



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년11월27일
(11) 등록번호 10-2040524
(24) 등록일자 2019년10월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/082 (2013.01)
A61B 5/0816 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0037252
(22) 출원일자 2018년03월30일
심사청구일자 2018년03월30일
(65) 공개번호 10-2019-0114479
(43) 공개일자 2019년10월10일
(56) 선행기술조사문헌
US9232910 B2
US20130331722 A1
논문, Intelligent methods for identify
ingrespiratory cycle phases from tracheal
sound, Computers inBiologyandMedicine 39
(2009)

(73) 특허권자
전남대학교산학협력단
광주광역시 북구 용봉로 77 (용봉동)
(72) 발명자
원용관
광주광역시 북구 양산택지로34번길 22 GS
그린자이2차아파트 103-502
(74) 대리인
특허법인지원

전체 청구항 수 : 총 16 항

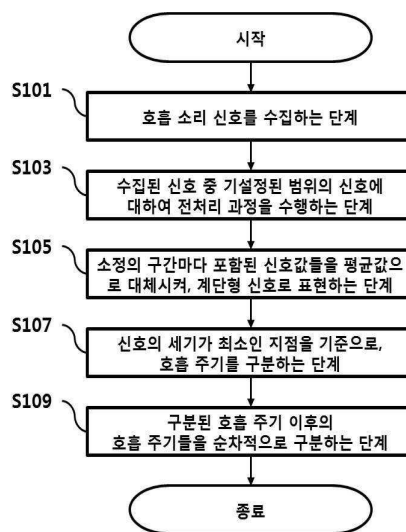
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 **호흡주기 구분 방법**

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법은, 호흡 소리 신호를 수집하는 단계; 상기 수집된 신호 중 기설정된 범위 내에 포함된 신호의 잡음을 제거하기 위한 전처리 과정을 수행하는 단계; 상기 전처리 과정을 거쳐 전처리된 신호를 소정의 구간으로 구획하여, 각 구간에 포함된 신호값들을 상기 구간 내 전처리된 신호값들의 평균값으로 대체시켜서 계단형 신호(Step signal)로 표현하는 단계; 상기 계단형 신호의 기설정된 범위에 포함된 국소최저치(Local minima)들 중 신호의 세기가 최소인 전체최저치(Global minima)가 호흡주기의 중단점으로 유효한지 판단하는 단계; 및 상기 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효하다고 판단된 경우, 상기 전체최저치를 기준으로 호흡주기를 구분하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2017-1693(2017K000480)

부처명 교육과학기술부

연구관리전문기관 연구성과실용화진흥원

연구사업명 연구성과사업화지원사업

연구과제명 수면 중 돌연사 방지 기능을 갖는 실시간 수면장애 감시시스템 개발

기 여 율 1/1

주관기관 전남대학교

연구기간 2016.06.29 ~ 2018.06.28

명세서

청구범위

청구항 1

호흡 소리 신호를 수집하는 단계;

상기 수집된 신호 중 기설정된 범위 내에 포함된 신호의 잡음을 제거하기 위한 전처리 과정을 수행하는 단계;

상기 전처리 과정을 거쳐 전처리된 신호를 소정의 구간으로 구획하여, 각 구간에 포함된 신호값들을 상기 구간 내 신호값들의 평균값으로 대체시켜서 계단형 신호(Step signal)로 표현하는 단계;

상기 계단형 신호의 기설정된 범위 내에 포함된 국소최저치(Local minima)들 중 신호의 세기가 최소인 전체최저치(Global minima)가 호흡주기의 중단점으로 유효한지 판단하는 단계; 및

상기 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효하다고 판단된 경우, 상기 전체최저치를 기준으로 호흡주기를 구분하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 유효한지 판단하는 단계는,

상기 기설정된 범위 내에서 상기 전체최저치가 존재하는 지점의 위치 및 상기 기설정된 범위의 끝 부분에 포함된 신호의 세기가 증가하는지 여부에 기반하여, 상기 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효한지 판단하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 유효한지 판단하는 단계는,

상기 전체최저치가 상기 기설정된 범위의 끝점이 아닌 지점에 존재하고, 상기 기설정된 범위의 끝부분의 신호의 세기가 증가하고 있는 경우, 상기 전체최저치가 유효하다고 판단하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효하지 않다고 판단된 경우,

상기 호흡주기의 중단점으로 유효한 전체최저치가 검출될 때까지, 상기 기설정된 범위의 크기를 확장시키는 단계; 및

상기 호흡주기의 중단점으로 유효한 전체최저치를 기준으로 호흡주기를 구분하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 범위의 크기를 확장시키는 단계 이후,

상기 크기가 확장된 범위에 포함된 신호에 대해서 상기 전처리 과정을 수행하는 단계 및 계단형 신호로 표현하는 단계를 수행하는 단계를 더 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 호흡주기를 구분하는 단계 이후,

상기 확장된 범위의 크기를 최초로 설정되었던 상기 기설정된 범위의 크기로 초기화하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 7

제1항 또는 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 호흡주기를 구분하는 단계는,

상기 유효한 전체최저치를 현재 호흡주기의 중단점, 다음 호흡주기에 대한 시작점 및 상기 기설정된 범위의 기산점으로 설정하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 8

제1항 또는 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 호흡주기를 구분하는 단계 이후,

상기 호흡주기의 중단점을 기준으로 이후의 신호들에 대하여 상기 전처리 과정을 수행하는 단계 내지 호흡주기를 구분하는 단계를 반복적으로 수행함으로써, 이후의 호흡주기를 구분하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 전처리 과정을 수행하는 단계는,

기설정된 저역필터(Low Pass Filter)에 기반하여, 상기 수집된 신호를 필터링하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 전처리 과정을 수행하는 단계는,

상기 필터링된 신호의 직류 성분을 제거하는 단계를 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 전처리 과정을 수행하는 단계는,

상기 직류 성분이 제거된 신호에 포함된 음수 신호값들을 양수 신호값들로 변환시키는 단계를 더 포함하는,

호흡주기 구분 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,
 상기 전처리 과정을 수행하는 단계는,
 상기 양수 신호값들로 변환된 신호의 스파이크 잡음(Spike noise) 또는 백색 잡음(White noise)을 제거하기 위하여 스무딩(Smoothing)하는 단계를 포함하는,
 호흡주기 구분 방법.

청구항 13

제1항에 있어서,
 상기 소정의 구간의 크기는,
 상기 호흡주기의 중단점의 계단형 신호의 세기가 들숨 후 쉬는 시간(inspiratory pause time)에 포함된 계단형 신호들의 세기들보다 작도록 설정된,
 호흡주기 구분 방법.

청구항 14

제1항에 있어서,
 상기 기설정된 범위는,
 각 호흡주기의 시작점으로부터 기설정된 들숨 신호(inspiratory signal)의 길이만큼 떨어진 지점에서부터 시작하는,
 호흡주기 구분 방법.

청구항 15

제1항에 있어서,
 상기 기설정된 범위의 크기는,
 기설정된 날숨 신호(expiratory signal)의 길이로 설정된,
 호흡주기 구분 방법.

청구항 16

제1항에 있어서,
 상기 호흡주기는,
 상기 호흡주기의 중단점으로 유효한 전체최저치를 갖는 계단형 신호에 포함된 지점들 중 어느 하나를 기준으로 구분되는,
 호흡주기 구분 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 호흡주기를 구분하는 방법에 관한 것으로, 상세하게는 연속된 호흡 소리 신호에서 호흡의 중단점(end-pause)을 감지하여 각 호흡 구간을 분할하기 위한 호흡주기 구분 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 호흡 품질의 적절성을 결정하는 한 가지 방법은 호흡의 주기를 평가하는 것이다. 호흡주기가 중요하게 다뤄지는 이유는 적절한 호흡 순환(circulation)이 이뤄지지 않을 경우, 신체가 건강하게 유지되기 어렵기 때문이다. 호

흡주기의 품질이 부적절하거나 호흡주기가 너무 긴 경우 저산소증(hypoxia) 상태가 발생하게 된다. 저산소증은 신체의 조직에 산소가 결핍되어 세포의 손상을 초래하고 궁극적으로는 사망에 이를 수 있다.

[0003] 호흡주기(respiratory cycle)를 판정하기 위한 방법 중의 하나는 호흡구간(breathing section)을 분할하는 것이다. 호흡구간은 들숨과 날숨으로 구성되는 한번의 호흡 사건(breathing event)으로, 한 호흡의 시작점에서 중단점(다음 호흡의 시작점)까지를 의미하며, 호흡구간의 분할은 한 호흡의 중단점(다음 호흡의 시작점)을 감지하는 것이 핵심이다.

[0004] 호흡주기 정보는 일정 시간당 호흡의 횟수를 표시하는 호흡률(respiration rate) 계산에 적용되는데, 호흡률은 정상적인 신체 유지를 위한 중요한 요소로 성인의 경우 분당 12~20회가 유지되어야 한다. 이러한 이유로 호흡주기는 의료 서비스의 많은 영역에서 중요한 요소로 다루어지며, 특히 수면장애 요소 중 코골이 및 무호흡과 같은 수면호흡장애의 진단 및 모니터링이 핵심적인 요소로 취급되고 있다.

[0005] 종래에는 수면 중 심박 및 호흡 성분을 포함하는 진동 및 소리 성분을 분석함으로써 수면 상태에 대한 지표를 판단하는 무구속 수면상태 판단 장치 및 방법이 개시되었다.

[0006] 종래의 무구속 수면상태 판단 장치 및 방법은 검출된 호흡 신호의 잡음을 제거한 후, 잡음이 제거된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환시켜 수면 상태에 대한 지표를 판단하는 구성을 개시하고 있을 뿐, 호흡 신호를 분석함으로써 호흡의 주기를 구분하는 구성은 전혀 개시하고 있지 않다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) KR 1020070084901 A

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 호흡률(respiratory rate)을 계산하는데 핵심이 되는 호흡주기(respiratory cycle)를 구분하기 위하여, 수집한 호흡 소리 신호의 일정 구간에서 신호강도의 국소최저치(Local minima)들을 찾고, 국소최저치들 중 신호의 세기가 최소인 전체최저치(Global minima)를 추출하고, 전체최저치가 호흡주기의 중단점(End-pause)으로 유효한지를 판단하여, 유효한 경우에 전체최저치를 기준으로 호흡주기를 구분하는 호흡주기 구분 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 일 실시 예에 따른 호흡주기 구분 방법은, 호흡 소리 신호를 수집하는 단계; 상기 수집된 신호 중 기 설정된 범위 내에 포함된 신호의 잡음을 제거하기 위한 전처리 과정을 수행하는 단계; 상기 전처리 과정을 거쳐 전처리된 신호를 소정의 구간으로 구획하여, 각 구간에 포함된 신호값들을 상기 구간 내 신호값들의 평균값으로 대체시켜서 계단형 신호(Step signal)로 표현하는 단계; 상기 계단형 신호에 포함된 국소최저치(Local minima)들 중 신호의 세기가 최소인 전체최저치(Global minima)가 호흡주기의 중단점으로 유효한지 판단하는 단계; 및 상기 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효하다고 판단된 경우, 상기 전체최저치를 기준으로 호흡주기를 구분하는 단계를 포함할 수 있다.

[0010] 상기 유효한지 판단하는 단계는, 상기 기설정된 범위 내에서 상기 전체최저치가 존재하는 지점의 위치 및 상기 기설정된 범위의 끝 부분에 포함된 신호의 세기가 증가하는지 여부에 기반하여, 상기 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효한지 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 상기 유효한지 판단하는 단계는, 상기 전체최저치가 상기 기설정된 범위의 끝점이 아닌 지점에 존재하고, 상기 기설정된 범위의 끝부분의 신호의 세기가 증가하고 있는 경우, 상기 전체최저치가 유효하다고 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 상기 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효하지 않다고 판단된 경우, 상기 호흡주기의 중단점으로 유효한 전체최저치가 검출될 때까지, 상기 기설정된 범위의 크기를 확장시키는 단계; 및 상기 호흡주기의 중단점으로

유효한 전체최저치를 기준으로 호흡주기를 구분하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0013] 상기 기설정된 범위의 크기를 확장시키는 단계 이후, 상기 크기가 확장된 범위에 포함된 신호에 대해서 상기 전처리 과정을 수행하는 단계 및 계단형 신호로 표현하는 단계를 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0014] 상기 호흡주기를 구분하는 단계 이후, 상기 확장된 범위의 크기를 최초로 설정되었던 상기 기설정된 범위의 크기로 초기화하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 상기 호흡주기를 구분하는 단계는, 상기 유효한 전체최저치를 현재 호흡주기의 중단점, 다음 호흡주기에 대한 시작점 및 상기 기설정된 범위의 기산점으로 설정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0016] 상기 호흡주기를 구분하는 단계 이후, 상기 호흡주기의 중단점을 기준으로 이후의 신호들에 대하여 상기 전처리 과정을 수행하는 단계 내지 호흡주기를 구분하는 단계를 반복적으로 수행함으로써, 이후의 호흡주기를 구분하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 상기 전처리 과정을 수행하는 단계는, 기설정된 저역필터(Low Pass Filter)에 기반하여, 상기 수집된 신호를 필터링하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0018] 상기 전처리 과정을 수행하는 단계는, 상기 필터링된 신호의 직류 성분을 제거하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0019] 상기 전처리 과정을 수행하는 단계는, 상기 직류 성분이 제거된 신호에 포함된 음수 신호값들을 양수 신호값들로 변환시키는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0020] 상기 전처리 과정을 수행하는 단계는, 상기 양수 신호값들로 변환된 신호의 스파이크 잡음(Spike noise) 또는 백색 잡음(White noise)을 제거하기 위하여 스무딩(Smoothing)하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0021] 상기 소정의 구간은, 상기 호흡주기의 중단점의 계단형 신호의 세기가 들숨 후 쉬는 시간(inspiratory pause time)에 포함된 계단형 신호들의 세기들보다 작도록 설정된 크기를 가질 수 있다.
- [0022] 상기 기설정된 범위는, 각 호흡주기의 시작점으로부터 기설정된 들숨 신호(inspiratory signal)의 길이만큼 떨어진 지점에서부터 시작하는 구간으로 설정될 수 있다.
- [0023] 상기 기설정된 범위의 크기는 기설정된 날숨 신호(expiratory signal)의 길이로 설정될 수 있다.
- [0024] 상기 호흡주기는, 상기 호흡주기의 중단점으로 유효한 전체최저치를 갖는 계단형 신호에 포함된 지점들 중 어느 하나를 기준으로 구분될 수 있다.

발명의 효과

- [0025] 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법에 따르면, 날숨 후 쉬는 시간(expiratory pause time)이 들숨 후 쉬는 시간(inspiratory pause time)보다 길고 이 시간 동안에 호흡 신호가 가장 약하게 나타나는 일반적인 호흡 특징에 기반하여 호흡의 중단점(다음 호흡의 시작점)을 구분하기 때문에 정확한 호흡주기를 구분할 수 있다.
- [0026] 또한, 코골이 감지, 호흡이상 장애 감지, 폐질환 환자의 호흡상태 감시 등에 필요한 분당 호흡횟수를 나타내는 호흡률(Respiratory rate)을 정확하게 계산할 수 있는 효과가 있다.
- [0027] 또한, 연속되는 호흡 소리 신호에 대하여 호흡 구간을 정확하게 구분할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0028] 본 발명에 관한 이해를 돕기 위해 상세한 설명의 일부로 포함되는, 첨부 도면은 본 발명에 대한 실시예를 제공하고, 상세한 설명과 함께 본 발명의 기술적 특징을 설명한다.

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법의 순서도를 간략히 도시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법에 있어서, 전처리 과정을 수행하는 단계에서 수행되는 동작을 간략히 도시한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법에 있어서, 호흡주기를 구분하는 단계에서 수행되는 동작을 간략히 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0029] 본 명세서에서 제1 및/또는 제2 등의 용어는 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 즉, 구성요소들을 상기 용어들에 의해 한정하고자 함이 아니다.
- [0030] 본 명세서에서 '포함하다' 라는 표현으로 언급되는 구성요소, 특징, 및 단계는 해당 구성요소, 특징 및 단계가 존재함을 의미하며, 하나 이상의 다른 구성요소, 특징, 단계 및 이와 동등한 것을 배제하고자 함이 아니다.
- [0031] 본 명세서에서 단수형으로 특정되어 언급되지 아니하는 한, 복수의 형태를 포함한다. 즉, 본 명세서에서 언급된 구성요소 등은 하나 이상의 다른 구성요소 등의 존재나 추가를 의미할 수 있다.
- [0032] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함하여, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자(통상의 기술자)에 의하여 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미이다.
- [0033] 즉, 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미인 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0034] 이하에서는, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법에 대해 상세하게 설명한다.
- [0035] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법의 순서도를 간략히 도시한 도면이고, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법에 있어서, 전처리 과정을 수행하는 단계에서 수행되는 동작을 간략히 도시한 도면이다.
- [0036] 도 1 및 2를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법은, 호흡 소리 신호를 수집하는 단계(S101), 전처리 과정을 수행하는 하는 단계(S103), 계단형 신호로 표현하는 단계(S105), 호흡주기를 구분하는 단계(S107) 및 구분된 호흡주기 이후의 호흡주기들을 순차적으로 구분하는 단계(S109)를 포함할 수 있다.
- [0037] 호흡 소리 신호를 수집하는 단계(S101)는 마이크 또는 진동센서와 같은 감지 장치를 통하여 피험자로부터 호흡 소리 신호를 수집하는 단계일 수 있다.
- [0038] 전처리 과정을 수행하는 단계(S103)는 수집된 호흡 소리 신호 중 기설정된 범위 내에 포함된 신호의 잡음을 제거하기 위한 단계로서, 저역필터(Low Pass Filter)를 이용하여 필터링하는 단계(S201), 직류성분(DC Component)을 제거하는 단계(S203), 음수 신호값들을 양수 신호값들로 변환시키는 단계(S205) 및 스무딩(Smoothing)하는 단계(S207)를 포함할 수 있다.
- [0039] 기설정된 범위는 각 호흡주기의 시작점(T0)으로부터 소정의 시간만큼 떨어진 지점에서부터 시작하는 범위일 수 있다. 즉, 기설정된 범위는 현재 구분을 수행 중인 호흡주기의 시작점(T0)으로부터 소정의 시간만큼 떨어진 지점에서부터 시작하는 범위일 수 있다.
- [0040] 여기서, 소정의 시간은 통상적으로 알려진 들숨 신호(inspiratory signal)의 길이 값으로 기설정될 수 있으며, 기설정된 범위의 크기는 통상적으로 알려진 날숨 신호(expiratory signal)의 길이 값으로 기설정될 수 있다.
- [0041] 예를 들어, 소정의 시간 및 기설정된 범위의 크기가 3초로 설정될 경우, 기설정된 범위는 [T0+3, T0+6]으로 표현될 수 있으며, [T0+3, T0+6]은 현재 구분을 수행 중인 호흡주기의 시작점(앞 주기의 종점) T0를 기산점으로 하여 3초 후부터 6초 후까지가 기설정된 범위가 된다.
- [0042] 호흡주기는 날숨 후 쉬는 시간에 포함된 지점에 의하여 구분되기 때문에, 기설정 범위를 호흡주기의 후반부에 설정하여 들숨과 관련된 신호는 분석의 대상에서 제외시킴으로써, 보다 효율적으로 호흡주기 구분을 수행할 수 있다.
- [0043] 즉, 호흡주기의 시작점에서부터 호흡주기 구분을 위해 분석하는 것이 아니라, 호흡주기의 시작점에서부터 기설정된 들숨 신호의 길이만큼 떨어진 위치에서부터 분석을 시작할 수 있다.
- [0044] 먼저, 전처리 과정을 수행하는 하는 단계(S103)는 저역필터를 이용하여 필터링하는 단계(S201)를 포함할 수 있다. 저역필터의 cut-off 주파수는 사용자 또는 프로세서에 의하여 임의로 설정될 수 있으며, 예를 들어 1500Hz로 설정될 수 있다.
- [0045] 전처리 과정을 수행하는 하는 단계(S103)는 저역필터가 적용된 호흡 소리 신호에서 직류성분을 제거하기 위한,

직류성분을 제거하는 단계(S203)를 포함할 수 있다.

- [0046] 직류성분을 제거하기 위한 하나의 방법으로, 기저선(baseline)을 제거하기 위하여 해당 신호를 중심으로 하는 소정의 구간에서 계산된 평균값을 빼주는 방법이 적용 될 수 있으며, 이때 소정의 구간의 크기는 호흡 중단점(end-pause)의 영역에서 신호의 세기가 최소가 될 수 있도록 선택되는 것이 적절하다.
- [0047] 즉, 소정의 구간은 호흡주기의 중단점의 신호의 세기가 수집된 신호들 중 들숨 후 쉬는 시간(inspiratory pause time)에 포함된 신호들의 세기들보다 작도록 설정된 크기를 가질 수 있다.
- [0048] 전처리 과정을 수행하는 하는 단계(S103)는 직류성분이 제거된 신호의 음수 신호값들을 양수 신호값들로 변환시키는 단계(S205)를 포함할 수 있다.
- [0049] 마지막으로, 전처리 과정을 수행하는 하는 단계(S103)는 신호의 스파이크 잡음(spike noise) 및 백색 잡음(white noise)을 제거하기 위한 스무딩(smoothing)하는 단계(S207)를 포함할 수 있다.
- [0050] 스무딩하는 단계(S207)는 평균값 필터(average filter) 또는 중간값 필터(median filter) 등 다양한 필터를 사용할 수 있으며, 저역필터를 이용하여 필터링 하는 단계(S201)에서 스파이크 잡음 및 백색 잡음이 충분히 제거되었다고 판단될 경우 이 단계를 선택적으로 적용할 수 있다.
- [0051] 이때 적용되는 필터의 윈도우 크기가 크면 신호 정보가 왜곡될 수 있으며, 반대로 필터의 윈도우 크기가 작으면 잡음들의 충분한 제거가 이루어지지 않을 수 있다. 이러한 문제점들을 해결하기 위하여 최적의 크기를 선택하여야 하며, 일례로 윈도우 크기가 $F_s/40$ 으로 설정될 수 있으며, 이때 F_s 는 아날로그 신호를 디지털화 할 때 적용된 샘플링 비율을 나타낸다.
- [0052] 다음으로, 계단형 신호로 표현하는 단계(S105)는 전처리 과정을 수행하는 하는 단계(S103)를 거친 신호를 소정의 구간으로 구획하여, 각 구간에 포함된 모든 신호값들을 해당 구간의 평균값으로 대체하여 계단형 신호로 표현할 수 있다.
- [0053] 소정의 구간은 직류성분을 제거하는 단계(S203)에서 설정된 소정의 구간과 동일하게 설정될 수 있다. 즉, 소정의 구간은 날숨 후 쉬는 시간(expiratory pause time)에 포함된 호흡 중단점(end pause)의 계단형 신호의 세기가, 기설정된 범위 내의 들숨 후 쉬는 시간(inspiratory pause time)에 포함된 계단형 신호들의 세기보다 작게 되도록 설정될 수 있다. 여기서 날숨 후 쉬는 시간은 호흡의 중단점 영역과 동일하거나 호흡의 중단점의 영역을 포함할 수 있다.
- [0054] 예컨대, 기설정된 범위에 들숨 후 쉬는 시간에 해당하는 신호들이 포함된 경우, 기설정된 범위 내의 들숨 후 쉬는 시간에 포함된 계단형 신호의 세기가 날숨 후 쉬는 시간에 포함된 호흡 중단점의 계단형 신호의 세기보다 작게 되는 경우가 없도록 소정의 구간의 크기가 설정될 수 있다.
- [0055] 즉, 직류성분을 제거하는 단계(S203) 및 계단형 신호로 표현하는 단계(S105)에서 이용되는 소정의 구간의 크기는 궁극적으로 날숨 후 쉬는 시간에 포함되는 호흡 중단점의 계단형 신호의 세기가 기설정된 범위에 포함된 계단형 신호들의 세기들 중에서 가장 작도록 설정될 수 있다.
- [0056] 다음으로, 호흡주기를 구분하는 단계(S107)는 계단형 신호에 포함된 국소최저치(Local minima)들 중 신호의 세기가 최소인 전체최저치(Global minima)를 기준으로 호흡주기를 구분할 수 있다.
- [0057] 여기서, 호흡주기를 구분하는 시점은 전체최저치를 포함하는 소정의 구간 내의 어느 한 시점으로 설정될 수 있다. 즉, 계단형 신호로 표현하는 단계(S105)에 의하여 소정의 구간에 포함된 신호는 모두 동일한 값을 갖기 때문에, 전체최저치를 갖는 소정의 구간 내의 어느 한 지점을 호흡주기를 구분하는 지점으로 설정할 수 있다.
- [0058] 다음으로, 구분된 호흡주기 이후의 호흡주기들을 순차적으로 구분하는 단계(S109)는, 호흡주기를 구분하는 단계(S107)에서 구분된 호흡주기의 중단점을 다음 호흡주기의 시작점으로 설정할 수 있다.
- [0059] 구분된 호흡주기의 중단점은 구분된 호흡주기에서 신호의 세기가 최소인 지점이며, 다음 호흡주기에 대한 시작점 및 기설정된 범위의 기산점과 동일하기 때문에, 직전 순차에 구분된 호흡주기에서 신호의 세기가 최소인 지점이 다음 호흡주기에 대한 시작점 및 기설정된 범위의 기산점으로 설정될 수 있다.
- [0060] 즉, 구분된 호흡주기의 기설정된 범위의 끝점을 기준으로 현재 호흡주기에 대한 중단점으로 설정하는 것이 아니라, 기설정된 범위 내에서 신호의 세기가 최소인 전체최저치를 현재 호흡주기에 대한 중단점으로 설정하기 때문에 다음 순차의 호흡주기의 시작점은 현재 호흡주기의 중단점이 되는 것이다.

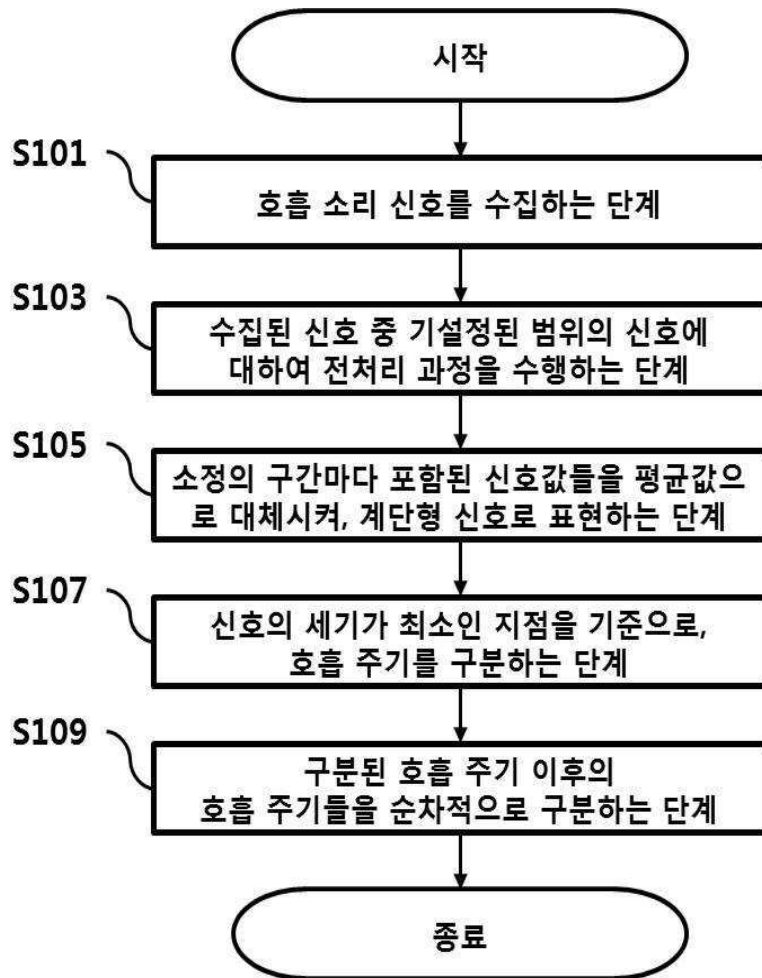
- [0061] 이후 계속적으로 공급되는 호흡 신호에 대해서 전처리 과정을 수행하는 단계(S103) 내지 호흡주기들을 순차적으로 구분하는 단계(S109)를 반복적으로 수행함으로써, 계속적으로 호흡주기를 구분할 수 있다.
- [0062] 호흡주기를 구분하는 단계(S107)가 하나의 신호를 구분하는 방법에 관한 단계라면, 구분된 호흡주기 이후의 호흡주기들을 순차적으로 구분하는 단계(S109)는 현재 호흡주기의 중단점을 다음 호흡주기의 시작점으로 설정하고, 이에 기반하여 순차적으로 호흡주기들을 구분하는 방법에 관한 단계이다.
- [0063] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡주기 구분 방법에 있어서, 호흡주기를 구분하는 단계(S107)에서 수행되는 동작을 간략히 도시한 도면이다.
- [0064] 도 3을 참조하면, 호흡주기를 구분하는 단계(S107)는 기설정된 범위 내에 포함된 국소최저치들을 찾는 단계(S301), 전체최저치의 유효성을 판단하는 단계(S303)를 포함하고, 전체최저치가 유효하면 호흡주기를 구분하는 단계(S309) 및 기설정된 범위의 크기를 초기에 설정한 크기로 초기화하는 단계(S311)를 포함하며, 전체최저치가 유효하지 않으면 기설정된 범위의 크기를 증가시키는 단계(S305) 및 크기가 증간된 범위에 포함된 신호들을 가공하는 단계(S307)를 포함할 수 있다.
- [0065] 국소최저치들을 찾는 단계(S301)는 계단형 신호로 표현된 신호 즉, 기설정된 범위에 포함된 계단형 신호들 중에서 국소최저치들을 찾는 단계이다.
- [0066] 예컨대, 통상적으로 알려진 들숨 신호(inspiratory signal)의 길이가 3초라고 할 때, 기설정된 범위는 호흡주기의 시작점(또는 앞선 호흡주기의 중단점)에서 3초 후를 시작점으로 하고 6초 후를 종점으로 하는 범위를 의미한다.
- [0067] 전체최저치의 유효성을 판단하는 단계(S303)는 기설정된 범위에 포함된 국소최저치들 중 신호의 세기가 가장 작은 전체최저치가 현재 호흡주기의 중단점으로써 유효한지를 판단하는 단계이다.
- [0068] 예컨대, 전체최저치가 기설정된 범위의 끝 부분에 존재하는 경우 또는 기설정된 범위의 끝 부분에 국소최저치가 존재하는 경우, 기설정된 범위 이후 영역에서 전체최저치가 존재할 수 있기 때문에 예는 전체최저치가 유효하지 않다고 판단될 수 있다.
- [0069] 반면, 전체최저치가 기설정된 범위의 끝점이 아닌 곳에 존재하고, 기설정된 범위의 끝부분의 신호의 세기가 증가하고 있는 경우, 전체최저치는 호흡주기의 중단점으로 유효하다고 판단될 수 있다.
- [0070] 여기서, 기설정된 범위의 끝부분의 신호의 세기가 증가하고 있는 경우란, 기설정된 범위의 끝점의 신호의 세기가 직전 지점의 신호의 세기보다 큰 경우로, 기설정된 범위의 끝부분의 신호의 세기가 점점 증가하는 경우를 의미한다.
- [0071] 다만, 위의 예시는 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효한지 여부를 판단하기 위한 일 예시일 뿐, 위의 예시의 방법으로만 전체최저치의 호흡주기의 중단점으로 유효한지를 판단하는 것에 국한되는 것은 아니다.
- [0072] 전체최저치의 유효성을 판단하는 단계(S303)의 결과로 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효하지 않으면, 기설정된 범위의 크기를 증가시키는 단계(S305)가 수행될 수 있다.
- [0073] 기설정된 범위의 크기를 증가시키는 단계(S305)는 기설정된 범위 내에 포함된 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효하지 않은 경우에, 유효한 전체최저치를 찾기 위하여 기설정된 범위의 크기를 증가시키는 단계이다.
- [0074] 즉, 날숨의 영역에서 현재 호흡주기의 중단점으로 유효한 전체최저치가 검출될 때까지 기설정된 범위의 크기가 증가될 수 있다.
- [0075] 예를 들어, 기설정된 범위가 [T0+3, T0+6]으로 초기에 설정되었다면, 기설정된 범위는 [T0+3, T0+7]로 1초 증가되어 확장된 범위에서 유효한 전체최저치가 탐색될 수 있다.
- [0076] 크기가 증가된 범위에 포함된 신호들을 가공하는 단계(S307)는 크기가 증가된 범위에 포함된 신호들에 대하여 전처리 과정을 수행하는 단계(S103) 및 계단형 신호로 표현하는 단계(S105)를 수행하는 단계를 수행하는 단계이다.
- [0077] 예컨대, 기설정된 범위가 [T0+3, T0+6]에서 1초 증가하여 [T0+3, T0+7]로 증가된 경우, 크기가 증가된 범위 [T0+6, T0+7]에 포함된 신호들을 가공하는 단계(S307)가 수행될 수 있다.
- [0078] 즉, 증가된 범위에 해당하는 부분 [T0+6, T0+7]만 전처리 과정을 수행하는 단계(S103) 및 계단형 신호로 표현하

는 단계(S105)를 수행하는 단계를 수행함으로써, 증가된 호흡주기에 포함된 전체 신호 [T0, T0+7]에 대해 전체 리 과정을 수행하는 단계(S103) 및 계단형 신호로 표현하는 단계(S105)를 수행하는 결과와 동일한 결과를 도출할 수 있으며, 연산 시간을 줄일 수 있어 신속하게 호흡주기를 구분할 수 있는 장점이 있다.

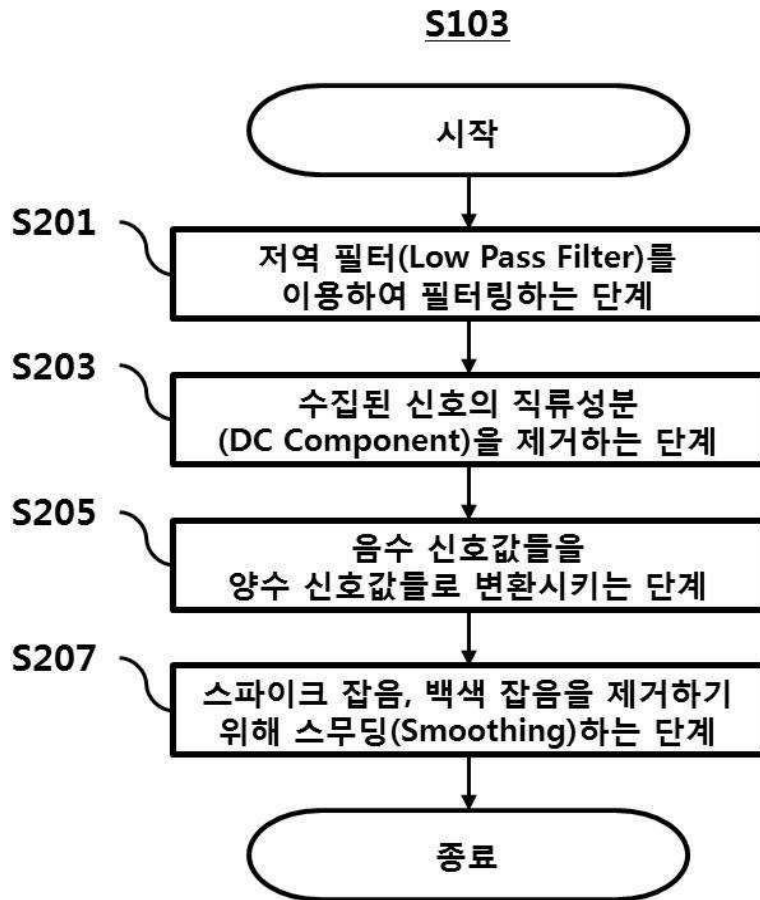
- [0079] 호흡주기를 구분하는 단계(S309)는 기설정된 범위(크기가 증가된 경우, 크기가 증가된 범위를 포함함) 내에 포함된 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효한 경우, 전체최저치를 기준으로 호흡주기를 구분하는 단계이다.
- [0080] 전체최저치의 유효성을 판단하는 단계(S303)의 결과로 전체최저치가 호흡주기의 중단점으로 유효하면, 호흡주기의 중단점은 전체최저치를 포함하는 소정의 구간 내 어느 한 시점으로 설정될 수 있다.
- [0081] 예컨대, 호흡 신호는 계단형 신호로 표현하는 단계(S105)에 따라서 계단형 신호로 표현되었기 때문에, 전체최저치를 포함하는 소정의 구간에 포함된 신호의 세기는 동일하다. 따라서, 호흡주기의 중단점은 전체최저치를 포함하는 소정의 구간 내 어느 한 시점으로 설정될 수 있다.
- [0082] 마지막으로, 초기에 설정된 기설정된 범위의 크기가 증가된 경우가 있을 수 있으므로, 기설정된 범위의 크기를 초기에 설정한 크기로 초기화하는 단계(S311)가 수행될 수 있다.
- [0083] 직전 순차에서 구분된 호흡주기에서 기설정된 범위의 크기가 증가된 경우, 기설정된 범위의 크기의 초기화 단계를 거치지 않는다면 다음 호흡주기에서도 크기가 증가된 기설정된 범위에서 국소최저치들을 탐색해야 하기 때문에, 기설정된 범위의 크기를 초기화하는 단계(S311)가 필수적으로 요구된다.
- [0084] 초기화된 기설정된 범위는 다음 호흡주기를 구분하는데 이용되며, 초기화된 기설정된 범위의 기산점은 다음 호흡주기의 시작점 즉, 직전 순차에서 구분된 호흡주기의 중단점으로 설정될 수 있다.
- [0085] 예를 들어, 초기에 설정된 기설정된 범위의 크기가 3초이고, 제1차 호흡주기에서 호흡주기를 구분할 때의 기설정된 범위는 3초, 제2차 호흡주기에서 호흡주기를 구분할 때의 기설정된 범위는 6초라고 가정하면, 제2차 호흡주기를 구분하는 단계 이후에 기설정된 범위는 다시 3초로 초기화될 수 있다. 따라서, 제3차 호흡주기 구분 방법에서는 3초로 초기화된 기설정된 범위 내에서 국소최저치들이 탐색될 수 있다.
- [0086] 기설정된 범위의 크기를 초기화한 이후에는, 구분된 호흡주기 이후의 호흡주기들을 순차적으로 구분하는 단계(S109)가 수행되어, 계속적으로 공급되는 호흡 신호에 대하여 호흡주기들을 구분할 수 있다.
- [0087] 비록 본 명세서에서의 설명은 예시적인 몇 가지 양상으로 나타났지만, 다양한 수정이나 변경이 후술되는 특허청구범위에 의해 정의되는 범주로부터 이루어질 수 있으며, 본 발명의 기술적인 보호범위는 다음의 특허청구범위에 의하여 정해져야 할 것이다.

도면

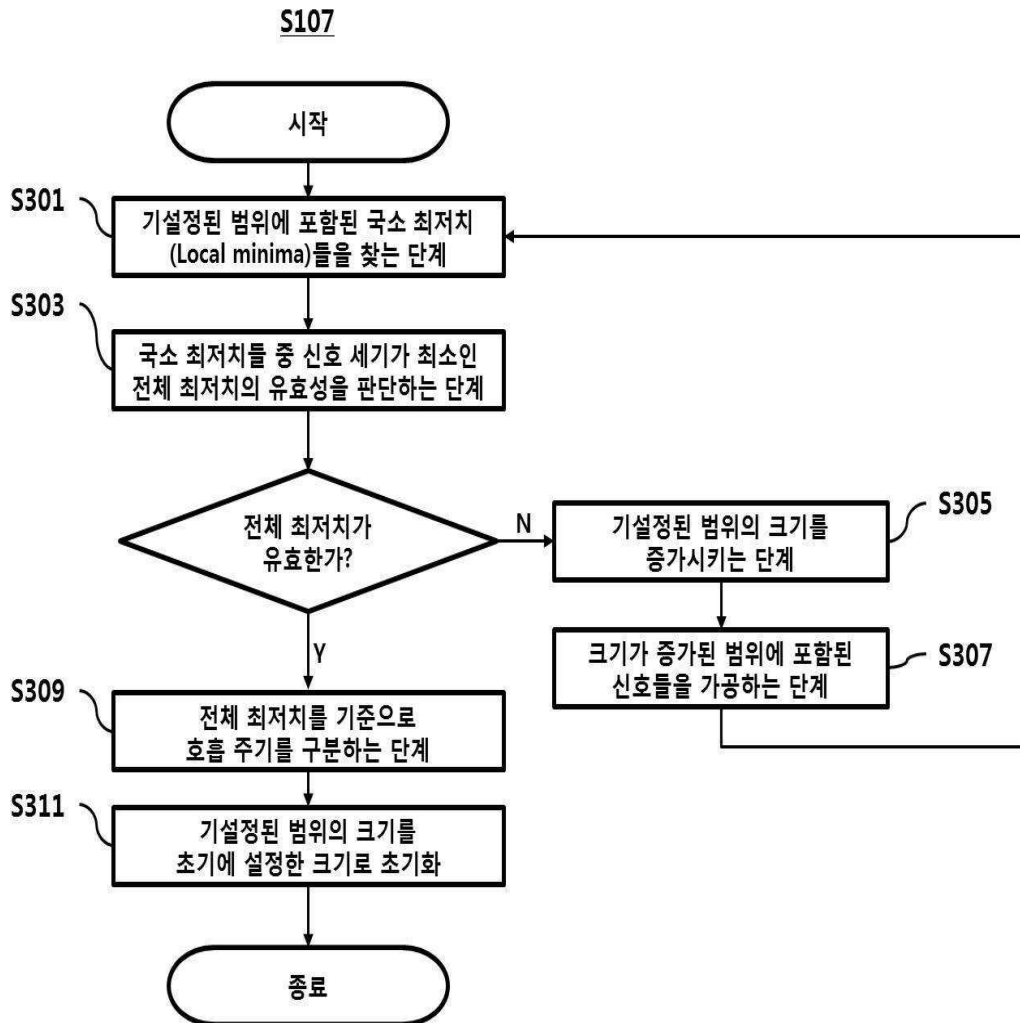
도면1



도면2



도면3



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 제4항

【변경전】

상기 호흡주기 구분 방법

【변경후】

호흡주기 구분 방법

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	KR102040524B1	公开(公告)日	2019-11-27
申请号	KR1020180037252	申请日	2018-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	全南大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	全南国家学术基金会		
当前申请(专利权)人(译)	全南国家学术基金会		
[标]发明人	원용관		
发明人	원용관		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/082 A61B5/0816 A61B5/7225		
审查员(译)	Choeseokgyu		
其他公开文献	KR1020190114479A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)
该专利没有摘要。

