



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년06월08일
 (11) 등록번호 10-1628262
 (24) 등록일자 2016년06월01일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/0456 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)
 G01R 23/16 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2014-0153190
 (22) 출원일자 2014년11월05일
 심사청구일자 2014년11월05일
 (65) 공개번호 10-2016-0053718
 (43) 공개일자 2016년05월13일
 (56) 선행기술조사문헌
 US20100249628 A1*
 JP2013500757 A
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
 아주대학교산학협력단
 경기도 수원시 영통구 월드컵로 206 (원천동)
 (72) 발명자
 조위덕
 경기도 성남시 분당구 이매로150번길 5, A-102호
 (이매동,조이빌리지)
 최선탫
 경기도 수원시 원통구 동수원로 537번길 28-10,
 101호(원천동)
 (74) 대리인
 특허법인충정

전체 청구항 수 : 총 11 항

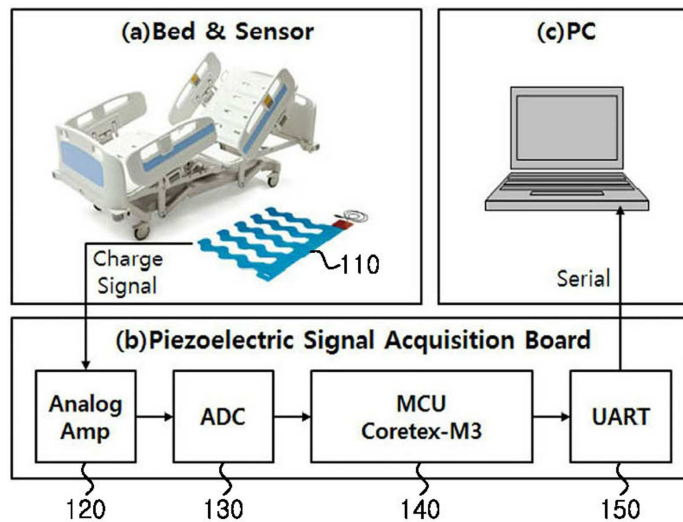
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 **주파수 분석을 이용한 심박 수 산출 방법 및 그 장치**

(57) 요약

본 발명은 주파수 분석을 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 기술에 관한 것으로, 침대의 매트리스 아래에 설치된 압전 센서를 이용하여 심탄도 신호를 측정하여 수집하고, 수집된 심탄도 신호로부터 심박 신호를 검출하고, 검출된 심박 신호를 주파수 영역으로 변환하여 주파수 영역에서 첨두치를 갖는 주파수 성분을 분당 심박 수로 산출하는 방법 및 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 R0101-14-0305

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 지식경제 기술혁신사업

연구과제명 비접촉식 무자각 센서 기반 스마트 헬스케어 침대 개발

기 여 율 1/1

주관기관 아주대학교 산학협력단

연구기간 2013.09.01 ~ 2014.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

압전 센서(Piezoelectric sensor)를 이용하여 측정된 사용자의 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 신호를 수집하는 단계;

상기 수집된 상기 심탄도 신호로부터 상기 사용자의 심박 신호를 검출하는 단계;

상기 검출된 상기 심박 신호를 푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용하여 주파수 영역으로 변환하는 단계; 및

상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호의 주파수 첨두치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 단계;

를 포함하고

상기 검출하는 단계는

이동 표준편차 필터(Moving Standard Deviation Filter: MSDF)를 이용하여 상기 심탄도 신호로부터 상기 심박 신호를 검출하는 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 방법.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 검출하는 단계는

상기 이동 표준편차 필터를 이용하여, 상기 심탄도 신호의 잡음 성분을 제거하여 상기 심박 신호를 검출하는 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 방법.

청구항 4

압전 센서(Piezoelectric sensor)를 이용하여 측정된 사용자의 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 신호를 수집하는 단계;

상기 수집된 상기 심탄도 신호로부터 상기 사용자의 심박 신호를 검출하는 단계;

상기 검출된 상기 심박 신호를 푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용하여 주파수 영역으로 변환하는 단계; 및

상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호의 주파수 첨두치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 단계;

를 포함하고

상기 검출하는 단계는

미리 결정된 윈도우 크기와 상기 윈도우 크기에서의 상기 심탄도 신호의 평균 값을 이용하여 상기 심탄도 신호와 상기 평균 값의 이동 표준 편차(Moving Standard Deviation)를 연산하고, 상기 연산된 상기 이동 표준 편차를 이용하여 상기 심탄도 신호로부터 상기 심박 신호를 검출하는 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 산출하는 단계는

상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호 중 미리 결정된 주파수 범위에서의 상기 주파수 첨두치를 이용하여 상기 분당 심박 수를 산출하는 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,
 상기 미리 결정된 주파수 범위는
 0.67Hz ~ 3.33Hz인 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 방법.

청구항 7

제1항 또는 제3항 내지 제6항 중 어느 한 항의 방법을 실행하기 위한 프로그램이 기록되어 있는 것을 특징으로 하는 컴퓨터에서 판독 가능한 기록 매체.

청구항 8

압전 센서(Piezoelectric sensor)를 이용하여 측정된 사용자의 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 신호를 수집하는 심탄도 신호 수집부;
 상기 수집된 상기 심탄도 신호로부터 상기 사용자의 심박 신호를 검출하는 심박 신호 검출부;
 상기 검출된 상기 심박 신호를 푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용하여 주파수 영역으로 변환하는 주파수 영역 변환부; 및
 상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호의 주파수 첨두치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 분당 심박 수 산출부;
 를 포함하고, 상기 심박 신호 검출부는
 이동 표준편차 필터(Moving Standard Deviation Filter: MSDF)를 이용하여 상기 심탄도 신호로부터 상기 심박 신호를 검출하는 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 장치.

청구항 9

삭제

청구항 10

제8항에 있어서,
 상기 심박 신호 검출부는
 상기 이동 표준편차 필터를 이용하여, 상기 심탄도 신호의 잡음 성분을 제거하여 상기 심박 신호를 검출하는 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 장치.

청구항 11

압전 센서(Piezoelectric sensor)를 이용하여 측정된 사용자의 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 신호를 수집하는 심탄도 신호 수집부;
 상기 수집된 상기 심탄도 신호로부터 상기 사용자의 심박 신호를 검출하는 심박 신호 검출부;
 상기 검출된 상기 심박 신호를 푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용하여 주파수 영역으로 변환하는 주파수 영역 변환부; 및
 상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호의 주파수 첨두치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 분당 심박 수 산출부;
 를 포함하고,
 상기 심박 신호 검출부는
 미리 결정된 윈도우 크기와 상기 윈도우 크기에서의 상기 심탄도 신호의 평균 값을 이용하여 상기 심탄도 신호와 상기 평균 값의 이동 표준 편차(Moving Standard Deviation)를 연산하고, 상기 연산된 상기 이동 표준 편차를 이용하여 상기 심탄도 신호로부터 상기 심박 신호를 검출하는 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 장치.

청구항 12

제8항에 있어서,

상기 분당 심박 수 산출부는

상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호 중 미리 결정된 주파수 범위에서의 상기 주파수 침투치를 이용하여 상기 분당 심박 수를 산출하는 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 미리 결정된 주파수 범위는

0.67Hz ~ 3.33Hz인 것을 특징으로 하는 심박 수 산출 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 주파수 분석을 이용한 심박 수 산출 방법 및 그 장치에 관한 기술로, 보다 상세하게는 침대에 누운 상태의 사용자로부터 압전 센서를 이용하여 측정된 심탄도 신호를 주파수 분석을 통하여 사용자의 분당 심박 수를 산출하는 기술에 관한 것이다.

[0002] 본 발명은 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 지식경제 기술혁신사업의 일환으로 수행한 연구로부터 도출된 것이다[과제관리번호:R0101-14-0305, 과제명: 비접촉식 무자각 센서 기반 스마트 헬스케어 침대 개발].

배경 기술

[0003] 심탄도(BCG; ballistocardiogram)는 심장의 수축과 이완에 따라 심장과 혈관에서의 혈류변화에 따른 탄도를 계측한 신호를 의미하고, 통상 신호의 측정범위는 0 ~ 7mg, 주파수 범위는 0 ~ 40Hz로 이루어진다.

[0004] 이러한 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 신호는 심전도(Electrocardiogram: ECG) 신호와 함께 사용자의 심장 박동에 대한 정보를 전기적 신호로 나타낸다.

[0005] 심전도(ECG) 신호는 사람의 몸에서 심장에 가까운 부분에 전극을 부착하고 심장 박동 시 근육에서 발생하는 미세한 전기적 신호를 측정한다. ECG 신호는 각종 심장병에 대한 분석이 가능한 형태이며 주로 의료용으로 측정되고 분석되는 신호이다.

[0006] 반면, 심탄도(BCG) 신호는 심장 박동에 대한 미세한 진동을 측정된 신호로 심장 근육의 움직임을 전기적 신호로 표현할 수는 없지만 분당 심박 수 등에 대한 정보를 포함하고 있다. 또한, 심탄도(BCG) 신호는 신체에 특별한 전극이나 센서를 부착할 필요가 없어 무구속적, 무자각적으로 사용자의 심박 신호를 측정할 수 있는 장점이 있다.

[0007] 심탄도(BCG) 신호는 주로 사용자가 침대에 누운 상태에서 측정되는데 침대 아래에서 침대 전체의 미세한 무게 변화(Load Cell)를 감지하여 측정할 수도 있으며, 압력 센서(Pressure Sensor), 압전 센서(Piezoelectric Sensor) 등을 통해서도 측정이 가능하다. 이 때 측정되는 신호에는 호흡과 움직임 및 잠음 신호가 함께 측정되며, 측정 시 신호에 영향을 주는 요소는 사용자의 누운 자세, 입은 옷은 재질 및 두께, 매트리스의 종류 등이 있다.

[0008] 무구속적으로 심탄도(BCG) 신호를 검출하는 방법에 대한 연구도 최근 활발하게 이루어 지고 있으며, 압전 센서(Piezoelectric Sensor)를 침대의 바닥면에 매트리스 형태로 배열하는 방법과 무게 변화(Load Cell)를 이용하여 미세한 진동을 측정하는 방법 등이 있다. 무게 변화(Load Cell)을 이용한 방식은 침대에서 수면 시 측정할 수도 있으며, 상용 체중계로 체중을 측정하는 동안 측정하는 방법이 있다.

[0009] 종래의 심탄도 신호의 측정 기술에서는, 사용자(피검사자)의 몸무게, 키, BMI, 연령 및 성별에 따라 센서에서 측정되는 심탄도 신호의 세기가 달라질 수 있다. 지방은 근육보다 완충효과가 크기 때문에 심박 및 호흡에 의한 압력이 변화를 완충하며, 근육량 또한 근육이 없는 경우보다 근육이 많은 경우 완충효과가 커지게 되어, 근육량이 많은 경우에도 심박 및 호흡 신호의 세기가 달라질 수 있다.

- [0010] 또한, 일반적인 증폭기회로(Amplifier)는 이득(Gain)이 높을수록 측정범위(Range)가 작아지는 특성이 있는데, 심탄도 신호는 일반적인 센서 가운데에서도 이득이 높은 편에 속하므로 팔을 휘두르거나 기침을 허가나 하는 작은 움직임에도 쉽게 포화(Saturation) 신호를 나타낸다. 따라서 움직임이 포함된 신호에서는 호흡 및 심박 수 파형이 관찰되지 않으며 이는 신호처리 기술로 복원해낼 수 없는 문제점이 있다.
- [0011] 이러한 심탄도 신호를 측정할 때 발생하는 오차를 줄이기 위하여 피검사자가 수면 중일 때 측정하는 종래의 기술로 대한민국 등록특허공보 등록번호 제10-0712198호 "무구속 무게감지 기반 수면구조 분석장치"에 관한 기술이 있다.
- [0012] 종래 기술은 침대에 무게 변화(Load Cell)를 이용하여 대상자의 수면중에 심탄도를 측정할 수 있도록 하는 장치를 제안하고 있다. 이와 같은 장치는 침대의 소정 위치에 장착되어 피측정자의 무게를 감지하는 무게 변화(Load Cell), 이 무게 변화(Load Cell)의 출력 중 저대역 신호를 출력하는 저역통과필터, 무게 변화(Load Cell)의 출력 중 고대역 신호를 출력하는 고역통과필터, 저역통과필터와 고역통과필터의 출력 중의 어느 하나를 선택하는 멀티플렉서, 이 멀티플렉서를 통해 입력되는 저역통과필터 또는 고역통과필터의 출력인 저대역 신호와 고대역 신호로부터 피측정자의 수면정보를 검출하여 피측정자의 수면 구조를 판단하는 콘트롤러 및, 이 콘트롤러의 판단결과를 표시하는 표시부로 이루어져, 수면시 침대에서 피측정자의 움직임시 발생하는 무게변화를 측정하여 피측정자의 무게측정, 침대 내 무게중심 변화 등을 판단하고, 수면자의 움직임 변화/세기 측정과 자세변화 및 심박의 특성 등을 판단하여 이로부터 수면자의 수면 구조를 분석할 수 있도록 한다.
- [0013] 이와 같은 기술은 침대에 하나 이상의 무게 변화(Load Cell)를 이용함으로써 수면구조를 분석하는 것을 주요 목적으로 하고, 이때 부가적으로 심탄도의 측정이 가능하다고 언급하고 있다. 그러나, 이와 같은 종래기술에 따르면이라도 심탄도 신호와 함께 피검사자의 호흡 및 움직임에 따른 오차를 줄이기 어려운 문제점이 있다.
- [0014] 따라서, 피검사자의 심탄도 검사시 피검사자가 익숙하지 않은 상태에서 수면을 취할 시 발생하는 불편을 최소화 하고, 피검사자가 수면시 측정되는 심탄도 신호의 오차를 줄여 검사 결과의 신뢰도를 높이는 방법이 요구된다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0015] (특허문헌 0001) 한국등록특허 제10-0712198호 (등록일 2007.04.20)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0016] 본 발명은 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하고자 도출된 것으로서, 주파수 분석을 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 방법 및 그 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0017] 구체적으로, 본 발명은 주파수 분석을 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 기술에 관한 것으로, 침대의 매트리스 아래에 설치된 압전 센서를 이용하여 심탄도 신호를 측정하여 수집하고, 수집된 심탄도 신호로부터 심박 신호를 검출하고, 검출된 심박 신호를 주파수 영역으로 변환하여 주파수 영역에서 첨두치를 갖는 주파수 성분을 분당 심박 수로 산출하는 방법 및 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0018] 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여, 본 발명의 일 실시 예에 따른 심박 수 산출 방법은 압전 센서 (Piezoelectric sensor)를 이용하여 측정된 사용자의 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 신호를 수집하는 단계, 상기 수집된 상기 심탄도 신호로부터 상기 사용자의 심박 신호를 검출하는 단계, 상기 검출된 상기 심박 신호를 푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용하여 주파수 영역으로 변환하는 단계, 상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호의 주파수 첨두치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 단계를 포함한다.
- [0019] 상기 검출하는 단계는 이동 표준편차 필터(Moving Standard Deviation Filter: MSDF)를 이용하여 상기 심탄도 신호로부터 상기 심박 신호를 검출할 수도 있으며, 상기 이동 표준편차 필터를 이용하여, 상기 심탄도 신호의 잡음 성분을 제거하여 상기 심박 신호를 검출할 수도 있다.

[0020] 또한, 미리 결정된 윈도우 크기와 상기 윈도우 크기에서의 상기 심탄도 신호의 평균 값을 이용하여 상기 심탄도 신호와 상기 평균 값의 이동 표준 편차(Moving Standard Deviation)를 연산하고, 상기 연산된 상기 이동 표준 편차를 이용하여 상기 심탄도 신호로부터 상기 심박 신호를 검출할 수 있다.

[0021] 상기 산출하는 단계는 상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호 중 미리 결정된 주파수 범위에서의 상기 주파수 첨두치를 이용하여 상기 분당 심박 수를 산출할 수 있다. 이때, 미리 결정된 주파수 범위는 0.67Hz ~ 3.33Hz인 것을 특징으로 한다.

[0022] 심박 수 산출 장치는 압전 센서(Piezoelectric sensor)를 이용하여 측정된 사용자의 심탄도 (Ballistocardiogram: BCG) 신호를 수집하는 심탄도 신호 수집부, 상기 수집된 상기 심탄도 신호로부터 상기 사용자의 심박 신호를 검출하는 심박 신호 검출부, 상기 검출된 상기 심박 신호를 푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용하여 주파수 영역으로 변환하는 주파수 영역 변환부, 상기 주파수 영역으로 변환된 심박 신호의 주파수 첨두치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 분당 심박 수 산출부를 포함한다.

발명의 효과

[0023] 본 발명은 주파수 분석을 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 기술에 관한 것으로, 압전 센서를 이용함으로써, 피검사자의 몸에 각종 검사 장비를 직접 부착하지 않음으로써, 실험이 간단해지며 피검사자의 불편을 최소화할 수 있다.

[0024] 또한, 피검사자로부터 압전 센서를 통하여 심탄도 신호를 수집하고 수집된 심탄도 신호로부터 심박 신호를 검출하고, 검출된 심박 신호를 푸리에 변환을 이용하여 주파수 영역으로 변환하고, 주파수 영역에서 첨두치를 갖는 주파수 성분을 분당 심박 수로 산출함으로써, 측정된 값의 오차를 줄여 검사 결과에 대한 신뢰도를 높일 수 있다.

[0025] 또한, 본 발명의 주파수 분석을 이용하여 분당 심탄도(BCG) 신호에 대한 심박 신호의 주기를 산출하므로 심박의 주기를 산출하는데 실제 관측하는 관측 결과보다 정확한 결과값을 얻을 수 있다.

[0026] 또한, 본 발명은 압전 센서와 주파수 분석을 통하여 심박 수를 검출하기 때문에 무구속적이고 무자각적인 비침습적(Non-invasive) 방법을 사용하면서 검사 결과에 대한 신뢰도를 높일 수 있고, 이는 유헤스케어(u-Healthcare) 분야에서 수면 중 심박 변이(Heart Rate Variability)에 관련된 증상들을 자동으로 감지할 수 있는 기술에 대한 근간을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0027] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심탄도 신호를 수집하는 구성을 도시한 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 심박 수 산출 방법을 나타내는 순서도이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호(Electrocardiogram: ECG) 신호에서의 심박 신호(Heart beat), 분당 심박 수(Heart Rate), 심박 변이(Heart Rate Variability)를 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 압전 센서를 이용하여 측정된 심탄도 신호를 도시한 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 이동 표준편차 필터를 이용한 심탄도 신호를 도시한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 푸리에 변환을 이용하여 주파수 영역으로 변환된 심박 신호를 도시한 도면이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 심박 수 산출 장치를 도시한 도면이다.
- 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 심탄도 신호와 심전도 신호를 비교하여 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 상기 목적 외에 본 발명의 다른 목적 및 특징들은 첨부 도면을 참조한 실시 예에 대한 설명을 통하여 명백히 드러나게 될 것이다.

[0029] 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부된 도면들을 참조하여 상세히 설명한다. 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설

명은 생략한다.

- [0030] 그러나, 본 발명이 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [0031] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심탄도 신호를 수집하는 구성을 도시한 도면이다.
- [0032] 사용자(피검사자)의 심탄도 신호(Ballistocardiogram: BCG)를 수집하기 위해서는 심탄도 신호를 측정할 수 있는 압전 센서(Piezoelectric Sensor: Emfit, Finland, Bed Sensor L-4060SL)(110), 압전 센서(110)에서 측정된 사용자의 심탄도 신호의 아날로그 신호를 샘플링(Sampling)하여 PC로 전송하는 데이터 수집보드(Acquisition Board) 및 데이터 수집보드로부터 전송 받은 사용자의 심탄도 신호를 가공 가능한 형태로 저장하는 PC와 수집 어플리케이션(Acquisition Application)으로 구성될 수 있다.
- [0033] 이때, 사용자의 심탄도 신호를 가공 가능한 형태로 저장하는 기기는 PC, 수집 어플리케이션뿐만 아니라 스마트폰, 태블릿 PC, 등 디스플레이 가능한 모든 전자기기를 포함할 수 있다.
- [0034] 압전 센서(110)는 병원용 침대의 바닥과 매트리스 사이에 설치하며 사용자가 누운 자세에서 가장 표면적이 넓은 등 쪽에 위치하도록 배치한다. 이후, 데이터 수집보드(Acquisition Board)는 압전 센서(110)에서 발생하는 사용자의 심탄도 신호를 아날로그 앰프(Analog Amp)(120)를 통해 증폭하고, 증폭된 심탄도 신호는 아날로그 디지털 컨버터(Analog Digital Converter: ADC)(130)로 12bit(0~4095) 분해능과 100 Samples/sec 주기로 측정한다. 이후, 데이터 수집보드(Acquisition Board)는 아날로그 디지털 컨버터로 측정된 사용자의 심탄도 신호를 시리얼 통신(serial communication)을 이용하여 RS232를 거쳐 PC에 전송한다.
- [0035] 이때, 압전 센서(110)는 병원용 침대에 적용될 수 있으나 병원용 침대뿐만 아니라 휠체어 의자 아래, 방석 등 사용자와 표면적으로 맞닿아 측정이 가능한 사물에 이용될 수 있다.
- [0036] 압전 센서(110)는 사람의 체중 변화를 미세하게 감지할 수 있도록 설계되어 일반적으로 분해능(Resolution)이 매우 높으며, 압전 센서(110)는 압력이 아닌 압력의 변화량, 즉, 충격력을 측정하므로 사용자가 매트리스에서 검사를 받는 경우 매트리스의 두께나 재질에 따라 측정결과와 신뢰도가 달라질 수 있다. 보다 구체적으로는 충격력을 완충하지 않는 재질일수록, 또한 충격력을 완충할 수 있는 재질이라 하더라도 충격력을 완충하지 않을 정도의 두께일수록 측정결과와 신뢰도가 높아진다. 예를 들어, 스펀지 매트리스보다 금속 재질의 스프링 매트리스에서 더욱 선명한 심박 파형을 얻을 수 있다.
- [0037] 비슷한 원리로, 인체의 지방은 근육보다 완충효과가 크기 때문에 심박, 호흡에 의한 압력의 변화를 완충하는 효과를 나타낼 것이다. 근육량 또한 근육이 없는 경우보다, 근육이 많은 경우에 그 완충효과가 크다고 볼 수 있으므로 근육량이 많을 경우에도 심박 및 호흡 신호가 약하게 측정될 것이다.
- [0038] 이처럼 압전 센서(110)는 측정 환경, 피측정자(피검자)의 체성분에 의하여 그 측정 결과의 신뢰도가 달라지므로 측정 결과의 신뢰도를 높이기 위한 알고리즘을 본 발명을 통하여 제안하고자 하는 데에 본 발명의 목적이 있다. 또한 피측정자의 몸무게, 키, BMI 수치뿐만 아니라 피측정자의 연령 또는 성별에 의한 변인도 심탄도 측정 결과의 신뢰도에 영향을 줄 수 있을 것이다. 예상되는 결과는 비만도가 증가할수록 센서에서 측정되는 신호의 세기는 작아지는 것이다. 본 발명은 후술할 내용에 의하여 이러한 다양한 변인에 대처하여 신뢰도를 높이는 알고리즘을 제안할 것이다.
- [0039] 압전 센서(110)는 심장과 가까운 위치에 설치될수록 신호가 선명하고 크게 측정된다. 심장으로부터 발생하는 심탄도 신호가 몸 전체로 전달되는데 소요되는 시간이 있으므로 넓은 면적에서 측정할 경우 좁은 면적에서 보다 심박 신호가 더 뚜렷하지 않을 수 있다.
- [0040] 압전 센서(110)는 전자 충전방전식의 소자로 일정 주기에 맞춰 전자의 충전, 방전이 교대로 발생한다. 하지만 센서를 오래 사용할수록 충전과 방전이 체때 이루어지지 않아 그 민감도가 떨어진다. 일반적으로 널리 사용되는 압전 센서는 그 수명을 약 5년으로 설정하는 것으로 알려져 있는데, 실제로는 2년 정도의 기간이 경과한 후부터는 민감도가 떨어지는 현상이 보고되기도 하였다.
- [0041] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 심박 수 산출 방법을 나타내는 순서도이다.
- [0042] 사용자(피검사자)의 심탄도 신호로부터 심박 수를 산출 방법은 압전 센서(Piezoelectric sensor)를 이용하여 측정된 사용자의 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 신호를 수집하고(S210), 수집된 심탄도 신호로부터 사용자의 심박 신호를 검출한다(S220). 이때, 이동 표준편차 필터(Moving Standard Deviation Filter: MSDF)를 이용하여

사용자의 심탄도 신호로부터 심박 신호를 검출할 수 있다.

- [0043] 또한, 이동 표준편차 필터를 이용하여 사용자의 심탄도 신호의 잡음 성분을 제거하여 심박 신호를 검출할 수도 있다. 이때, 잡음 성분은 사용자의 호흡 신호, 사용자의 움직임 또는 뒤척임에 따른 신호 및 잡음을 포함한다.
- [0044] 또한, 미리 결정된 윈도우 크기(Sliding Window Size)와 윈도우 크기에서의 심탄도 신호의 평균 값을 이용하여 심탄도 신호와 평균 값의 이동 표준편차(Moving Standard Deviation)를 연산하고, 연산된 이동 표준편차를 이용하여 사용자의 심탄도 신호로부터 심박 신호를 검출할 수도 있다.
- [0045] 이후, 검출된 심박 신호를 푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용하여 주파수 영역(Frequency Spectrum)으로 변환하고(S230), 주파수 영역으로 변환된 사용자의 심박 신호의 주파수 첨두치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출한다(S240).
- [0046] 주파수 스펙트럼으로부터 심박 수의 대표 주파수를 찾는 방법은 최대값을 찾는 방법 또는 중간 주파수를 찾는 방법이 있다. 중간 주파수를 찾는 방법은 주파수 스펙트럼 구간을 2등분 하는 주파수를 찾는 방법을 의미하며, 위와 같은 방법으로 심박 수 주파수를 찾을 경우 잡음 성분의 영향이 크게 반영될 수 있다. 따라서 본 발명에서는 심박 수의 대표 주파수를 찾기 위하여 최대값을 찾는 방법을 이용한다. 최대값을 찾는 방법을 이용하면 중간 주파수를 찾는 방법보다 고주파의 잡음이나 저주파의 잡음 성분의 영향을 줄일 수 있어 더 우수한 성능을 나타낸다.
- [0047] 이때, 주파수 영역(Frequency Spectrum)으로 변환된 심박 신호 중 미리 결정된 주파수 범위에서의 주파수 첨두치(peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출할 수도 있으며, 미리 결정된 주파수 범위는 0.67Hz ~ 3.33Hz일 수도 있다.
- [0048] 예를 들어, 미리 결정된 주파수 범위에서의 주파수 첨두치(peak)만을 1분 동안 카운팅하여 분당 심박 수를 산출할 수 있다. 또한, 미리 결정된 주파수 범위 이외에도 주파수 범위를 경우에 따라 다르게 설정할 수도 있다.
- [0049] 종래에는 대부분 심박 첨두치(peak)의 위치를 정확히 찾기 위해 피크 검출(Peak Detection) 방식을 사용해왔다. 이를 위해 원신호로부터 심박 피크의 위치를 표현할 수 있는 특징 신호를 여러 개(보통 3개)를 산출하여 심박 피크의 위치 후보군을 형성하고 형성된 후보군들로부터 심박 피크의 위치를 파악한다. 파악 후에도 심박의 주기 정보, 확률 밀도 정보 등을 활용하여 이를 재귀적으로 보정한다. 이러한 방법은 연산량이 매우 높아 실시간으로 구현하기 어렵다는 단점이 있다.
- [0050] 본 발명에서는 특징 신호를 한 개만 산출하고(이동 표준편차 신호) 잡음과 대조적인 심박의 신호를 추출하고 주파수 분석을 통해 간접적인 심박의 횟수를 산출하므로 그 연산량이 이전 연구들에 비해 적으며, 실시간(300ms 이하, 16Mhz 프로세서)로 동작이 가능한 장점이 있다.
- [0051] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 심탄도 신호와 심전도 신호를 비교하여 나타낸 도면이다.
- [0052] 도 8을 참조하면, 심탄도 신호에서 심박 패턴은 H, I, J, K 첨두치로 표현되며 실제 심박으로 인정하는 부분은 J 피크이다.
- [0053] 심탄도 신호에서 심박 패턴은 잡음, 환경, 개인적 영향에 의하여 다양한 형태로 나타나게 되는데 보통 I 피크가 환경 및 측정 조건, 개인차에 따라 눈에 띄게 큰 차이를 보이며 H와 J 피크의 크기가 일정하지 않다. 또한 I 피크가 작은 경우 H 또는 J 피크 중 하나만 큰 형태로 나타나는 경우가 있다. 이러한 각각의 경우에 대해 적응적인 방법으로 처리할 수 있으나 본 발명에서는 각 형태에 대한 공통점을 추출하여 하나의 특징신호로 산출한다.
- [0054] 즉, 환경 및 측정 조건, 개인차를 고려한 여러 측정례에서 변화량이 인접한 신호보다 크다는 특징이 공통적으로 나타나게 되며, 변화량을 추적하기 위하여 표준편차를 적용할 수 있다. 표준편차는 모집단의 변량의 분산 정도를 측정할 수 있는 값으로 분산 정도가 클수록 변화량이 크다는 것을 의미한다.
- [0055] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호(Electrocardiogram: ECG) 신호에서의 심박 신호(Heart beat), 분당 심박 수(Heart Rate), 심박 변이(Heart Rate Variability)를 나타낸 도면이다.
- [0056] 분당 심박 수(Heart Rate)는 단위 시간 당 심박 신호(Heart beat)의 횟수를 나타내고, 기본적으로 1분씩 측정하여 BPM(Beat per Minute) 단위를 사용한다. 심박 변이(Heart Rate Variability: HRV)는 심박 신호에서 각 심박 변이 사이의 간격을 일컫는 말이며 초(second, [sec]) 또는 밀리초(millisecond) 단위가 주로 사용된다.
- [0057] 이러한 수면 중 분당 심박 수(HR) 및 심박 변이(HRV)는 의학적인 의미를 가질 수 있다. 렘(REM/NREM) 등 수면의

단계가 변할 때 분당 심박 수(HR) 및 혈압(Blood Pressure), 근육 교감 신경 활동(Muscle Sympathetic Nerve Activity)이 급격히 변한다고 알려져 있으며, 심박 변이(HRV)는 수면 장애나 불면증 현상에 따라 그 특성이 달라진다. 때문에, 분당 심박 수(HR)와 심박 변이(HRV)는 심혈관계의 변동을 나타내며 신체의 상태변화 또는 질병의 유무, 질병에 종류 등에 주요한 특징으로 활용된다.

- [0058] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 압전 센서를 이용하여 측정된 심탄도 신호를 도시한 도면이다.
- [0059] 압전 센서(110)를 통하여 측정되는 심탄도(BCG) 신호는 심박 신호 이외 사용자의 호흡과 움직임 신호 및 잡음을 포함하고 있다. 도 4는 다양한 형태의 심탄도(BCG) 파형과 실제 심박 신호의 첨두치를 빨간색으로 표현한다.
- [0060] 심탄도(BCG) 신호는 같은 사용자(피검사자)가 같은 자세로 측정하여도 일정한 형태로 측정되지 않는다는 것에도 4의 데이터를 통해 나타내었다. 또한 호흡에 의한 저주파 성분은 사용자의 수면 자세에 따라서 차이가 발생한다.
- [0061] 'a) Single-Peak shape' 파형은 단일 첨두치(single-peak) 형태로 심박 신호가 검출되었을 때의 모습이며 호흡 성분에 비해 심박 신호의 진폭이 커 검출에 용이하다. '(b) Multi-Peak Shape' 파형은 모든 심박 신호의 형태가 다중 첨두치(Multi-Peak)의 형태를 가지며 심박 신호의 첨두치가 위로 솟은 형태를 나타냈을 때의 모습이다. '(c) Complex-Peak Shape' 파형은 다중 첨두치(Multi-peak)와 단일 첨두치(Single-peak) 형태가 불규칙하게 나타났을 때의 파형이다. '(d) Ripple Shape'는 심박 신호가 첨두치(Peak) 형태로 나타나지 않고 물결(Ripple) 형태로 나타났을 때의 모습이다. 이때, (a)~(d)까지의 파형 중에서 일반적인 첨두치를 찾는 방식(Peak Detection)을 적용하기에 가장 좋은 예는 (a) 파형이다.
- [0062] 위의 (a)와 (b)는 같은 사용자(피검사자)로부터 측정된 신호이다. 이는 한 사람에 대한 심탄도(BCG) 신호도 사용자(피검사자)의 자세나 호흡 상태에 따라 그 형태가 달라질 수 있는 것을 의미한다. (b) 파형은 첨두치를 찾는 방식(Peak Detection)으로 심박 신호 검출이 가능하나 추가적인 다중 첨두치(Multi-peak)에 대한 처리가 필요하다. 또한 (a), (b), (c)와 같이 첨두치(Peak) 형태와 달리 (d)와 같은 물결(Ripple) 형태의 심박 신호는 일반적인 첨두치를 찾는 방식(Peak Detection) 자체가 적용되기 힘들다.
- [0063] 더불어 사용자에게 호흡에 의한 신호에 따라서 전체적인 신호의 범위(Range)도 달라질 수 있다. 이를 위해서 직류(DC) 성분을 제거하기 위한 하이 패스 필터(High Pass Filter)를 적용해야 하지만 100Hz로 샘플링 되는 신호에서 고주파와 저주파를 나누는 필터는 그 계수가 높아야 한다. 또한 샘플링(Sampling)된 신호에 대한 재조정(Resizing)처리도 필요하나 대부분 적응적 임계치(Adaptive Threshold)를 통한 이러한 (a)~(d)까지의 파형 중에서 을 사용한다.
- [0064] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 이동 표준편차 필터를 이용한 심탄도 신호를 도시한 도면이다.
- [0065] 도 4에 도시된 심박 신호는 단순한 첨두치를 찾는 방식(Peak Detection)으로 검출할 경우 많은 어려움이 따르며 물결(Ripple) 형태의 심박 신호의 경우 그 성능을 보장하기 어렵다.
- [0066] 여러 심박 신호의 공통적인 특징은 그 변화량이 다른 노이즈에 비해 크다는 점이다. 변화량은 첨두치(Peak) 형태로 순간적인 변화일 수도 있으며 물결(Ripple) 형태처럼 지속시간이 있는 변화일 수도 있다.
- [0067] 이에 따라 효과적으로 심박 신호의 첨두치(Peak)를 찾기 위하여 이동 표준편차 필터(Moving Standard Deviation Filter: MSDF)를 이용할 수 있다.
- [0068] 입력받은 심탄도(BCG) 신호에서 슬라이딩 윈도우 크기(w) 개수만큼 과거 신호들에 대한 표준 편차(Standard Deviation)를 구하는 수식은 수학적 1로 나타낼 수 있다.
- [0069] [수학적 1]

$$y_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=i-w+1}^i (x_j - \bar{x}_i)^2}{w}}$$

- [0070] \bar{x}_i 는 해당 신호 범위의 평균을 나타내며 w는 슬라이딩 윈도우 크기(Sliding window Size)를 나타낸다.
- [0071] 도 5는 측정된 심탄도(BCG) 신호를 이동 표준편차 필터(MSDF)를 거친 심박 신호에 대한 결과 그래프로서, 슬라

이딩 윈도우 크기(Sliding window Size)를 0.24sec(24 samples)로 설정하여 나타난 결과 그래프이다.

- [0073] 이에 따라 이동 표준편차 필터(MSDF)를 거친 첨두치(Peak) 형태의 심박 신호에 대해서는 심박 주기와 유사한 파형이 산출되며 물결(Ripple) 형태의 신호에서도 해당 심박 신호에서 그 표준 편차 값이 커지는 것을 확인할 수 있다.
- [0074] (d)신호를 살펴보면 잡음 성분에 의해 이동 표준편차 필터(MSDF)를 거친 신호에도 다중 첨두치(Multi-Peak)가 발생할 수 있음을 알 수 있다. 그러나 심탄도(BCG) 신호보다 뚜렷한 심박 주기를 신호의 높고 낮음으로 확인할 수 있으며 저주파의 호흡 신호와 고주파의 잡음 성분을 함께 제거할 수 있다.
- [0075] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 푸리에 변환을 이용하여 주파수 영역으로 변환된 심박 신호를 도시한 도면이다.
- [0076] 도 5에 도시된 그래프들을 살펴보면 이동 표준편차 필터(MSDF)를 거친 신호에서도 심박 신호와 비슷한 값을 갖는 잡음 신호가 남아 있는 것을 알 수 있다. 그러나 심박 주기의 변화는 1~2회의 심박 주기 동안 큰 폭으로 변하거나 그 주기가 반 또는 두 배 정도로 변하지 않는다. 주기가 변하는 경우는 약 30초 정도의 시간 동안 뚜렷하게 변하며 그 변화도 약 1.3배 정도 달라진다. 또한 누워있는 상태에서 주기가 변하는 경우는 흔하지 않으며 자세를 바꾼 직후에나 나타난다.
- [0077] 이러한 심박 주기의 특성에 따라서 이동 표준편차 필터(MSDF)를 거친 신호에서 가장 성분이 큰 사인 곡선적(Sinusoidal) 신호 주기를 산출한다면 그 주기가 심박의 주기와 가장 근사할 것으로 예측할 수 있다.
- [0078] 따라서, 푸리에 트랜스폼(Fourier Transform)을 이용하여 이동 표준편차 필터(MSDF)를 거친 신호에 대한 주파수 분석 결과에서 해당 사인 곡선적(Sinusoidal) 신호의 주기를 알아낼 수 있다. 실제 1분짜리 심탄도(BCG) 신호에 대한 주파수 분석 결과 이동 표준편차 필터(MSDF)를 거친 신호의 평균에 준하는 극 저주파의 직류 오프셋(DC Offset) 신호가 검출되었다. 일반적으로 정상적인 사람의 경우에 ‘누운 자세에서 분당 심박 수는 일반적으로 40에서 200회 사이에 존재한다.’ 라고 가정할 수 있으므로, 이러한 가정 하에 0.67Hz에서 3.33Hz 사이의 주파수 신호에서 가장 큰 값을 구하여 이 주파수의 역수를 분당 심박 수로 산출할 수 있다. 여기에서 측정 오차가 발생할 가능성을 더 고려한다면 분당 심박 수의 상한을 높이거나 하한을 낮추어 검출 대상 주파수 영역을 조정할 수도 있다.
- [0079] 도 6은 도 5에 도시된 이동 표준편차 필터(MSDF)를 거친 신호의 주파수 분석 결과를 0.67Hz에서 3.33Hz 사이의 주파수 영역(Frequency Spectrum)에서 나타난 그래프 이다. 이에 따라 각 주파수의 값의 역수는 해당 신호의 분당 심박 수에 대하여 (a) 2개, (b) 2개, (c) 1, (d) 0개의 오차를 가지는 정확도를 확인할 수 있다.
- [0080] 실질적으로 주파수 영역(Frequency Spectrum)을 0.67Hz에서 3.33Hz로 설정하였으나, 설정된 값은 유동적으로 바꿀 수 있다.
- [0081] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 심박 수 산출 장치를 도시한 도면이다.
- [0082] 분당 심박 수를 산출하기 위한 장치(700)는 압전 센서(Piezoelectric sensor)를 이용하여 측정된 사용자의 심탄도(Ballistocardiogram: BCG) 신호를 수집하는 심탄도 신호 수집부(710), 심탄도 신호 수집부(710)에서 수집된 사용자의 심탄도 신호로부터 사용자의 심박 신호를 검출하는 심박 신호 검출부(720), 심박 신호 검출부(720)에서 검출된 사용자의 심박 신호를 푸리에 변환(Fourier Transform)을 이용하여 주파수 영역으로 변환하는 주파수 영역 변환부(730), 주파수 영역 변환부(730)에서 주파수 영역으로 변환된 심박 신호의 주파수 첨두치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출하는 분당 심박 수 산출부(740)를 포함한다.
- [0083] 이때, 심박 신호 검출부(720)는 이동 표준편차 필터(Moving Standard Deviation Filter: MSDF)를 이용하여 사용자로부터 측정된 심탄도(BCG) 신호로부터 심박 신호를 검출할 수 있다.
- [0084] 또한, 이동 표준편차 필터(MSDF)를 이용하여, 사용자로부터 측정된 심탄도(BCG) 신호의 잡음 성분을 제거하여 심박 신호를 검출할 수도 있다. 이때, 잡음 신호는 사용자의 호흡 신호, 움직임 신호등을 포함하는 잡음을 의미한다.
- [0085] 또한, 미리 결정된 윈도우 크기(sliding window size)와 윈도우 크기에서의 심탄도 신호의 평균 값을 이용하여 심탄도 신호와 평균 값의 이동 표준편차(Moving Standard Deviation)를 연산하고, 상기 연산된 상기 이동 표준편차를 이용하여 상기 심탄도 신호로부터 상기 심박 신호를 검출할 수 있다.
- [0086] 분당 심박 수 산출부(740)는 주파수 영역으로 변환된 심박 신호 중 미리 결정된 주파수 범위에서의 주파수 첨두

치(Peak)를 이용하여 분당 심박 수를 산출할 수도 있으며, 이때, 미리 결정된 주파수 범위는 0.67Hz부터 3.33Hz 까지 설정할 수 있다.

[0087] 그러나 주파수 범위는 꼭 0.67Hz부터 3.33Hz까지 한정되는 것은 아니며, 잡음의 종류, 측정 방법, 오차 등에 의하여 주파수 범위에 대한 설정값을 변경할 수도 있다.

[0088] 본 발명의 일 실시 예에 따른 심박 수 산출 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0089] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시예 및 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상적인 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.

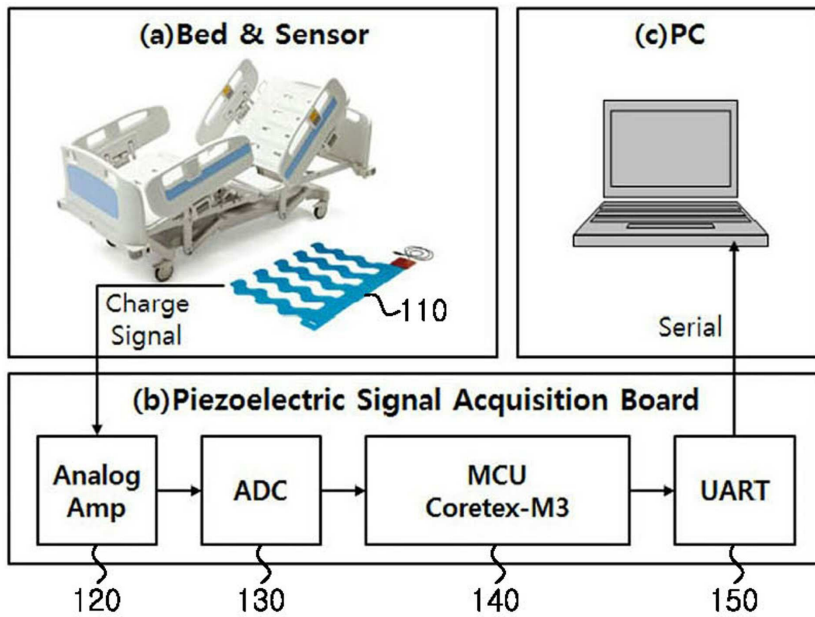
[0090] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니 되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

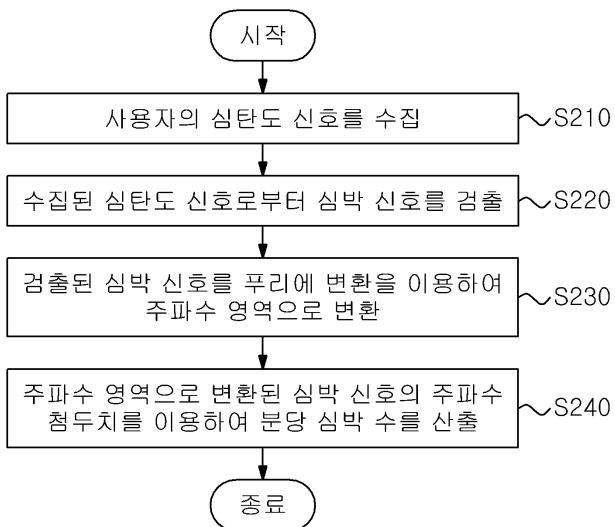
- [0091] 700 : 분당 심박 수를 산출하기 위한 장치
- 710 : 심탄도 신호 수집부
- 720 : 심박 신호 검출부
- 730: 주파수 영역 변환부
- 740 : 분당 심박 수 산출부

도면

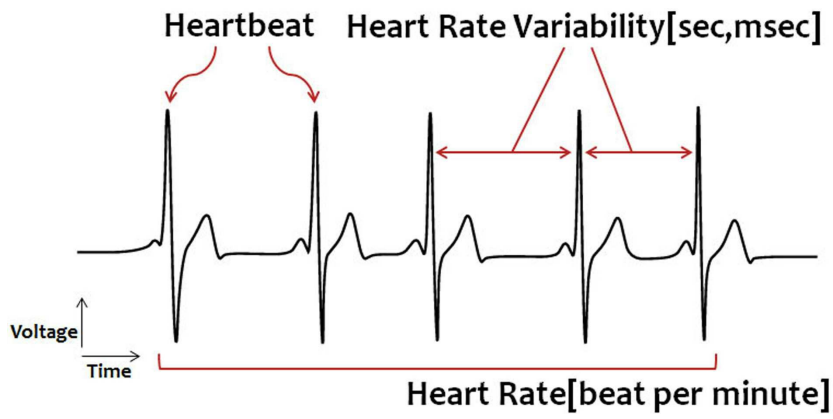
도면1



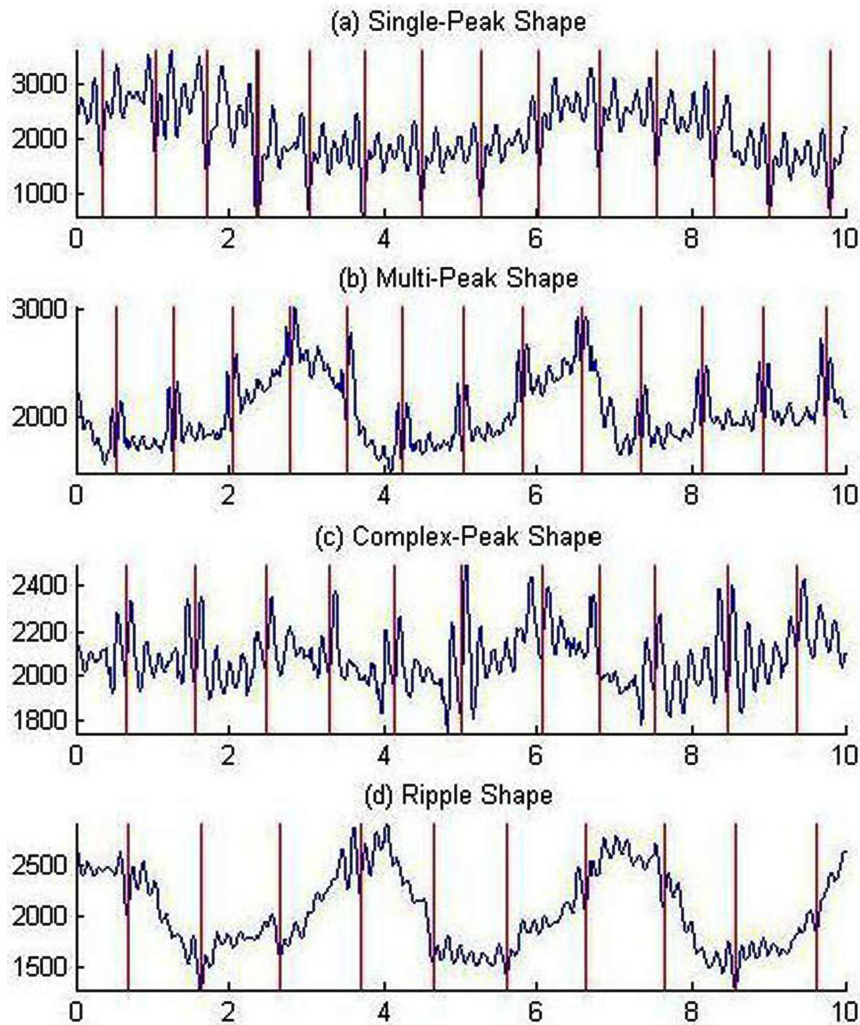
도면2



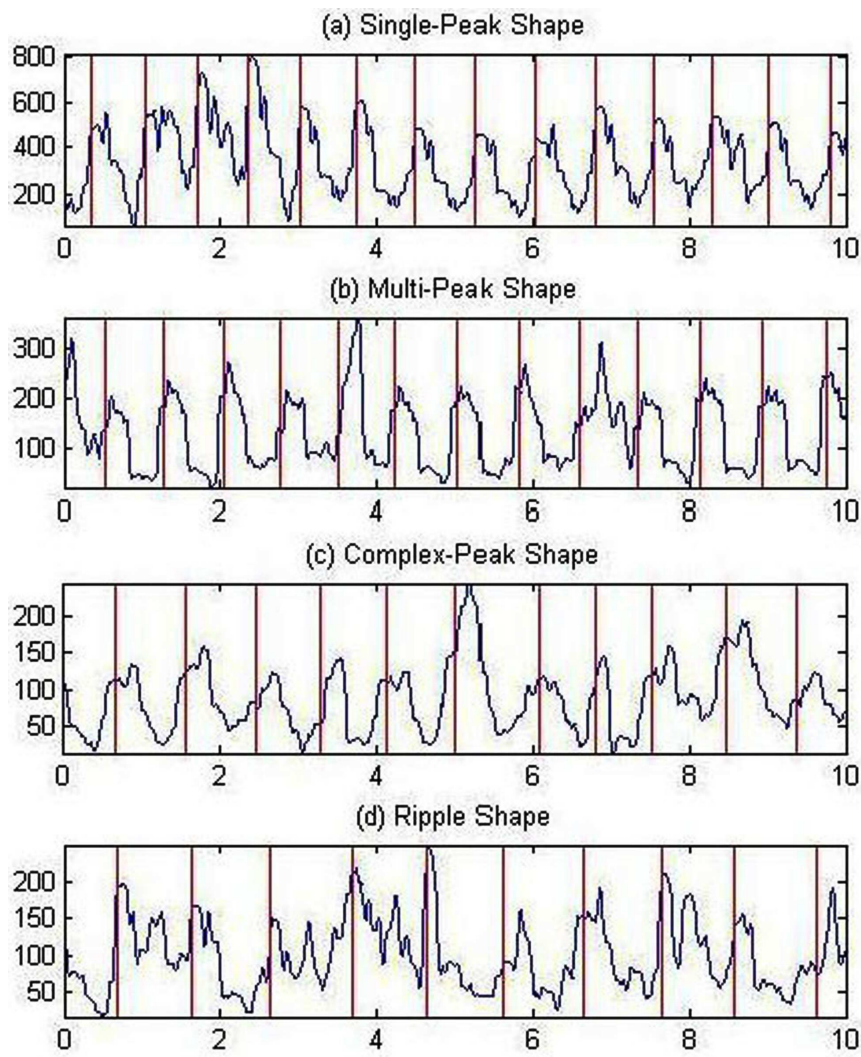
도면3



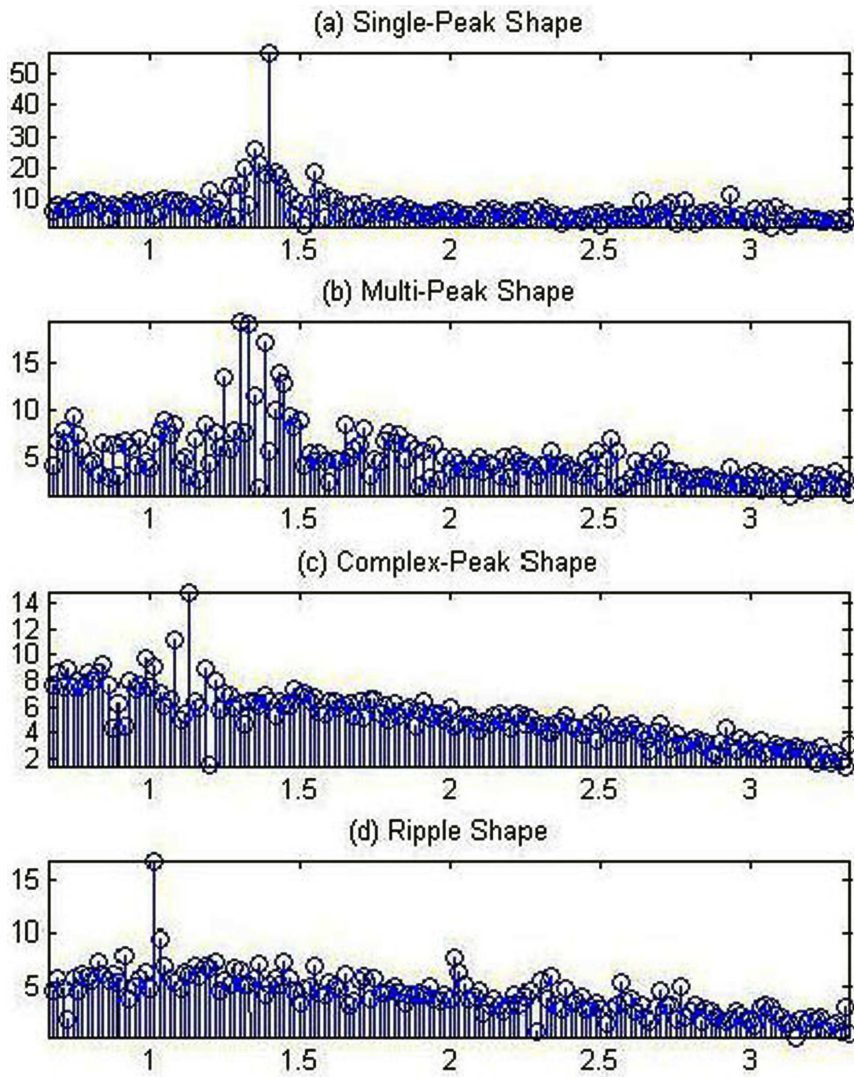
도면4



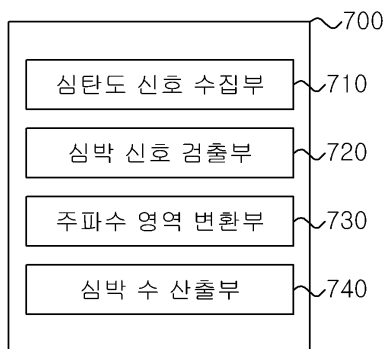
도면5



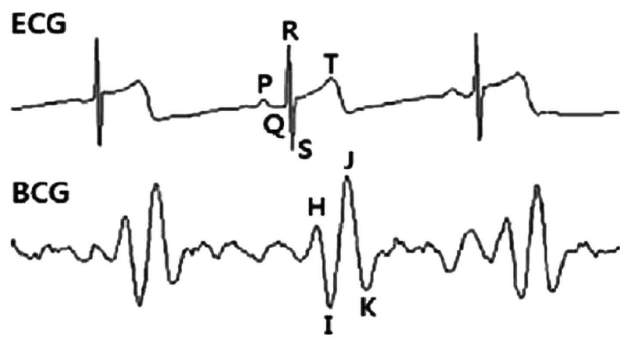
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	使用频率分析计算心率的方法和装置		
公开(公告)号	KR101628262B1	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	KR1020140153190	申请日	2014-11-05
申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会		
[标]发明人	CHO WE DUKE 조위덕 CHOE SUN TAAG 최선탉		
发明人	조위덕 최선탉		
IPC分类号	A61B5/0456 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0402 G01R23/16		
CPC分类号	A61B5/024		
其他公开文献	KR1020160053718A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及通过使用频率分析计算每分钟心率的技术。本发明的目的是提供一种方法和装置，通过使用安装在床垫下的压电传感器测量和收集心磁信号，可以计算具有每分钟心率的频域峰值的频率分量。床;从收集的的心脏信号中检测心率信号;并将提取的心率信号转换为频域。

