



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년09월09일
(11) 등록번호 10-1656611
(24) 등록일자 2016년09월05일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/083 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/0826 (2013.01)
A61B 5/0833 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2015-0040641
(22) 출원일자 2015년03월24일
심사청구일자 2015년03월24일
(65) 공개번호 10-2016-0081740
(43) 공개일자 2016년07월08일
(30) 우선권주장
1020140195525 2014년12월31일 대한민국(KR)
(56) 선행기술조사문헌
KR1020130042306 A
JP2007190281 A
- (73) 특허권자
서울대학교산학협력단
서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)
- (72) 발명자
박광석
서울특별시 서초구 고무래로 94
정다운
경기도 용인시 기흥구 예현로 15
- (74) 대리인
문환구

전체 청구항 수 : 총 5 항

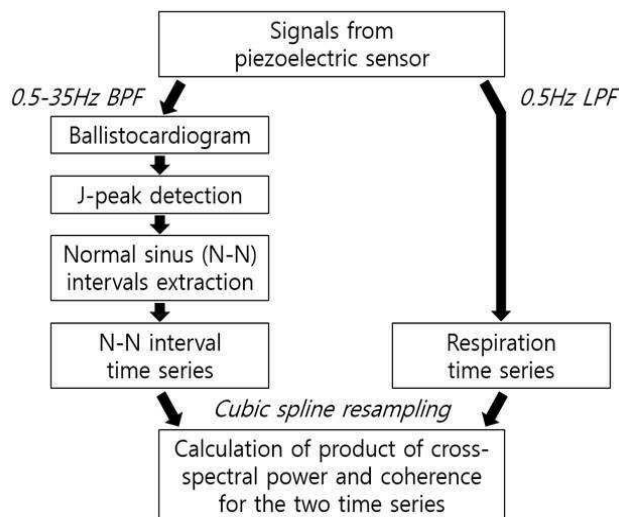
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법

(57) 요약

본 발명은 수면 모니터링에 관한 것으로, 특히 수면 중 무구속적으로 생체신호를 측정하고 적절한 신호처리 및 분석 과정을 거쳐 호흡, 환기, 산화 장애와 관련된 질환의 예측인자로 사용되는 산소탈포화지수를 획득하는 방법에 관한 것이다. 본 발명의 무구속적 산소탈포화지수 획득방법은 산소탈포화지수의 장기적 모니터링을 용이하게 함으로써 신경인지 손상, 겸상 적혈구성 빈혈, 만성 폐쇄성 폐질환, 미만성 간질성 폐질환 등과 같은 질환의 진단에 필요한 임상적으로 의미 있는 의학적 정보를 제공할 수 있다.

대표도 - 도5



(52) CPC특허분류

A61B 5/1102 (2013.01)

A61B 5/4818 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 0521-20140001

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 중견연구자지원사업

연구과제명 인간 생체 신호의 신체 내부 및 외부 자극에 대한 동기 역학적 특성 연구

기 여 율 1/2

주관기관 서울대학교

연구기간 2012.05.01 ~ 2015.04.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 0420-20130110

부처명 중소기업청

연구관리전문기관 한국산학연합회

연구사업명 산학협력 기술개발사업

연구과제명 수면 및 건강 모니터링 서비스를 위한 수면생체신호 계측분석 시스템 개발

기 여 율 1/2

주관기관 서울대학교

연구기간 2013.08.01 ~ 2014.07.31

공지예외적용 : 있음

명세서

청구범위

청구항 1

침대에 구비된 센서로부터 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수(oxygen desaturation index, ODI)를 획득하는 방법으로,

상기 방법은, 상기 측정된 생체신호에 0.5-35Hz 대역통과 필터링(band-pass filtering, BPF)을 적용해 심탄도(ballistocardiogram, BCG)를 얻는 단계;

상기 측정된 생체신호에 0.5Hz 저역통과 필터링(low-pass filtering, LPF)을 적용해 호흡신호를 얻는 단계;

상기 획득한 심탄도에서, 하강하고 있는 혈액의 가속도와 복부 대동맥과 상행대동맥에 흐르는 혈액의 감속도인 J파에서 가장 높은 크기의 신호 값이 관찰되는 점인, J-피크를 검출하는 단계;

상기 J-피크 검출 후 정상 심박동 간격(normal sinus interval, N-N interval) 데이터를 추출하는 단계;

상기 추출된 정상 심박동 간격 데이터에 평균이동 필터링(moving average filtering)을 적용해 데이터를 평활화(smoothing)하는 단계;

상기 평활화된 정상 심박동 간격 데이터와 호흡신호 데이터 사이의 동기(coupling) 정도를 정량화하기 위해 데이터를 리샘플링(resampling)한 후 데이터세트(dataset)를 만드는 단계;

상기 데이터세트의 각 서브세트(subset)에 대한 상호 스펙트럼 파워(cross-spectral power)와 코히어런스(coherence)를 계산하는 단계;

상기 상호 스펙트럼 파워와 상기 코히어런스를 곱해 얻은 값이 low-frequency(LF, 0.01-0.1Hz) 영역에 존재하는 비율(low-frequency coupling ratio, %LFC)을 계산하는 단계;

전체 수면구간에 대해 획득한 상기 %LFC의 평균값을 구하는 단계;

상기 평균값을 대표값으로 하여 선형회귀식: $ODI = -61.301 + 1.238 \times \%LFC$ 을 이용해 %LFC를 예측인자로 하여 산소탈포화지수를 추정하는 단계; 및

상기 추정된 산소탈포화지수를 수정하는 단계를 포함하고,

상기 수정하는 단계는, 상기 추정된 산소탈포화지수 중 음수값을 영으로 수정하고 양수값은 그대로 취하는,

무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 데이터세트는, 데이터를 2Hz로 리샘플링(resampling)한 후, 만드는 30초 단위의 데이터세트(dataset)인,

무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 선형회귀식은, 복수의 피험자에게 야간 맥박산소포화도 측정법을 수행하여 얻은 결과로 구현한,

무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 센서는, 가속도센서, 로드셀 센서, PVDF 필름 센서 또는 EMFi 센서인,
무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 정상 심박동 간격(normal sinus interval, N-N interval) 데이터를 추출하는 단계는, 상기 J-피크 검출 후 이소성박동(ectopic beat) 제거 단계를 더 포함하는,

무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법.

청구항 6

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 수면 모니터링에 관한 것으로, 특히 수면 중 무구속적으로 생체신호를 측정하고 적절한 신호처리 및 분석 과정을 거쳐 호흡, 환기, 산화 장애와 관련된 질환의 예측인자로 사용되는 산소탈포화지수를 획득하는 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 급속한 전자기술과 정보통신 기술의 발전으로 인해 다양한 분야에서 사람들에게 편의를 제공하고 있다. 특히, 의료기구 및 시스템 분야에도 활발히 응용되어, 인간의 건강관리에 매우 유용한 유희스케어(Ubiquitous Healthcare) 분야가 급속히 발전하고 있다. 즉, 생체정보센서와 첨단 무선통신 또는 의료기기 등을 이용하여, 사용자의 스트레스 및 건강상태를 원격에서 검진하고 위급상황을 알려주는 등의 헬스케어 기술이 개발되고 있다. 특히 이러한 헬스케어 기술이 수면에 활용될 경우, 수면상태의 지속적 모니터링을 통해 수면 패턴의 변화를 감지 및 비교분석함으로써 개인의 일상생활과 관계된 건강관리가 가능하다. 즉 수면환경에 적용 및 활용 가능한 계측분석시스템을 개발하는 것은 향후 헬스케어 시장의 성장을 주도할 수 있을 것으로 기대된다.

[0003] 이러한 수면의 질을 판단할 수 있는 간단한 장비의 개발이 필요하나 현재까지는 병원의 수면검사실에서 수행되는 수면다원검사(polysomnography, PSG)가 유일한 객관적 검사법이다. 수면 상태 판정은 환자가 병원에서 밤에 잠을 잘 때 수면 다원검사로부터 얻어진 다양한 측정신호들을 종합하여 전문가에 의해 판독된다. 여러 종류의 신호들을 종합하여 수면 상태, 수면중 무호흡, 부정맥 등을 판단하게 된다.

[0004] 특히 수면 시간 당 혈중 산소포화도 (SpO_2)가 기저 값으로부터 4% 이상 감소된 수준으로 10초 이상 지속되는 경우가 발생한 횟수를 나타내는 지표인 산소탈포화지수(oxygen desaturation index, ODI)는 신경인지 손상, 겸상적혈구성 빈혈, 만성 폐쇄성 폐질환, 미만성 간질성 폐질환 등과 같은 질환의 진단에 필요한 임상적으로 의미 있는 의학적 정보를 제공할 수 있다.

[0005] 야간 맥박산소포화도 측정법(nocturnal pulse oximetry)은 기존에 산소탈포화지수의 측정을 위해 일반적으로 행해지는 방법이다. 하지만 이때 사용되는 맥박산소포화도 측정기(pulse oximeter)는 손가락 말단에 착용되는 구조로서 대략 6-8시간의 수면기간 내내 사용 시 사용자가 불편함을 느낄 수 있으며 이는 수면방해를 야기할 수도 있다.

[0006] 한국 공개특허 2011-0069280호는 무구속 생체정보 측정기술 기반의 원격 수면관리 서비스에 관한 것으로, 무구

속 상태에서 서비스 대상자(입원환자, 고령자, 독거노인과 같이 거동이 불편한 고령자 및 만성 질환자, 일반인)의 생체정보를 측정하고, 그 측정된 생체정보를 분석하여 안락한 수면을 유지/증진하기 위한 정보를 제공해 주기 위한 무구속 생체정보 측정기술 기반의 원격 수면관리 서비스 시스템을 개시한다. 그러나 이는 단순히 심박동수 및 호흡수를 계산하였을 뿐, 임상적으로 유용한 지표를 제공하지 않는다.

[0007] 따라서 임상적으로 유용한 지표인 산소탈포화지수를 무구속적 생체신호 측정으로 획득하는 시스템 개발이 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) 한국 공개특허 2011-0069280호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위해 창안된 것으로, 수면 중 무구속적으로 생체신호를 측정하고 적절한 신호처리 및 분석 과정을 거쳐 호흡, 환기, 산화 장애와 관련된 질환의 예측인자로 사용되는 산소탈포화지수를 측정하는 방법을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명자들은 오랜 연구를 통하여 무구속적으로 측정된 심탄도와 호흡신호에 대해 심폐동기화 분석 수행 후 추출한 특징(feature)을 활용한 선형회귀모델링을 통해 산소탈포화지수를 획득할 수 있다는 사실을 발견하여 본 발명을 완성하기에 이르렀다.

[0011] 본 발명은 침대에 구비된 센서로부터 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수(oxygen desaturation index, ODI)를 획득하는 방법으로, 상기 방법은, 상기 측정된 생체신호에 0.5-35Hz 대역통과 필터링 (band-pass filtering, BPF)을 적용해 심탄도 (ballistocardiogram, BCG)를 얻는 단계; 상기 측정된 생체신호에 0.5Hz 저역통과 필터링 (low-pass filtering, LPF)을 적용해 호흡신호를 얻는 단계; 상기 획득한 심탄도에서 J-피크를 검출하는 단계; 상기 J-피크 검출 후 정상 심박동 간격(normal sinus interval, N-N interval) 데이터를 추출하는 단계; 상기 추출된 정상 심박동 간격 데이터에 평균이동 필터링(moving average filtering)을 적용해 데이터를 평활화(smoothing)하는 단계; 상기 평활화된 정상 심박동 간격 데이터와 호흡신호 데이터 사이의 동기(coupling) 정도를 정량화하기 위해 데이터를 리샘플링(resampling)한 후 데이터세트(dataset)를 만드는 단계; 상기 데이터세트의 각 서브세트(subset)에 대한 상호 스펙트럼 파워(cross-spectral power)와 코히어런스(coherence)를 계산하는 단계; 상기 상호 스펙트럼 파워와 상기 코히어런스를 곱해 얻은 값이 low-frequency (LF, 0.01-0.1Hz) 영역에 존재하는 비율 (low-frequency coupling ratio, %LFC)을 계산하는 단계; 전체 수면구간에 대해 획득한 상기 %LFC의 평균값을 구하는 단계; 상기 평균값을 대표값으로 하여 선형회귀식: $ODI = -61.301 + 1.238 \times \%LFC$ 을 이용해 %LFC를 예측인자로 하여 산소탈포화지수를 추정하는 단계; 및 상기 추정된 산소탈포화지수를 수정하는 단계를 포함하는,

[0012] 무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법을 제공한다.

[0013] 본 발명은 또한, 상기 데이터세트는, 데이터를 2Hz로 리샘플링(resampling)한 후, 만드는 30초 단위의 데이터세트(dataset)인, 무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법을 제공한다.

[0014] 본 발명은 또한, 상기 선형회귀식은, 복수의 피험자에게 야간 맥박산소포화도 측정법을 수행하여 얻은 결과로 구현한, 무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법을 제공한다.

[0015] 본 발명은 또한, 상기 센서는, 가속도센서, 로드셀 센서, PVDF 필름 센서 또는 EMFi 센서인, 무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법을 제공한다.

- [0016] 본 발명은 또한, 상기 정상 심박동 간격(normal sinus interval, N-N interval) 데이터를 추출하는 단계는, 상기 J-피크 검출 후 이소성박동(ectopic beat) 제거 단계를 더 포함하는, 무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법을 제공한다.
- [0017] 본 발명은 또한, 상기 수정하는 단계는, 상기 추정된 산소탈포화지수 중 음수값을 영으로 수정하고 양수값은 그대로 취하는, 무구속적으로 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수를 획득하는 방법을 제공한다.

발명의 효과

- [0018] 본 발명에 따른 방법은 무구속적 생체신호 측정을 통해 산소탈포화지수를 획득하는 것이 가능하고 이는 또한 산소탈포화지수의 장기적 모니터링을 용이하게 하여 신경인지 손상, 겸상 적혈구성 빈혈, 만성 폐쇄성 폐질환, 미만성 간질성 폐질환 등과 같은 질환의 진단에 필요한 임상적으로 의미 있는 의학적 정보를 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0019] 도 1은 본 발명의 일 구현예에 따른 무구속적 산소탈포화지수 측정에 대한 블록도이다.
- 도 2는 압전센서로부터 측정된 생체신호에서 심탄도 신호를 분리한 것을 나타낸다.
- 도 3은 압전센서로부터 측정된 생체신호에서 호흡신호를 분리한 것을 나타낸다.
- 도 4는 심탄도 신호의 단위 과장대역에서 H파에서 N파까지가 포함된 구성을 나타낸다.
- 도 5는 본 발명의 일 구현예에 따른 심폐동기화 분석방법의 신호처리 과정에 대한 블록도이다.
- 도 6은 본 발명의 일 구현예에 따른 심탄도의 J 피크 간격(J-J interval)으로부터 평활화된 정상 심박동 간격(N-N interval)을 얻는 과정을 나타낸다.
- 도 7은 본 발명의 일 구현예에 따라 $\%LFC$ 를 예측인자로 하여 산소탈포화지수를 측정하기 위한 선형회귀분석을 수행한 결과를 나타낸다.
- 도 8은 야간 맥박산소포화도 측정법을 통해 얻은 산소탈포화지수(ODI)와 본 발명으로부터 얻은 측정치 대한 산점도 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 다양한 구현예가 도면을 참조하여 개시된다. 아래 설명에서는 하나 이상의 구현예에서 전반적 이해를 돕기 위해 다수의 구체적인 세부사항들이 개시된다. 그러나 각 구현예는 이러한 구체적인 세부사항들 없이도 실행될 수 있다는 점이 인식되어야 한다. 이후의 기재 및 첨부된 도면은 하나 이상의 구현예의 특정한 예시를 상세하게 기술한다. 하지만, 이러한 예시는 예시적인 것이고 다양한 구현예의 원리에서 다양한 방법 중 일부가 이용될 수 있으며 기술되는 설명은 그러한 구현예 및 균등물을 모두 포함하고자 하는 의도이다.
- [0021] 다양한 구현예 및 특징이 다수의 부품 및 구성부를 포함할 수 있는 장치에 의하여 제시될 것이다. 다양한 장치가 추가적인 부품, 구성부를 포함할 수 있고 그리고/또는 도면과 관련하여 논의된 부품, 구성부 모두를 포함할 수 없다는 점 또한 이해되고 인식되어야 한다.
- [0022] 본 명세서에서 사용되는 "실시예", "구현예", "예시" 등은 기술된 임의의 구현예 또는 설계가 다른 구현예 또는 설계보다 양호하다거나, 이점이 있는 것으로 해석되지 않아야 한다. 아래에서 사용되는 용어인 '심탄도', '호흡 신호', '산소탈포화지수' 등은 일반적으로 의료 및 생체관련 내용을 의미한다.
- [0023] 더불어, 용어 "또는"은 배타적 "또는"이 아니라 내포적 "또는"을 의미하는 것으로 의도된다. 즉, 달리 특정되지 않거나 문맥상 명확하지 않은 경우에, "X는 A 또는 B를 이용한다"는 자연적인 내포적 치환 중 하나를 의미하는 것으로 의도된다. 즉, X가 A를 이용하거나; X가 B를 이용하거나; 또는 X가 A 및 B 모두를 이용하는 경우, "X는 A 또는 B를 이용한다"가 각 경우 어느 것으로도 적용될 수 있다. 또한, 본 명세서에 사용된 "및/또는"이라는 용어는 열거된 관련 항목 중 하나 이상의 항목의 가능한 모든 조합을 지칭하고 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

- [0024] 또한, "포함한다" 및/또는 "포함하는"이라는 용어는, 해당 특징, 단계, 동작, 구성요소 및/또는 구성부가 존재함을 의미하지만, 하나 이상의 다른 특징, 단계, 동작, 구성요소, 구성부 및/또는 이들의 그룹의 존재 또는 추가를 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다. 또한, 달리 특정되지 않거나 단수 형태를 지시하는 것으로 문맥상 명확하지 않은 경우에, 본 명세서와 청구범위에서 단수는 일반적으로 "하나 또는 그 이상"을 의미하는 것으로 해석되어야 한다.
- [0025] 본 발명에서 사용된 용어 '심탄도(Ballistocardiogram, BCG)'는 심장주기 동안 심실로부터 배출된 혈액이 대동맥을 통과하는 순간 우리 몸에 전달하는 반동과 관련된 심장 및 혈관에서의 혈류변화에 따른 진동(탄도)을 계측한 신호를 말한다. 심탄도는 심전도와 유사하게 심장의 활동상태를 나타내는 지표로서 심박출량, 심근기능 손상에 따른 역류 및 이상혈류 현상에 대한 정보를 포함한다. 따라서 이 생체신호는 심장기능 평가, 심장병(심근장애 등) 진단, 치료효과 확인 및 회복 정도 관찰 등 임상적으로 활용할 수 있는 잠재성을 가지고 있다.
- [0026] 심장이 수축할 때 발생하는 물리적 진동인 심탄도 신호는 활동전위인 심전도 신호와 달리 파형의 형태가 시각적으로 분석하기 어렵다. 하지만 무구속적인 방법으로 측정이 가능한 장점을 가지고 있으며 가속도 센서, 로드셀 센서, PVDF필름 센서, EMFi 센서 등을 통해 측정할 수 있다. 이러한 센서들을 이용하면 신체에 전극을 부착할 필요가 없기 때문에 무구속 및/또는 무자각 상태에서 신호를 계측할 수 있으며, 장시간 또는 일상생활 중 건강 모니터링에 유용하게 활용될 수 있다.
- [0027] 산소탈포화지수(oxygen desaturation index, ODI)는 일반적으로, 총 수면 시간 중 한 시간당 산화 헤모글로빈(oxyhemoglobin)의 탈포화(desaturation)가 4% 이상 발생한 횟수이다. 본 발명에서 산소탈포화지수는 수면 시간당 혈중 산소포화도 (SpO_2)가 기저 값으로부터 4% 이상 감소된 수준으로 10초 이상 지속되는 경우가 발생한 횟수를 의미한다.
- [0028] 한 양태에서 본 발명은 맥박산소포화도 측정기를 사용하지 않고 무구속적으로 산소탈포화지수를 측정하는 방법에 관한 것이다. 즉, 한 양태에서 본원은 심폐동기화 분석방법(cardiopulmonary coupling analysis)으로 산소탈포화지수를 측정하는 방법 및 그 용도에 관한 것으로, 이는 침대 위에 위치시킨 압전센서를 통해 무구속적으로 심폐동기화 분석 대상 신호인 심박 주기(heartbeat interval) 및 호흡신호를 획득하며, 심폐동기화 분석을 통해 뇌파의 각성(arousal) 발생 빈도와 관련된 특성(feature)을 추출하는 단계를 포함한다.
- [0029] 도 1은 본 발명의 일 구현예에 따른 산소탈포화지수 측정 방법을 나타내는 블록도이다. 본 발명은 산소탈포화지수의 측정을 위해 심폐동기화 분석방법(cardiopulmonary coupling analysis)을 사용하며 심폐동기화 분석 대상 신호인 심박주기(heartbeat interval)와 호흡신호는 침대 위에 위치시킨 압전센서를 통해 무구속적으로 취득할 수 있다. 본 발명의 일 구현예에서 상기 압전센서의 두께는 1mm 내외로 얇으면서 유연한(flexible) 특성을 보유하고 있기 때문에 사용자에게 이물감을 최소화하는 장점이 있다. 압전센서에 감지된 신호로 심박주기와 호흡신호에 피크검출(peak detection), 필터링(filtering), 리샘플링(resampling)과 같은 통상 기술의 디지털 신호처리 과정을 적용한 후, 두 신호 데이터의 상호스펙트럼 파워(cross-spectral power)와 코히어런스(coherence)를 계산하고 최종적으로 저주파 영역에 존재하는 비율(low-frequency(LF, 0.01-0.1Hz) coupling ratio)을 산출한다.
- [0030] 저주파 영역에 존재하는 비율(low-frequency coupling ratio, %LFC)은 뇌파의 각성 발생 빈도와 관련된다고 알려져 있는데, 뇌파의 각성은 산소탈포화 현상에 의해 야기 될 수 있음을 근거로 해서 저주파 영역에 존재하는 비율(low-frequency coupling ratio)로부터 산소탈포화지수를 측정해 낼 수 있다. 즉, 심폐동기화 분석을 통해 뇌파의 각성(arousal) 발생 빈도와 관련된 특성(feature)을 추출할 수 있는 것이다.
- [0031] 본 발명은 침대에 구비된 센서로부터 측정된 생체신호를 이용하여 산소탈포화지수(oxygen desaturation index, ODI)를 획득하기 위하여, 상기 측정된 생체신호에 0.5-35Hz 대역통과 필터링(band-pass filtering, BPF)을 적용해 심탄도(ballistocardiogram, BCG)를 얻는 단계를 포함한다.
- [0032] 도 2는 압전센서로부터 측정된 생체신호에서 심탄도 신호를 분리한 것을 나타낸다. 본 발명의 일 구현예에서 상기 생체신호는 센서(모델명: Emfit Bed Sensor L-4060SLC)를 사용하여 측정된 수면 중 생체신호이며 상기 생체신호로부터 성인의 일반적인 심박신호 범위인 1Hz 이상 30Hz 이하 범위의 대역통과필터를 적용하여 취득한 심탄도 신호 및 전극을 이용하여 측정된 심탄도 신호를 나타낸다. 도 2에서 관찰되는 바와 같이 수면 중 비구속적으로 취득한 심탄도 신호의 특성이 전극을 이용하여 취득한 신호의 특성과 유사하다.
- [0033] 본 발명은 상기 측정된 생체신호에 0.5Hz 저역통과 필터링(low-pass filtering, LPF)을 적용해 호흡신호를 얻는 단계를 포함한다. 도 3은 압전센서로부터 측정된 생체신호에서 호흡신호를 분리한 것을 나타낸다. 본 발명의 일

구현예에서 상기 생체신호는 EMFIT사의 센서를 사용하여 측정된 수면 중 생체신호이며 상기 생체신호로부터 성인의 일반적인 호흡신호범위인 0.1Hz 이상 0.3Hz 이하 범위에 근거하여 0.5Hz 저역통과필터를 적용하여 수득한 호흡 신호 및 가슴 띠(chest belt)를 이용하여 측정된 호흡 신호를 나타낸다. 도 3에서 관찰되는 바와 같이 수면 중 비구속적으로 수득한 호흡 신호의 특성이 가슴 띠를 이용하여 수득한 신호의 특성과 유사하다.

[0034] 도 4는 심탄도 신호의 단위 파장대역에서 H파에서 N파까지가 포함된 구성을 나타낸다. 일반적으로 심탄도는 F, G, H, I, J, K, L, M, N의 순서로 9개파로 구성되며, 이 가운데 F, H, J, L, N파는 양성파이고 G, I, K, M파는 음성파이다. 심탄도에서 F, G, H는 심장에서 혈액의 방출 전 단계이고 I, J, K는 혈액의 방출기, L, M, N은 심장확장기에 해당한다. 또한 H파는 심장에서 혈액을 급속하게 방출할 때 발생하며, 아래쪽을 향하고 있는 I파는 상행 대동맥을 따라 흐르는 혈액의 가속도와 폐동맥 주위의 대동맥궁과 경동맥 내부 변화를 반영하고, J 파는 하강하고 있는 혈액의 가속도와 복부 대동맥과 상행대동맥에 흐르는 혈액의 감속도를 말한다. 즉, 심탄도의 J-피크는 심장이 수축할 때 발생하는 물리적 진동에 의해 나타나는 것으로 J 파 내에서 가장 높은 크기의 신호 값이 관찰되는 점(point)을 의미한다.

[0035] 도 5는 본 발명의 일 구현예에 따른 심폐동기화 분석방법의 신호처리 과정에 대한 블록도이다. 도 5에 예시된 바와 같이, 본 발명은 상기 획득한 심탄도에서 J-피크를 검출하는 단계; 상기 J-피크 검출 후 정상 심박동 간격(normal sinus interval, N-N interval) 데이터를 추출하는 단계; 상기 추출된 정상 심박동 간격 데이터에 평균이동 필터링(moving average filtering)을 적용해 데이터를 평활화(smoothing)하는 단계; 상기 평활화된 정상 심박동 간격 데이터와 호흡신호 데이터 사이의 동기(coupling) 정도를 정량화하기 위해 데이터를 리샘플링(resampling)한 후 데이터세트(dataset)를 만드는 단계; 상기 데이터세트의 각 서브세트(subset)에 대한 상호스펙트럼 파워(cross-spectral power)와 코히어런스(coherence)를 계산하는 단계; 상기 상호스펙트럼 파워와 상기 코히어런스를 곱해 얻은 값이 low-frequency(LF, 0.01-0.1Hz) 영역에 존재하는 비율(low-frequency coupling ratio, %LFC)을 계산하는 단계를 포함한다.

[0036] 본 발명의 또 다른 구현예에서는 상기 J-피크 검출 후 이소성박동(ectopic beat) 제거 단계를 더 포함한다. 이소성박동은 노약자 등에서 관찰되는 박동으로, 정상적인 심박동 이외에 나타나는 심장의 박동을 말한다. 이와 같은 이소성박동이 관찰되는 경우 이를 제거하여 분석한다.

[0037] 본 발명은 전체 수면구간에 대해 획득한 상기 %LFC의 평균값을 구하는 단계; 상기 평균값을 대표값으로 하여 선형회귀식: $ODI = -61.301 + 1.238 \times \%LFC$ 을 이용해 %LFC를 예측인자로 하여 산소탈포화지수를 추정하는 단계; 및 상기 추정된 산소탈포화지수를 수정하는 단계를 포함한다. 본 발명의 일 구현예에서 상기 선형회귀식은 아래 실시예에 기재된 바와 같이 복수의 피험자를 대상으로 맥박산소포화도 측정법을 통해 얻은 산소탈포화지수와 본 발명에서 제시한 방법으로부터 얻은 측정치를 회귀분석하여 구한다.

[0038] 본 발명의 일 구현예에서 상기 수정하는 단계는 상기 추정된 산소탈포화지수 중 음수값을 영으로 수정하고 양수값은 그대로 취한다. 산소탈포화지수의 특성상 음수값을 가질 수는 없기 때문이다.

[0039] 이하, 본 발명의 이해를 돕기 위해서 실시예를 제시한다. 그러나 하기의 실시예는 본 발명을 보다 쉽게 이해하기 위하여 제공되는 것일 뿐 본 발명의 범주가 하기의 실시예에 한정되는 것은 아니다.

[0040] 실시예 1. 무구속적 생체신호 측정으로부터 심폐동기화 분석방법을 이용한 산소탈포화지수 획득

[0041] 침대 위 피험자의 상체 부분에 압전센서를 위치시키고 생체신호를 획득하고도 2와 같은 순서로 획득된 생체신호에 0.5-35Hz 대역통과필터링(band-pass filtering, BPF)을 적용해 심탄도(ballistocardiogram, BCG)를 얻고 0.5Hz 저역통과필터링(low-pass filtering, LPF)을 적용해 호흡신호를 얻는다.

[0042] 도 6과 같이 심탄도에서 J-피크 검출 후, 이소성박동(ectopic beat)을 제거함으로써 정상 심박동 간격(normal sinus interval, N-N interval)을 추출하고 평균이동 필터링(moving average filtering)을 적용해 데이터를 평활화(smoothing)한다. 평활화된 정상 심박동 간격 데이터와 호흡신호 데이터 사이의 동기(coupling) 정도를 정량화하기 위해 모든 데이터를 2Hz로 리샘플링(resampling)한 후, 30초 단위의 데이터세트(dataset)를 만들고 각 서브세트(subset)에 대한 상호스펙트럼 파워(cross-spectral power)와 코히어런스(coherence)를 계산한다. 상호스펙트럼 파워와 코히어런스를 곱해 얻은 데이터가 low-frequency(LF, 0.01-0.1Hz) 영역에 존재하는 비율(low-frequency coupling ratio, %LFC)을 계산한다. 전체 수면구간에 대해 획득한 %LFC의 평균값을 대표값으로

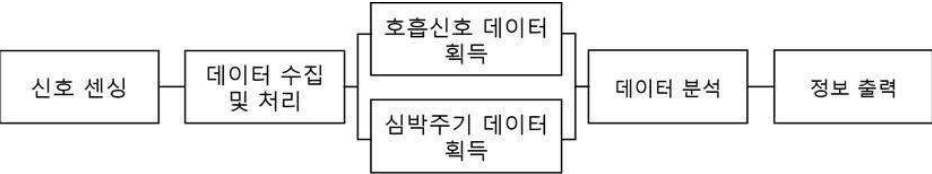
한다.

[0043] 총 50명의 피험자 중 25명의 데이터를 트레이닝 세트(training set)로 분류해 회귀모델 구현에 사용하였고, 나머지 25명의 데이터는 테스트 세트(test set)로 분류해 구현된 회귀모델의 성능을 검증하는데 사용하였다. 회귀 분석은 상용화된 통계분석프로그램인 SPSS(v.21.0)를 통해 이루어졌다. %LFC를 예측인자로 하여 산소탈포화지수를 측정하기 위한 선형회귀분석을 수행한 결과는 도 7과 같다. 구현된 선형회귀모델에 테스트 세트를 적용해 산소탈포화지수 측정치를 얻고 이를 야간 맥박산소포화도 측정법으로부터 얻은 값과 비교한 결과는 도 8과 같다. 도 8의 데이터에 대해 상관분석을 수행한 결과, 0.85 (유의수준 0.01 이하)의 상관계수가 산출되었다. 이로부터 산소탈포화지수의 예측인자로서 %LFC의 유용성을 입증할 수 있다.

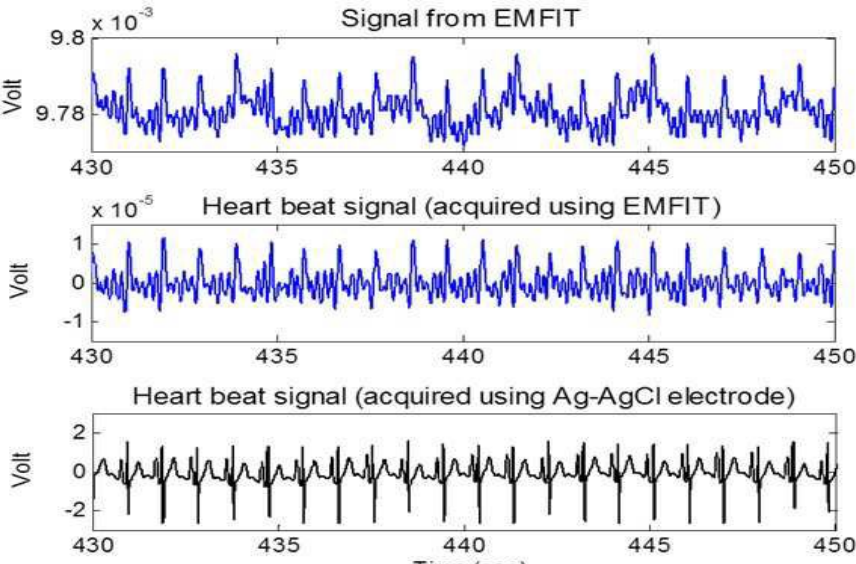
[0044] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 일 구현 예를 이용하여 설명한 것으로써, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 갖는 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에서 설명된 구현 예는 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이런 구현 예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

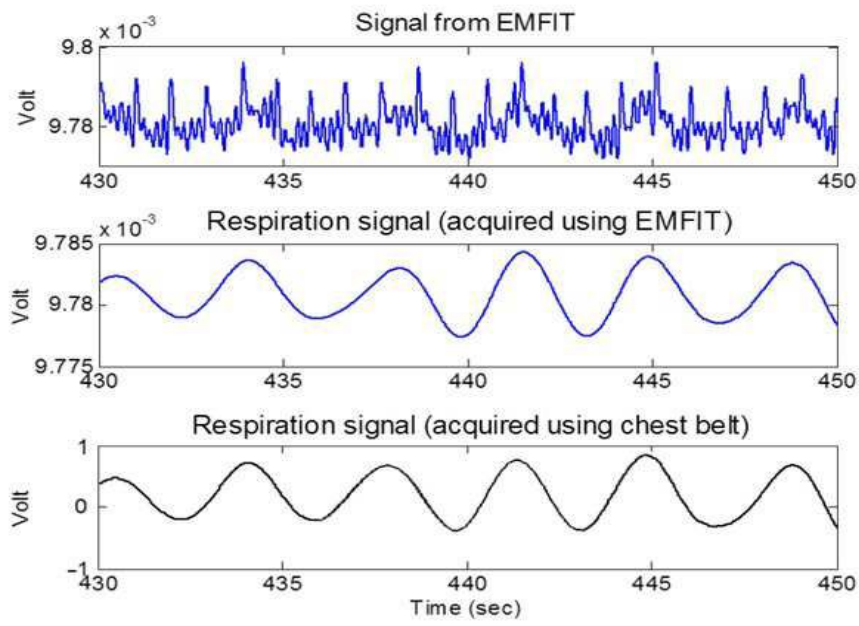
도면1



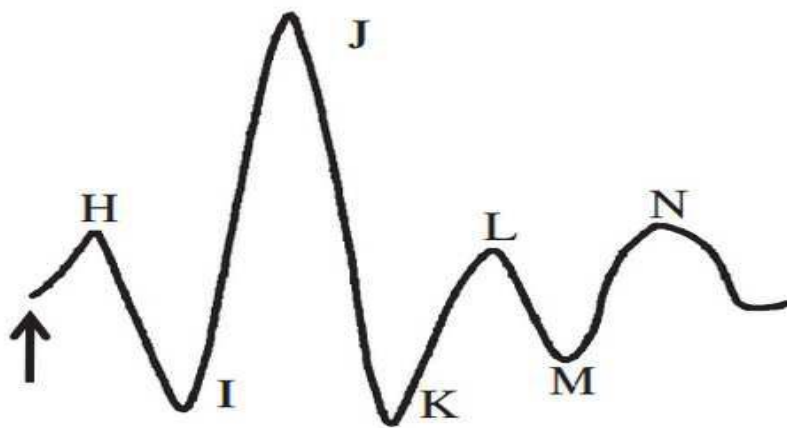
도면2



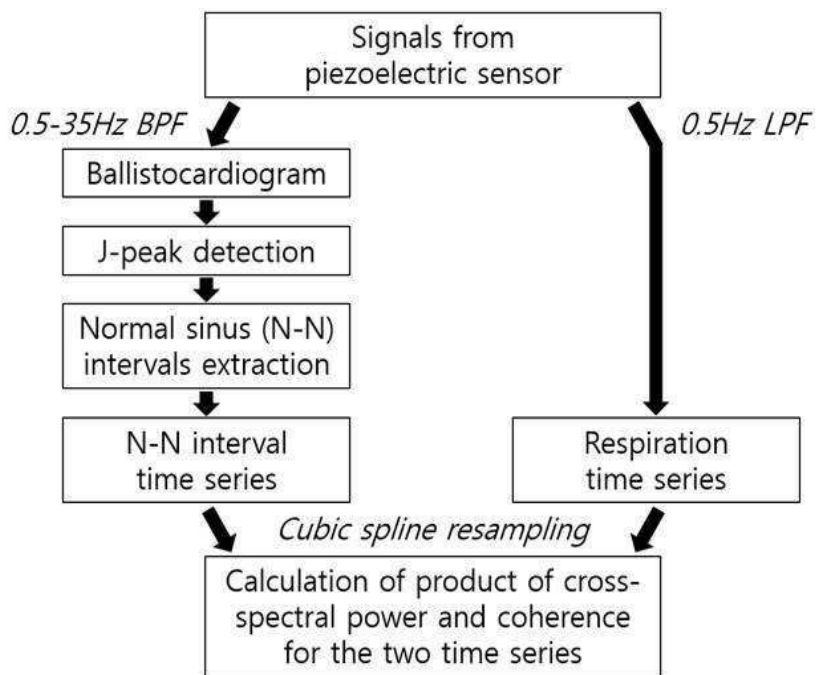
도면3



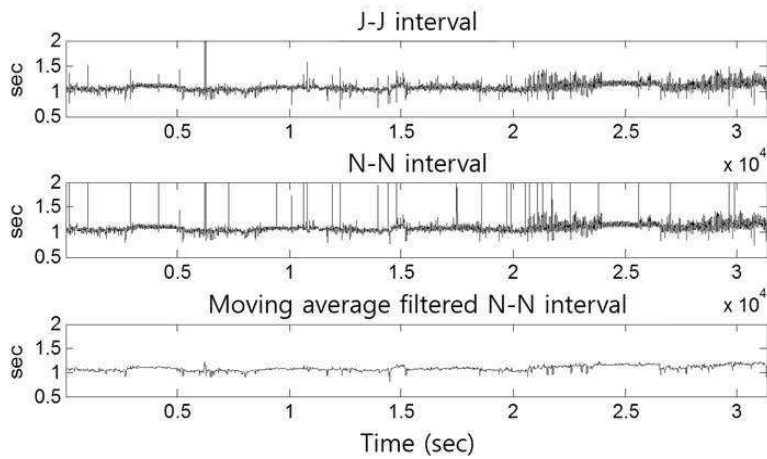
도면4



도면5



도면6



도면7

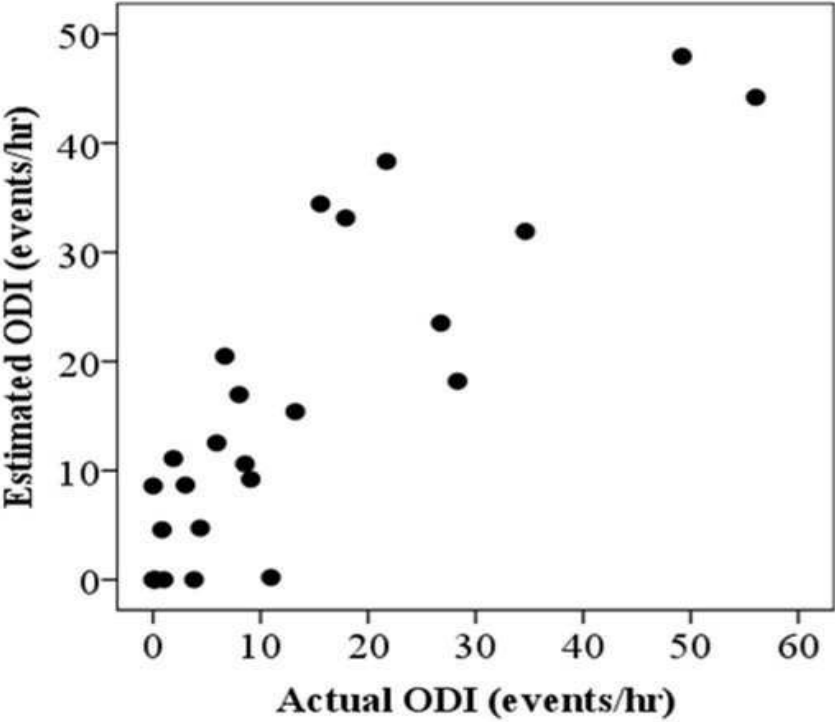
모델 요약									
모델	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차	통계량 변화량				
					R 제곱 변화량	F 변화량	df1	df2	유의확률 F 변화량
1	.790 ^a	.624	.608	10.30146	.624	38.218	1	23	.000

a. 예측값: (상수), perc_LFC

계수 ^a								
모델		비표준화 계수		표준화 계수	t	유의확률	공선성 통계량	
		B	표준오차	베타			공차	VIF
1	(상수)	-61.301	12.416		-4.937	.000		
	perc_LFC	1.238	.200	.790	6.182	.000	1.000	1.000

a. 종속변수: ODI

도면8



专利名称(译)	发明名称：使用不受限制地测量的生物信号获得氧脱矿质指数的方法		
公开(公告)号	KR101656611B1	公开(公告)日	2016-09-09
申请号	KR1020150040641	申请日	2015-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	首尔大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会		
[标]发明人	PARK KWANG SUK 박광석 JUNG DA WOON 정다운		
发明人	박광석 정다운		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00 A61B5/083 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0826 A61B5/4818 A61B5/0833 A61B5/1102		
代理人(译)	月亮环球		
优先权	1020140195525 2014-12-31 KR		
其他公开文献	KR1020160081740A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该摘要目前正在准备中。更新的KPA将于2016年10月10日之后提供。

