



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0004804
(43) 공개일자 2017년01월11일

- | | |
|---|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0205 (2006.01)
 A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/08 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
 A61B 5/6898 (2013.01)
 A61B 5/0077 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-0171253
 (22) 출원일자 2015년12월03일
 심사청구일자 2015년12월03일</p> <p>(30) 우선권주장
 1020150094242 2015년07월01일 대한민국(KR)</p> | <p>(71) 출원인
 순천향대학교 산학협력단
 충청남도 아산시 신창면 순천향로 22, 순천향대학교내</p> <p>(72) 발명자
 남윤영
 충청남도 아산시 남부로 353, 118동 701호 (풍기동, 동일하이빌아파트)</p> <p>공영선
 서울특별시 강서구 공항대로 382, 107동 504호 (화곡동, 우장산롯데캐슬아파트)
 (뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인
 이수철, 전종일</p> |
|---|--|

전체 청구항 수 : 총 7 항

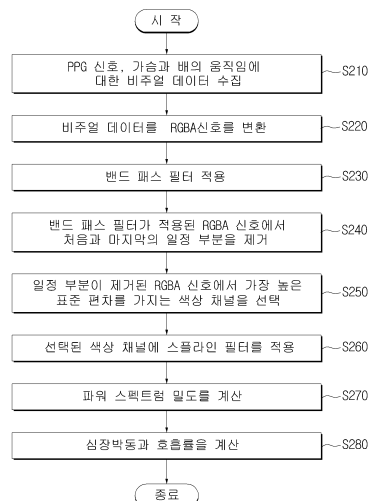
(54) 발명의 명칭 **스마트 폰의 듀얼 카메라를 이용한 호흡과 심장 박동 측정방법**

(57) 요약

본 발명은 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법에 대한 것이다.

본 발명의 특징은 사람의 PPG신호, 가슴과 배의 움직임에 대한 비주얼 데이터를 수집하는 제1단계, 비주얼 데이터를 RGBA 신호로 변환하는 제2단계, RGBA 신호에서 범위안의 주파수만 나오도록 밴드 패스 필터를 적용하는 제3단계, 제3단계에서 밴드 패스 필터가 적용된 RGBA 신호에서 처음과 마지막의 일정 부분을 제거하는 제4단계, 제4단계에서 일정 부분이 제거된 RGBA 신호에서 가장 높은 표준 편차를 가지는 색상 채널을 선택하는 제5단계, 제5단계에서 선택된 색상 채널에 스플라인 필터를 적용하는 제6단계, 파워 스펙트럼 밀도를 계산하는 제7단계, 심장박동과 호흡률을 계산하는 제8단계를 포함하는 한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/0205 (2013.01)

A61B 5/024 (2013.01)

A61B 5/02416 (2013.01)

A61B 5/08 (2013.01)

A61B 5/6823 (2013.01)

A61B 5/725 (2013.01)

(72) 발명자

베르사인 에이 레예스

미국 06238 코네티컷, 코벤티리메인스트리트 1079

기 에이치. 천

미국 01609 메사추세츠주 우스터 몬모스 로드 15

나타샤 렐진

미국 06238 코네티컷, 코벤티리메인스트리트 1079

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 IITP-2015-H8601-15-1009

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 ICT융합고급인력과정지원사업

연구과제명 웰니스 삶을 위한 WellTEC 코칭 서비스 및 콘텐츠 개발

기 여 율 1/2

주관기관 순천향대학교

연구기간 2014.06.01 ~ 2017.12.31이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2014R1A1A1004033

부처명 한국연구재단

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 신진연구지원사업

연구과제명 모바일폰의 비침습적 광학 모니터링을 이용한 부정맥과 심부전 진단 시스템 개발

기 여 율 1/2

주관기관 순천향대학교

연구기간 2014.05.01 ~ 2017.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법에 있어서,
 사람의 PPG신호, 가슴과 배의 움직임에 대한 비주얼 데이터를 동시에 수집하는 제1단계;
 상기 비주얼 데이터를 RGBA 신호로 변환하는 제2단계;
 상기 RGBA 신호에서 범위안의 주파수만 나오도록 밴드 패스 필터를 적용하는 제3단계;
 상기 제3단계에서 상기 밴드 패스 필터가 적용된 상기 RGBA 신호에서 처음과 마지막의 일정 부분을 제거하는 제4단계;
 상기 제4단계에서 일정 부분이 제거된 상기 RGBA 신호에서 가장 높은 표준 편차를 가지는 색상 채널을 선택하는 제5단계;
 상기 제5단계에서 상기 선택된 색상 채널에 스플라인 필터를 적용하는 제6단계;
 파워 스펙트럼 밀도를 계산하는 제7단계;
 심장박동과 호흡률을 계산하는 제8단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법.

청구항 2

청구항 제1항에 있어서, 상기 PPG 신호는 상기 스마트폰의 후면부에 위치한 카메라에 손가락을 밀착한 상태에서 측정하는 것을 특징으로 하는 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법.

청구항 3

청구항 제1항에 있어서, 상기 비주얼 데이터는 상기 사람의 가슴과 배의 움직임을 상기 스마트폰의 전면부에 위치한 카메라를 이용하여 수집된 것을 특징으로 하는 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법.

청구항 4

청구항 제3항에 있어서, 실제 호흡률을 측정하기 위해 상기 사람의 가슴과 배에 임피던스 벨트를 부착하여 측정하는 것을 특징으로 하는 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법.

청구항 5

청구항 제4항에 있어서, 상기 제4단계의 일정부분은 상기 RGBA 신호의 처음 10초와 마지막 10초인 것을 특징으로 하는 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 측정하는 방법.

청구항 6

청구항 제5항에 있어서, 상기 제6단계는 상기 제5단계의 선택된 색상 채널에서 평활된 진폭 엔벨로프 신호 $a(t)$ 를 구하기 위해서 상기 $a(t)$ 의 최대 주파수를 결정하는 6-1단계; 큐빅 스플라인 보간법을 사용하여 진폭 시

계열을 구하는 6-2단계; 보간 후에 상기 $a(t)$ 의 해석신호의 등급을 계산하는 6-3단계; 상기 $a(t)$ 의 최대값을 결정 후, 슬라이딩 윈도우를 이용해 평균값을 구하는 6-4단계를 더 포함하는 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법.

청구항 7

청구항 제6항에 있어서, 상기 제7단계는 웰치 주기도 방법, 자동회기 파워 스펙트럼 분석 방법, 회기상관계수를 이용한 방법 중 어느 하나를 이용해 상기 파워 스펙트럼 밀도를 계산하는 것을 특징으로 하는 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법에 대한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 핸드폰, 스마트폰, 스마트 패드와 같은 휴대용 기기, 그중에서도 특히 스마트 폰의 성능이 급격히 향상됨에 따라 기존에 할 수 없었던 다양한 기능을 수행할 수 있게 되었다. 특히 최근의 스마트폰은 가속도 센서, 자이로스코프, 터치 센서, 온도 센서, 조도 센서, 중력 센서, 지자기 센서 및 위치 감지 센서 등의 다양한 종류의 센서를 포함하고, 고성능 카메라를 구비함과 더불어 연산 속도의 비약적인 향상에 의해 하드웨어적으로 혁신적인 향상이 있었다. 이러한 스마트폰의 하드웨어적 성능 향상은 단순히 기능의 향상을 의미하지 않고, 어플리케이션 서버를 통한 다양한 어플리케이션을 전송받아 설치하여 구동할 수 있도록 함으로서 스마트폰의 활용 분야를 비약적으로 확대시키고 있다. 이러한 확대된 스마트폰의 활용 분야 중 하나로 최근에는 의료 분야가 주목되고 있다. 스마트폰은 휴대용 단말기라는 기기의 특성상 사용자가 항상 휴대하고 있을 가능성이 높다. 이는 사용자의 건강 상태를 수시로 확인해야 하는 의료 분야에 적합하며, 향상된 스마트폰의 기능은 다양한 의료용 어플리케이션을 스마트폰에 설치함에 의해 스마트 폰이 사용자의 건강 상태를 다양한 방법으로 측정 가능할 수 있도록 하고 있다.

[0003] 가장 일반적으로 사용되는 호흡 측정방법은 가슴의 움직임이나 청진법(auscultation)을 이용한 호흡 소리를 이용하는 것이다. 이러한 방법들은 정확도나 불규칙성에 의해 제약이 있었다.

[0004] 심전도 측정 방법의 경우 센서가 환자의 심박 신호를 아날로그 형태로 감지한 후 usb 케이블 등을 통하여 전용 단말기에 전송하게 되며, 이후 전용 단말기는 MCU(Micro Control Unit), ADC(Analog-to-Digital Converter)등을 이용하여 아날로그 심박 신호를 디지털 심박 신호로 변환한 뒤 분석을 수행한다.

[0005] 그러나, 현재 사용되고 있는 심전도 측정 장치의 경우 심박 측정 센서를 통해 획득한 아날로그 심박 신호를 디지털 심박 신호로 변환하기 위하여 전용 단말기에 MCU등을 내장해야하기 때문에 정확도에서 오류가 많고, 제조 단가 및 판매 가격이 매우 높다는 문제점이 있다. 따라서, 최근에는 제조 단가를 낮추기 위해 전용 단말기에서 MCU를 제거한 심전도 측정 장치를 개발하였으나, 이 경우 심박 측정 센서에 MCU를 삽입하여 심박 측정 센서가 아날로그-디지털 변환을 수행하도록 하여야하므로 기존의 문제점을 전혀 해결하기 못한다는 단점이 있다.

[0006] 본 발명의 배경기술은 대한민국 특허청에 출원되어 공개된 공개특허공보 10-2012-0066868(2012.06.25.)호가 게재되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법을 제공하고자 하는 것이다.

[0008] 또한, 본 발명의 다른 과제는, 호흡과 PPG 데이터를 동시에 이용하기 때문에 정확도가 높다는 이점이 있다.

[0009] 또한, 본 발명의 심정지로 인한 사망을 예방하고자 지속적인 심박과 호흡을 모니터링할 수 있는 방법을 제공하

고자 하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 일실시예에 따른 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법에 있어서, 사람의 PPG신호, 가슴과 배의 움직임에 대한 비주얼 데이터를 동시에 수집하는 제1단계, 비주얼 데이터를 RGBA 신호로 변환하는 제2단계, RGBA 신호에서 범위안의 주파수만 나오도록 밴드 패스 필터를 적용하는 제3단계, 제3단계에서 밴드 패스 필터가 적용된 RGBA 신호에서 처음과 마지막의 일정 부분을 제거하는 제4단계, 일정 부분이 제거된 RGBA 신호에서 가장 높은 표준 편차를 가지는 색상 채널을 선택하는 제5단계, 선택된 색상 채널에 스플라인 필터를 적용하는 제6단계, 파워 스펙트럼 밀도를 계산하는 제7단계, 심장박동과 호흡률을 계산하는 제8단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0011] 본 발명은 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하여 정확도가 높다는 이점이 있다.

[0012] 또한, 지속적으로 심박과 호흡을 모니터링 할 수 있어서, 돌연사, 심정지로 인한 사망을 예방할 수 있는 이점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1a 및 도 1b는 본 발명의 일실시예에 따른 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하기 위해 데이터를 수집하는 화면을 나타낸다.

도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법의 흐름도를 나타낸다.

도 3a는 스마트폰의 전면부 카메라를 이용하여 가슴의 움직임에 대한 호흡률을 측정한 그래프를 나타낸다.

도 3b는 스마트폰의 전면부 카메라를 이용하여 복부의 움직임에 대한 호흡률을 측정한 그래프를 나타낸다.

도 4a는 스마트폰을 이용한 심박의 측정값과 ECG 값의 차이를 비교하기 위한 Bland-Altman 그래프를 나타낸다.

도 4b는 스마트폰을 이용한 심박의 측정값과 ECG 값의 차이를 비교하기 위한 상관관계 그래프를 나타낸다.

도 5는 본 발명의 일실시예에 따라 측정된 사람의 호흡률과 PPG 신호를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 대하여 자세히 살펴본다.

[0015] 도 1a, 1b에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법은, 스마트폰(110), 가슴 임피던스 벨트(130), 복부 임피던스 벨트(140), 모니터링 장치(150)를 포함한다.

[0016] 먼저, 데이터의 수집을 위해 사람의 가슴과 복부에 임피던스 벨트를 설치한다. 가슴과 복부의 임피던스 벨트(130, 140)는 사람의 실제 호흡률을 측정하기 위한 것으로 모니터링 장치(150)와 연결되어 있다.

[0017] 도 1a와 같이, 사람은 가슴과 복부의 임피던스 벨트(130, 140)를 부착한 상태에서 스마트폰(110)의 전면부 카메라(160)는 사람의 가슴과 복부의 움직임을 녹화하고 동시에 스마트폰(110)의 후면부 카메라(120)에 사람의 손가락을 일정시간 동안 접촉하여 PPG(맥파:photoplethysmography)를 측정한다. 이때, 후면부 카메라(120)에 내장된 플래시는 켜져있는 상태로 측정을 하게 된다. 도 1b와 같이, 사람은 스마트폰(110)의 전면부 카메라(160)를 통해 가슴과 복부의 움직임을 녹화하는 영상과 측정되고 있는 상기 PPG 신호와 가슴과 복부의 움직임에 따른 호흡률을 실시간으로 확인할 수 있다. 또한, 본 발명에서는 사람의 호흡률 정확도를 위해 전면부 카메라(160)를 이용해 측정된 사람의 호흡률과 임피던스 벨트를 통해 측정된 호흡률을 비교한다.

[0018] 전면부 카메라(160)를 통해 녹화된 영상의 비디오 신호는 20 ~ 25Hz의 범위 내에서 저장되고, 오디오 신호는 44.100 Hz, 16비트로 저장된다. 또한, 모노 오디오 신호는 500 ~ 5000Hz 의 범위 내에서 밴드패스(bandpass) 필터를 적용하여 노이즈를 제거한다.

- [0019] 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 스마트폰의 듀얼 카메라를 이용하여 호흡과 심장박동을 동시에 측정하는 방법의 세부 단계를 나타낸다.
- [0020] 제1단계(S210)에서는 스마트폰의 전면부 카메라(160)를 통해 사람의 가슴과 복부의 움직임에 대한 비주얼 데이터와 후면부 카메라(120)를 통해 PPG 신호를 수집한다. 상기 제1단계(S210)에서는 상기 비주얼 데이터와 상기 PPG 신호를 동시에 측정을 하게 된다.
- [0021] 상기 제1단계(S210)에서 수집된 상기 비주얼 데이터는 안드로이드 OS가 탑재된 스마트폰(110)의 전면부 카메라(160)로부터 받은 영상이기 때문에 YUV420sp 신호 포맷으로 저장이 된다. 상기 비주얼 데이터의 영상을 처리하기 위해서는 YUV420sp 신호 포맷을 RGBA 신호 포맷으로 변환하여야 한다. 제2단계(S220)에서는 상기 신호의 포맷의 변환을 위해서 OpenCV 라이브러리를 이용한다.
- [0022] 제3단계(S230)에서는 상기 변환된 RGBA 신호 포맷에서 범위안의 주파수 범위만 나오도록 밴드패스 필터를 적용한다. 상기 밴드패스 필터 중 호흡을 측정하기 위해서 로우패스 필터(f_{low})는 0.08 Hz이고 하이패스 필터(f_{high})는 2.1Hz의 값을 갖도록 설정한다. 그리고 심장박동을 측정하기 위해서 로우패스 필터는 0.667Hz이고, 하이패스 필터는 3.833Hz 갖도록 설정한다.
- [0023] 제4단계(S240)에서는 상기 밴드패스 필터가 적용된 상기 RGBA 신호에서 처음과 마지막의 일정부분을 제거하는데 대략 신호의 시작 10초와 마지막 10초를 제거한다. 이는 상기 녹화된 영상의 비디오 신호에 존재하는 노이즈를 제거하기 위한 것으로 상기 비주얼 데이터 수집 시 처음과 마지막에는 스마트폰을 정확하게 잡기위한 동작, 캘리브레이션하는 과정 등에 의해 노이즈가 발생하기 때문이다.
- [0024] 본 발명에서는 가슴과 배의 움직임에 대한 비주얼 데이터의 이미지 신호에서 광반사(optical reflectance)를 추출하기 위해 320 x 240 픽셀의 해상도에서 선택된 49 x 90 픽셀의 두 개의 다른 ROI(region of interest) 이미지를 선택한다. 또한, 상기 스마트폰(110)의 후면부 카메라(120)에서 얻어진 PPG 펄스 신호를 얻기 위해 모든 프레임의 176 x 144 픽셀의 해상도에서 176 x 72 픽셀의 픽셀 해상도를 선택한다.
- [0025] 리사이즈된 이미지에서 각 픽셀의 밝기 값(I)은 하나의 이미지의 ROI에서의 RGB 채널의 평균값으로 구할 수 있고, 수학적식은 다음과 같다.

수학적식 1

$$I(x,y,t)=\frac{1}{D}\left(\sum I_b(x,y,t)+\sum I_g(x,y,t)+\sum I_r(x,y,t)\right)$$

- [0026]
- [0027] 여기서, D는 ROI의 크기를 의미한다.
- [0028] 호흡률을 측정하기 위해서 그린(green) 채널이 심장 박동률을 측정하기 위해 선택되어 있는 동안 세 가지 컬러 밴드(레드, 그린, 블루)에서 가장 높은 표준 편차를 가지는 색상 채널을 선택한다.
- [0029] 따라서, 제5단계(S250)에서는 상기 제4단계에서 일정부분이 제거된 RGBA 신호에서 가장 높은 표준 편차를 가지는 색상 채널을 선택한다.
- [0030] 다음으로 제6단계에서는 상기 제5단계에서 선택된 색상 채널에 스플라인 필터를 적용한다. 스플라인 필터는 신호의 진폭을 평활화(smoothing) 하는데 사용하는 필터로 본 발명에서는 평균 강도(intensity)를 필터링 된 이산 신호의 엔벨로프(envelope)를 추출 하는데 사용하고, 다음으로 상기 엔벨로프 신호를 보간(interpolation)하고 평활화 한다.
- [0031] 본 발명에서 신호의 평활화를 위한 스플라인 필터 적용하는 상기 제6단계는 상기 제5단계의 선택된 색상 채널에서 평활된 진폭 엔벨로프 신호 $a(t)$ 를 구하기 위해서 상기 $a(t)$ 의 최대 주파수를 결정하는 6-1단계; 큐빅 스플라인 보간법(cubic spline interpolation)을 사용하여 진폭 시계열을 구하는 6-2단계; 보간 후에 상기 $a(t)$ 의 해석신호의 등급을 계산하는 6-3단계; 상기 $a(t)$ 의 최대값을 결정한 후, 슬라이딩 윈도우를 이용해 평균값을 구하는 6-4단계를 세부 단계로 포함하고 있다. 상기 6-2 단계의 큐빅 스플라인 보간법은 서로 떨어져 있는 두 점 사이를 연결하는데 사용하는 방법이다.

[0032] 제7단계에서는 파워스펙트럼 밀도(power spectrum density)를 계산하는데 웰치 주기도(welch periodogram) 방법, 자동회기 파워 스펙트럼(autoregressive power spectrum) 분석 방법, 회기상관계수(regression correlation coefficient)를 이용한 방법 중 어느 하나를 이용한다. 파워 스펙트럼은 윈도우를 이용한 자동상관의 512-포인트(point) FFT(fast fourier transform)을 이용하여 계산한다.

[0033] 본 발명에서 들숨(inspiration)과 날숨(expiration)간의 시간영역에서의 유사도 정도를 분석하기 위한 상관계수는 수학적식 2와 같다.

수학적식 2

$$corr(x,y) = \frac{cov(x,y)}{\sigma_{x,y}}$$

[0034]

[0035] 여기서, cov는 공분산(covariance)을 나타내고, σ_x 와 σ_y 는 표준편차(standard deviation)를 의미한다.

[0036] 도 3a 및 도 3b는 스마트폰(110)의 전면부 카메라(160)를 이용하여 가슴과 복부의 움직임을 이용하여 호흡률을 측정된 그래프로 이때의 상관계수 값은 각각 0.3373와 0.998이다. 도 3a 및 도 3b를 통해서 알 수 있듯이 가슴이 움직임이 복부의 움직임 보다 크기 때문에 호흡률 측정의 정확도를 향상시키기 위해 신호 퀄리티 인덱스를 고려한다. 각 신호는 상관계수를 이용하여 움직임 클래스가 할당이 되고, 이것을 이용하여 높은 상관 값을 가진 클래스를 선택하게 된다. 만약 가슴의 움직임에 대한 상관계수가 복부의 움직임에 대한 상관계수보다 높은 경우 가슴의 움직임을 선택하게 된다.

[0037] 도 4a는 스마트폰을 통해 측정된 심박 Bland-Altman 그래프를 나타내는 것으로 Bland-Altman 그래프는 두 가지 측정 방법을 비교하기 위한 통계법으로 두 방법의 평균과 구해진 값의 차이가 있는지에 대해 또는 추정된 값과 실제 계측한 값의 차이가 있는지를 보여준다. 도 4a의 그래프에서 스마트폰에서 측정된 연속 심박과 그에 따른 ECG 신호간의 측정된 값의 차이가 어느 정도 되는지를 보여주는데 표준화율에 기반한 z-score가 95%의 신뢰구간을 벗어나는 산점도가 5개 정도로 나타나 두 가지 측정방법의 차이가 거의 없음을 알 수 있다.

[0038] 도 4b는 두 가지 측정 방법의 상관관계 그래프로 x축은 스마트 폰을 이용한 연속 심박 측정값을 y축은 ECG 측정 값을 나타낸다. 도 4b의 실선은 회귀선을 점선은 Pearson 상관 계수를 나타내는데 산점도가 퍼져있지 않고 균일하게 실선 주변에 산재되어 있는 것으로 상관도가 높음을 알 수 있다.

[0039] 마지막으로 제8단계에서는 상기 제7단계의 결과를 이용하여 심장박동과 호흡률을 계산한다.

[0040] 도 5는 본 발명의 일실시예에 따라 가슴, 복부의 움직임에 따라 측정된 호흡률 그래프와 손가락의 PPG 신호를 나타낸다. 본 발명에서는 사람이 동시에 가슴과 복부의 움직임을 이용하여 호흡률과 손가락을 통해 PPG 신호를 측정하기 때문에 한눈에 상기 호흡률과 PPG 신호를 실시간으로 관측할 수 있다.

[0041] 이와 같이, 본 발명은 할 수 있어서, 건강을 관리할 수 있는 건강관리 시스템에 적용되어 널리 사용될 수 있는 매우 유용한 발명이라 할 수 있다.

[0042] 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예는 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적인 것이 아닌 것으로서 이해되어야 하고, 본 발명의 범위는 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 등가개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

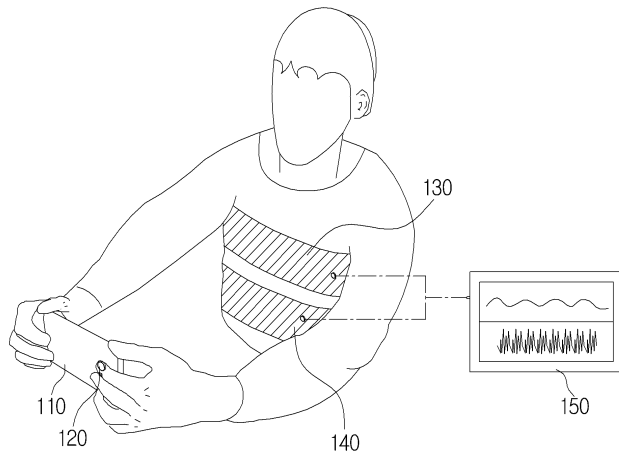
[0043] 110 : 스마트폰 120 : 후면부 카메라

130 : 가슴 임피던스 벨트 140 : 복부 임피던스 벨트

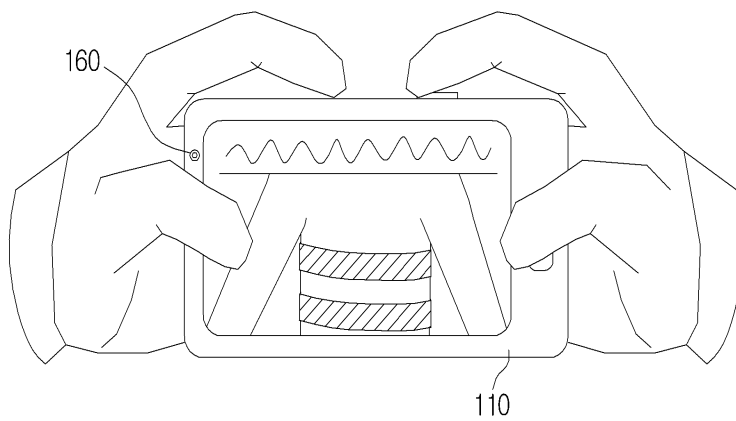
150 : 모니터링 장치 160 : 전면부 카메라

도면

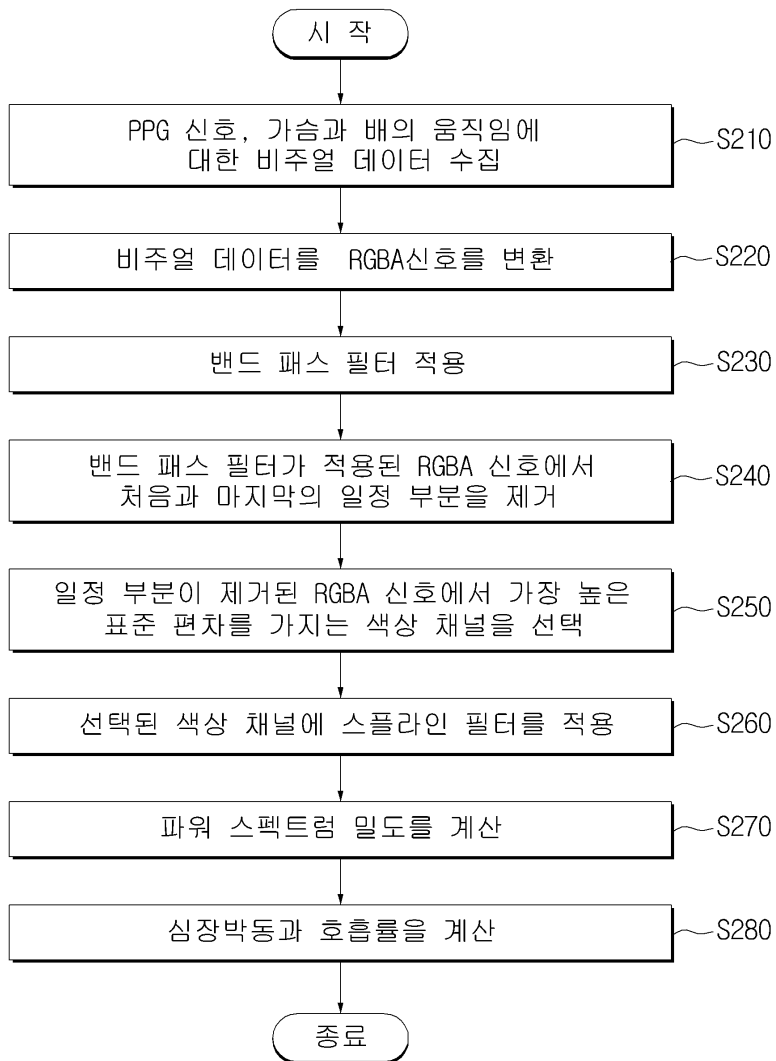
도면1a



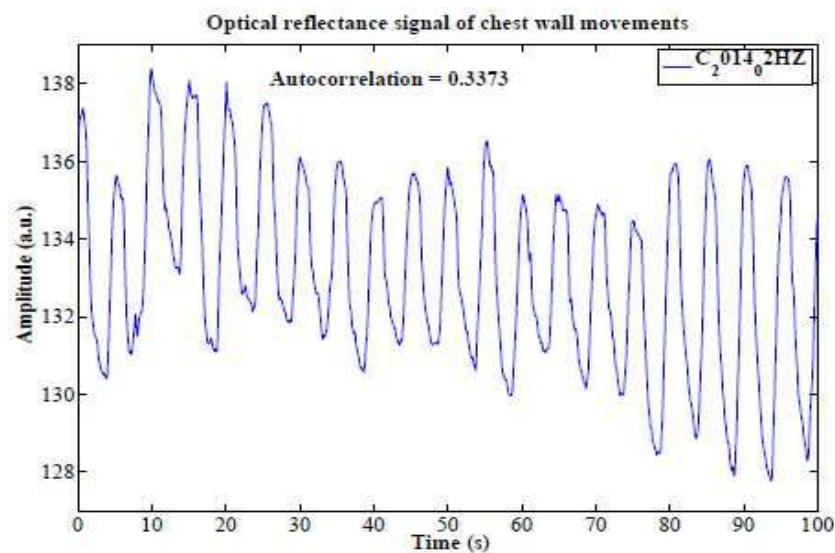
도면1b



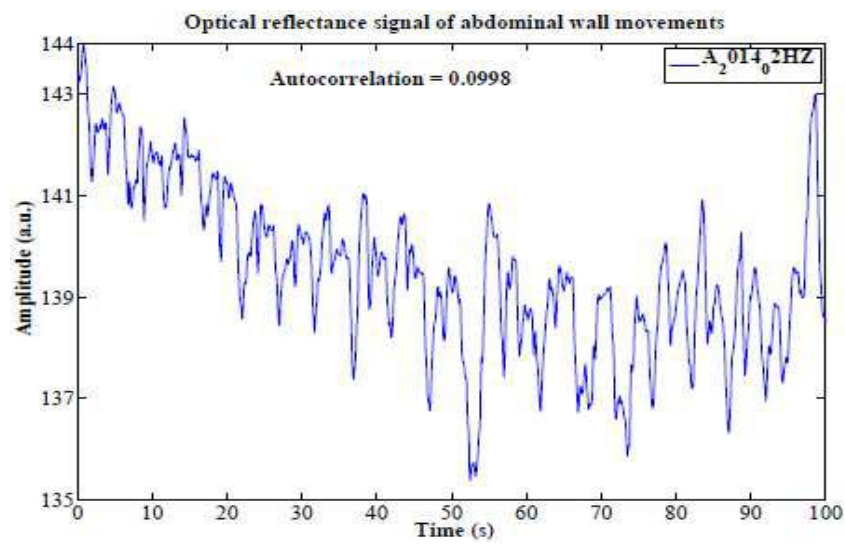
도면2



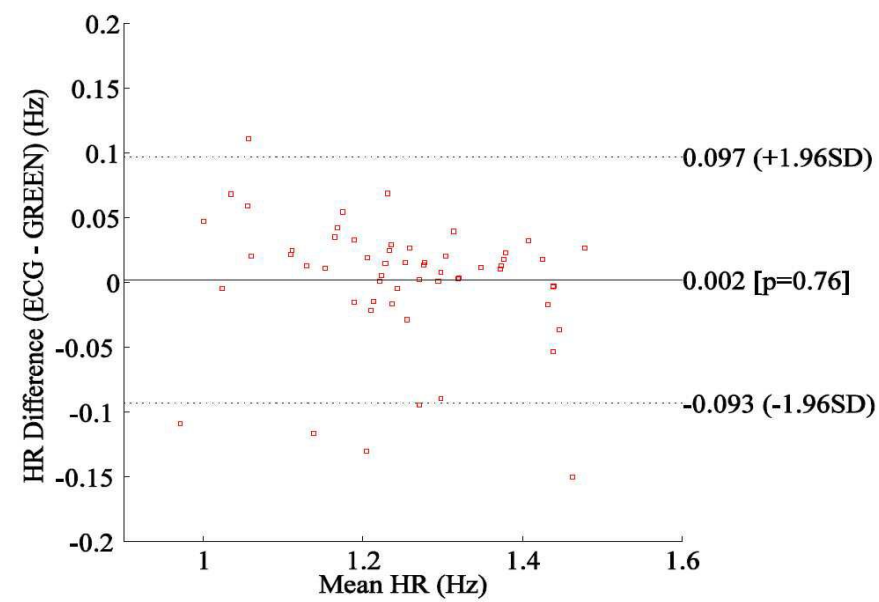
도면3a



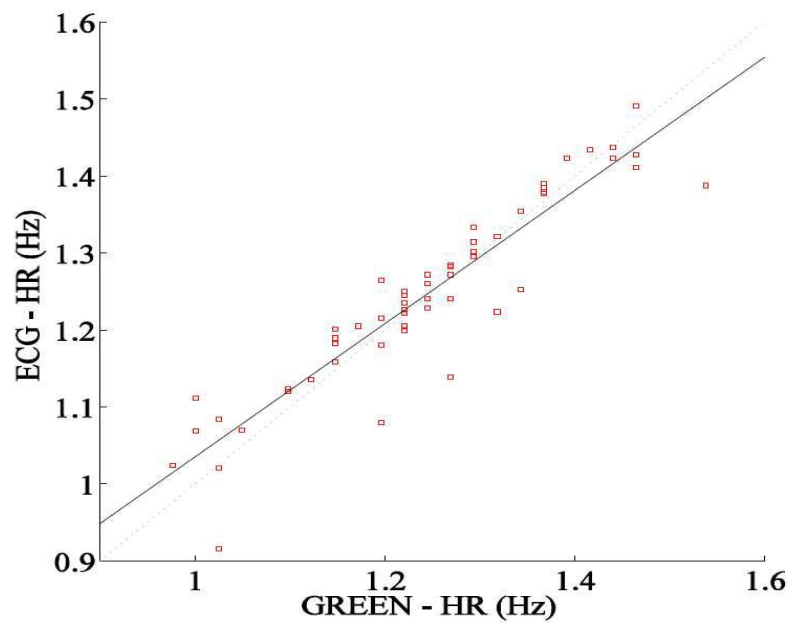
도면3b



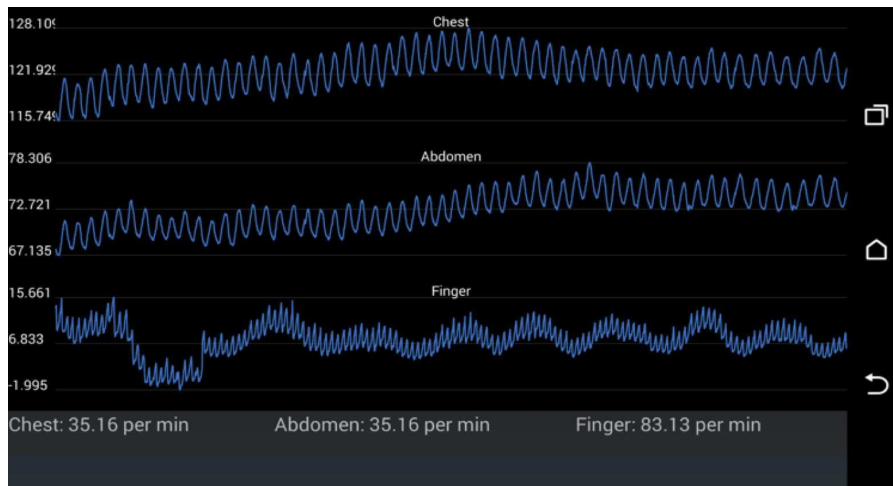
도면4a



도면4b



도면5



专利名称(译)	使用智能手机的双摄像头测量呼吸和心率的方法		
公开(公告)号	KR1020170004804A	公开(公告)日	2017-01-11
申请号	KR1020150171253	申请日	2015-12-03
申请(专利权)人(译)	顺天乡大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	顺天乡大学产学合作基金会		
[标]发明人	YUNYOUNG NAM 남윤영 KONG YOUNG SUN 공영선 BERSAIN A REYES 베르사인에이레예스 KI H CHON 기에이치천 NATASA RELJIN 나타샤렐진		
发明人	남윤영 공영선 베르사인에이레예스 기에이치천 나타샤렐진		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/6898 A61B5/02416 A61B5/0205 A61B5/0077 A61B5/08 A61B5/024 A61B5/6823 A61B5/725 A61B5/02438 A61B5/0535 A61B5/0816 A61B5/1128 A61B5/1135 A61B5/7246 A61B5/7257 A61B5/743		
代理人(译)	Yisucheol		
优先权	1020150094242 2015-07-01 KR		
其他公开文献	KR101777472B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种使用智能手机的双摄像头测量呼吸和心率的方法。使用智能手机的双摄像头测量呼吸和心率的方法包括：收集人的PPG信号的视觉数据以及胸部和腹部的运动的第一步骤；将视觉数据转换为RGBA信号的第二步；第三步，应用带通滤波器，使得只有RGBA信号产生一个范围内的频率；第四步，从第三步骤中应用了带通滤波器的RGBA信号中去除开始和结束的预定部分；第五步，选择具有偏差标准的颜色通道，该偏差标准是在第四步骤中从其去除预定部分的RGBA信号中最高的；第六步，将样条滤波器应用于第五步中选择的颜色通道；计算功率谱密度的第七步；计算心率和呼吸率的第八步。COPYRIGHT KIPO 2017

