서는 코골이 검출을 위

해 압전센서로 측정된 코골이 신호를 이용하였다.

[0101] 그리고, 심박신호는 일정한 주기로 발생하기 때문에, 본 발명은, 심전도 신호의 한주기 내에서 최대 출력을 찾는 정합필터 개념을 적용하였으며, 실제 구현은 자기상관성 방법을 이용하였다.

[0102] 표 1은 본 발명과 종래의 폐쇄성수면무호흡 선별검사 방법을 비교하는 실험을 행한 결과이다.

표 1

First author	Subjects	Location of microphone	Method	AHI threshold (No. of classes)	Sens.	Spec.
Sola-Soler (2002)	16	Over the neck beside the crycothyroid notch	Mean, Standard deviation, and density of pitch	10 (two-class)	64.4	58.5
Nakano (2004)	383	Anterior neck over the trachea	Disturbance index and oxygen desaturation index	5 (two-class)	93	67
Ali Azarbarzin (2013)	57	Over suprasternal notch of trachea	TV norm of F_p and ZCR	5 (two-class)	92.9 77.2	100
Proposed method	18	Piezoelectric sensor of trachea	Snoring index, PRV	30 (two-class)	93.2	80.1

[0103]

[0104] 표 1의 실험은, 코골이용 압전센서 신호로부터 OSA 검출 알고리즘 평가를 위해 총 18명의 폐쇄성수면무호흡 환자의 수면 기록이 사용되었으며, 수면호흡장애 주석 중 OSA만을 사용하였으며, 코골이는 수면 분석전문가가 평가한 데이터를 이용하였고, 심박은 심전도와 비교하여 평가하였다. 평가지표로는 민감도(Sensitivity), 특이도(Specificity)를 계산하였다.

[0105] 여기서 비교된 연구들은 피험자의 목에서 측정된 코골이 분석을 통한 OSA검출 방법들이다. 이 연구들은 코골이 빈도와 소리적인 특성만을 이용하여 OSA 검출과 중증 정도를 예측하였다. 그러나 본 발명에서는 단일센서 신호에서 코골이와 심박을 검출하여 두 신호 특성 분석을 통해 OSA를 정확하게 진단할 수 있는 장점을 보였다. 또한 값싼 단일 압전센서와 적은 양의 계산으로 OSA 모니터링과 진단이 가능하다는 장점이 있다.

[0106] Nakano 등의 연구, 그리고 Ali Azarbarzin 등의 연구에서는 수면 중 주변 환경 잡음을 줄이기 위해서는 마이크로폰을 환자 목에 부착하였고, 세밀한 코골이 분석을 위해 고성능 마이크로폰을 사용하였으나 고성능을 위해 고가의 마이크로폰과 많은 양의 계산이 요구된다는 제한 점이 있다.

[0107] 본 발명에서 사용된 압전센서는 저렴하고, 손쉽게 구할 수 있고, 코골이와 심박 등 여러 생체 신호측정에 이용하고 있으며, 또한 압전센서는 환경 잡음에 영향을 받지 않아서 검출 성능이 월등하고, 두 개 이상의 생체정보 사용이 가능하기 때문에 수면무호흡 진단의 효율성과 정확성을 높일 수 있다.

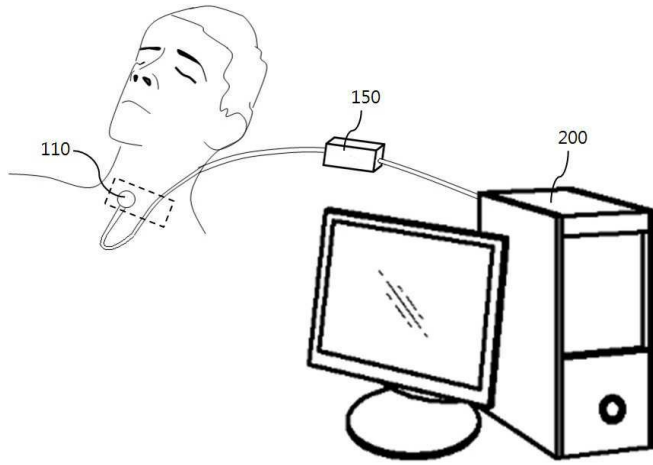
[0108] 본 발명의 폐쇄성수면무호흡 선별검사 방법은 코골이 지수 및 심박변이 특징들을 사용하였으며, 그 결과의 평균 값은 민감도 93.2%, 특이도 80.1%의 값을 각각 보였다. 이는 코골이용 압전센서가 폐쇄성수면무호흡 검출 및 진단 시 유용하게 활용될 수 있음을 보여주었다. 또한 단일 압전센서 신호에서 두 개 이상 생체정보를 검출함으로써, 수면다원검사를 수행 할 수 없는 환경이나, 가정에서 수면 모니터링과 수면선별검사를 빠르고 정확하게 할 수 있는 기반을 제시하였다.

부호의 설명

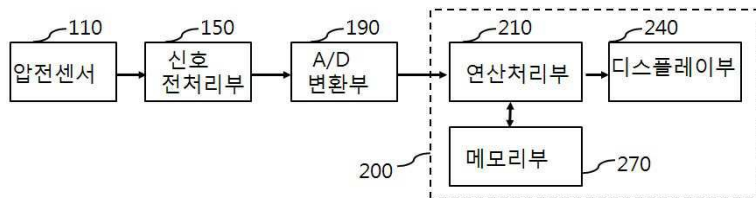
- [0109] 110 : 압전센서 150 : 신호전처리부
- 190 : A/D변환부 200 : 분석부
- 210 : 연산처리부 240 : 디스플레이부
- 270 : 메모리부

도면

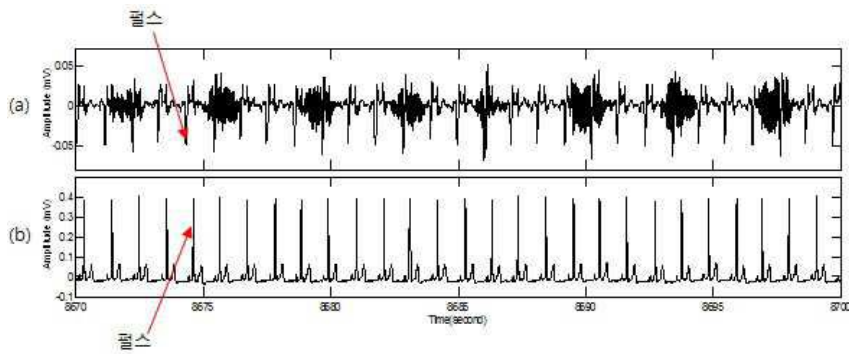
도면1



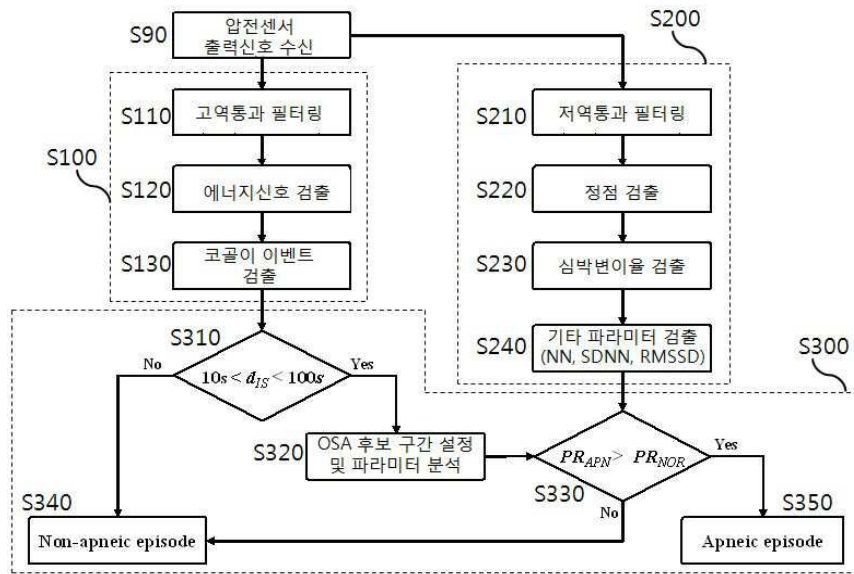
도면2



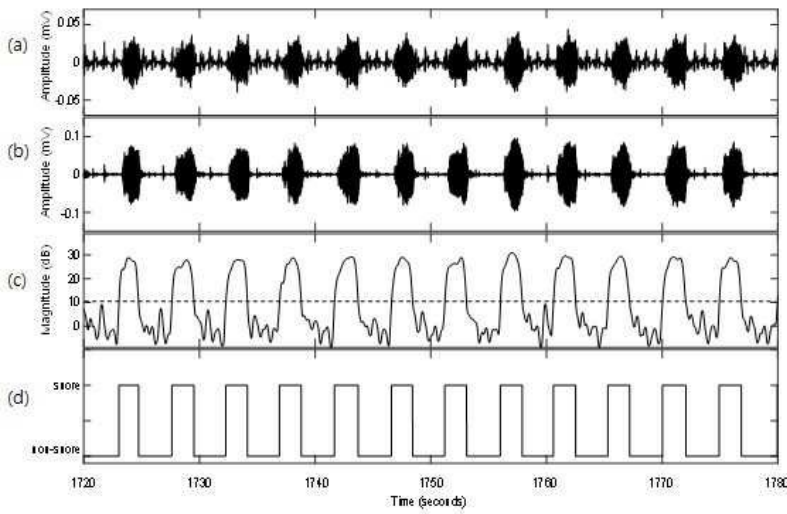
도면3



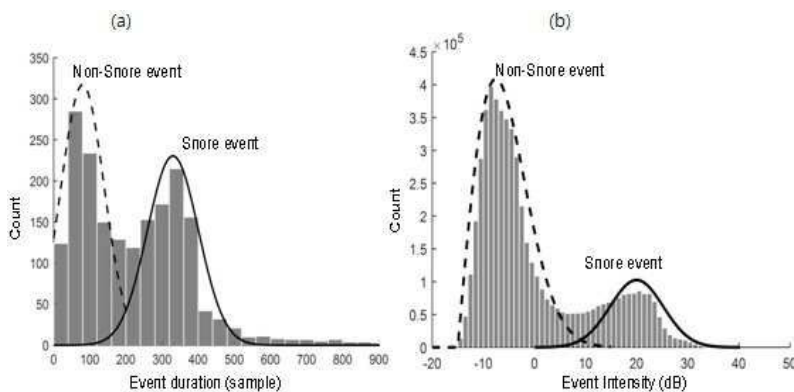
도면4



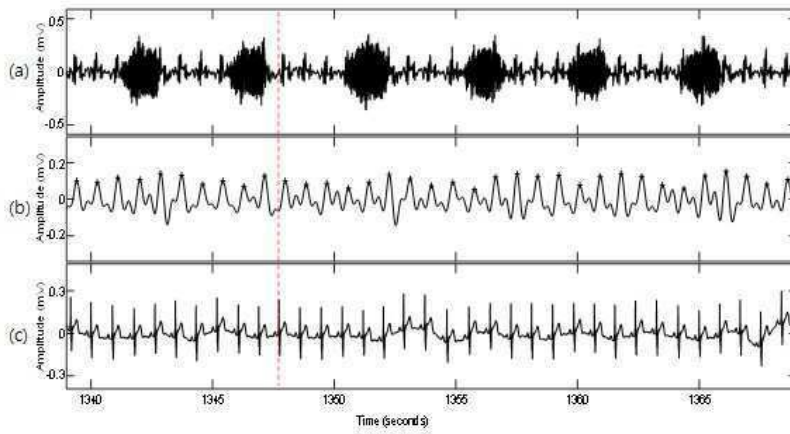
도면5



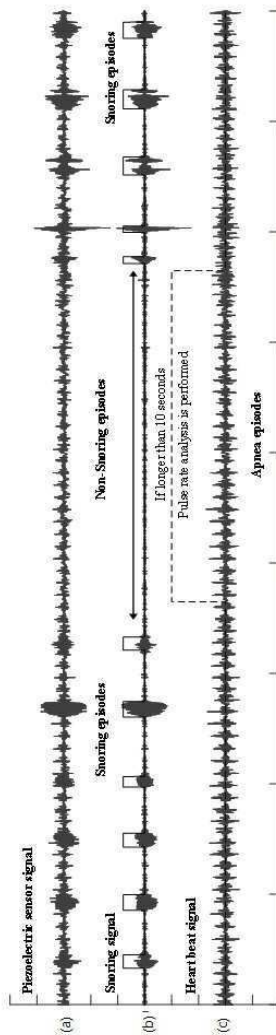
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	一种使用压电传感器进行阻塞性睡眠呼吸暂停筛查的新方法和装置		
公开(公告)号	KR101706197B1	公开(公告)日	2017-02-14
申请号	KR1020150132874	申请日	2015-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	延世大学校原州产学协力团		
申请(专利权)人(译)	产学合作基金会, 延世大学原州		
当前申请(专利权)人(译)	产学合作基金会, 延世大学原州		
[标]发明人	LEE KYOUNG JOUNG 이경중 URTNASAN ERDENEBAYAR 에르덴바야르 PARK JONGUK 박종욱 JEONG PILSOO 정필수		
发明人	이경중 에르덴바야르 박종욱 정필수		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/0826 A61B5/4818 A61B5/024 A61B2562/02		
代理人(译)	Minhyejeong		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及打鼾信号的装置和方法, 该打鼾信号被检测到输出信号被获得, 它计算压电传感器输出信号中的自相似性 (autocorrelation), 其中脉冲信号是低通滤波输出信号得到的打鼾信号计算来自压电传感器输出信号的能量信号, 同时进行高通滤波, 它从安装在颈部睡眠中的单个压电传感器的输出信号中检测打鼾信号和脉冲信号。阻塞性睡眠呼吸暂停筛查试验使用压电传感器估计阻塞性睡眠呼吸暂停 (阻塞性睡眠呼吸暂停, OSA) 使用脉冲信号。至于阻塞性睡眠呼吸暂停检查方法, 其中操作处理单元接收压电来自安装在颈部睡眠中的压电传感器的传感器输出信号使用本发明的压电传感器输出信号检查阻塞性睡眠呼吸暂停接受和拒绝, 操作处理单元包括高通滤波, 以及打鼾信号分析步骤: 操作作为打鼾信号保存的处理单元, 它计算来自高通滤波的压电传感器输出信号的能量信号是低通滤波, 脉冲信号分析阶段计算压电传感器输出信号中的自相似性。低通滤波并保存心跳周期, 它将心率周期内的峰值 (顶点和峰值) 保存为心率并存储保存在存储器单元中的峰值。压电传感器输出信号为压电传感器输出信号。

