



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0021631
(43) 공개일자 2019년03월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/7203 (2013.01)
A61B 5/0059 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0106616
(22) 출원일자 2017년08월23일
심사청구일자 2017년08월23일

(71) 출원인
원광대학교산학협력단
전라북도 익산시 익산대로 460 (신동)
(72) 발명자
이진석
대전광역시 중구 보문산로 31, 106동 907호 (산성동, 한밭가든아파트)
이후석
충청남도 태안군 원북면 신두해변길 79-9
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인현

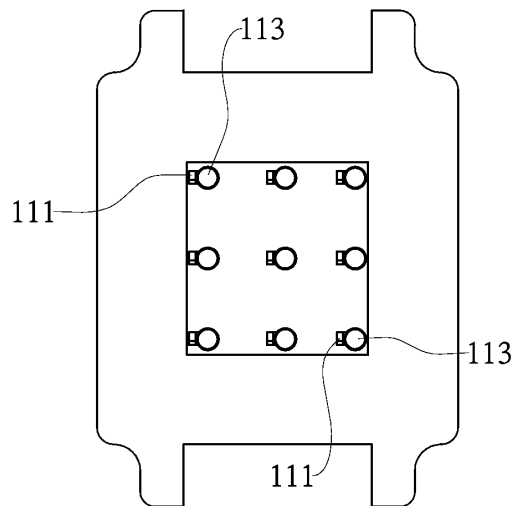
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치 및 이를 이용해 신호에서 잡음을 제거하는 방법

(57) 요약

본 발명은 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치 및 이를 이용해 신호에서 잡음을 제거하는 방법을 개시한다. 본 발명의 일 측면에 따른 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치에서의 신호에서 잡음을 제거하는 방법은, 센싱부가 서로 다른 측정 지점(site)에서 측정된 다수 개의 PPG 신호를 동시에 수집하는 단계; 상기 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 단계; 및 상기 잡음이 제거된 신호에서 심박수(heart rate)를 측정하는 단계;를 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류
A61B 5/02416 (2013.01)

정희원

전라북도 익산시 공동로1길 17-1, 칸타빌레 304호
 (영등동)

(72) 발명자

고훈

전라북도 군산시 수송로 49, 102동 902호 (나운동,
 금호타운아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2015M3A9D7067211

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 바이오·의료기술 개발사업

연구과제명 직·간접 흡연에 의한 심·폐혈관 질환 위험도 측정 및 재발을 위한 웨어러블 디바이스 개

발

기여율 1/2

주관기관 원광대학교산학협력단

연구기간 2015.11.01 ~ 2020.07.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711055173

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 대학ICT연구센터육성지원사업

연구과제명 웰니스 삶을 위한 WellTEC 코칭 서비스 및 콘텐츠 개발

기여율 1/2

주관기관 순천향대학교 산학협력단

연구기간 2017.01.01 ~ 2017.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치에서의 신호에서 잡음을 제거하는 방법에 있어서,
 센싱부가 서로 다른 측정 지점(site)에서 측정된 다수 개의 PPG 신호를 동시에 수집하는 단계;
 상기 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 단계; 및
 상기 잡음이 제거된 신호에서 심박수(heart rate)를 측정하는 단계;를 포함하는 신호에서 잡음을 제거하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 단계는,
 상기 수집된 모든 채널 신호를 2차원 행렬로 표현하는 단계;
 상기 2차원 행렬을 SVD를 사용하여 분해하는 단계; 및
 상기 분해된 행렬을 근사화하여 잡음이 제거된 신호를 추출하는 단계;를 포함하는 신호에서 잡음을 제거하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 수집된 모든 채널 신호를 2차원 행렬로 표현하는 단계에서는,
 상기 수집된 모든 채널 신호는 아래의 수학식 1과 같은 2차원 행렬로 표현되고, 각 행은 각 채널k로부터의 펄스 신호에 해당하는 것을 특징으로 하는 신호에서 잡음을 제거하는 방법.

[수학식 1]

$$P = \begin{bmatrix} p_1(1) & p_2(1) & \dots & p_k(1) & \dots & p_K(1) \\ p_1(2) & p_2(2) & \dots & p_k(2) & \dots & p_K(2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ p_1(N) & p_2(N) & \dots & p_k(N) & \dots & p_K(N) \end{bmatrix}$$

여기서, k는 채널수, N은 샘플들의 수임.

청구항 4

제 3 항에 있어서,
 상기 2차원 행렬을 SVD를 사용하여 분해하는 단계에서는,
 상기 2차원 행렬을 SVD를 사용하여 아래의 수학식 2와 같이 분해하는 것을 특징으로 하는 신호에서 잡음을 제거하는 방법.

[수학식 2]

$$P = U \Sigma V^T$$

여기서, U와 V는 각각 왼쪽과 오른쪽의 특이 벡터이며, 시그마(Σ)는 행렬 P의 특이값임.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 분해된 행렬을 근사화하여 잡음이 제거된 신호를 추출하는 단계에서는,

상기 분해된 행렬을 절삭된 특이값과 벡터로 나타내어 아래의 수학식 3과 같이 근사화하고, 아래의 수학식 4와 같이 표현된 행렬에서 잡음이 제거된 신호를 추출하는 것을 특징으로 하는 신호에서 잡음을 제거하는 방법.

[수학식 3]

$$\hat{P} = U_{tr} \Sigma_{tr} V_{tr}^T$$

여기서, Σ_{tr} 는 특이값, U_{tr} , V_{tr} 는 각각 특이값의 좌우 특이 벡터임.

[수학식 4]

$$\hat{p} = \begin{bmatrix} \hat{p}_1(1) & \hat{p}_2(1) & \cdots & \hat{p}_k(1) & \cdots & \hat{p}_k(1) \\ \hat{p}_1(2) & \hat{p}_2(2) & \cdots & \hat{p}_k(2) & \cdots & \hat{p}_k(2) \\ \vdots & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ \hat{p}_1(N) & \hat{p}_2(N) & \cdots & \hat{p}_k(N) & \cdots & \hat{p}_k(N) \end{bmatrix}$$

여기서, k는 채널수, N은 샘플들의 수임.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 $\hat{p}_k(n)$ 에 대응하는 각각의 행 벡터는 각각의 k 번째 채널에서 잡음이 제거된 신호인 것을 특징으로 하는 신호에서 잡음을 제거하는 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 센싱부는,

LED와 광 검출기의 쌍이 동일 측에 배치되는 반사형(reflectance type) PPG 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 신호에서 잡음을 제거하는 방법.

청구항 8

서로 다른 측정 지점(site)에서 측정된 다수 개의 PPG 신호를 동시에 수집하는 센싱부;

상기 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 잡음 제거부; 및

상기 잡음이 제거된 신호에서 심박수(heart rate)를 측정하는 심박수 측정부;를 포함하는 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 센싱부는, LED와 광 검출기의 쌍이 동일 측에 배치되는 반사형(reflectance type) PPG 센서;

상기 LED에 공급되는 전류를 제어하기 위한 금속 산화물 실리콘 전계 효과 트랜지스터 및 디지털-아날로그 변환기를 포함하는 LED 구동 회로;

상기 광 검출기에서 얻은 PPG 신호를 전압 신호로 변환시키는 트랜스 임피던스 증폭기; 및

상기 변환된 전압 신호를 필터링하는 능동 필터;를 포함하고,

상기 필터링된 신호는 마이크로 컨트롤러 유닛에 내장된 아날로그-디지털 컨버터에 의해 디지털 데이터로 변환되는 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 센싱부는 2개 층의 양면 인쇄 회로 기판(PCB)으로 구비되고,

하부층(bottom layer)은 상부면(the top face)에 아날로그 회로를 포함하고, 하부면(the bottom face)에 감지 소자를 포함하며,

상부층(top layer)은 상부면(the top face)에 사용자 상호 작용 구성요소를 포함하고, 하부면(the bottom face)에 디지털 신호 처리 신호 구성 요소를 포함하는 것을 특징으로 하는 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 하부층(bottom layer)에는, 손목에 직접 접촉하여 PPG 신호를 측정하기 위한 광 감지기와 LED의 쌍으로 이루어진 9개의 멀티 채널 PPG 센서가 하부면(the bottom face)에 배치되는 것을 특징으로 하는 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치 및 이를 이용해 신호에서 잡음을 제거하는 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 특이값 분해(singular value decomposition : SVD)를 이용해 신호에서 잡음을 제거하여 모션 아티팩트(motion artifacts)의 영향을 최소화하는 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치 및 이를 이용해 신호에서 잡음을 제거하는 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003]

PPG 신호는 생체 신호인 맥파를 의미하며, 광전용적맥파 측정 장치(Photoplethysmography)를 이용해 측정 가능하다. PPG 신호는 직류(DC) 및 교류(AC) 성분으로 구성된다. AC 성분은 심장주기의 수축기(systolic)와 이완기(diastolic) 사이에 발생하는 동맥혈의 변화를 나타낸다. DC 성분은 조직, 정맥혈 및 동맥혈의 비박동(non-pulsatile) 구성 요소로부터 검출된 광강도에 해당한다. 이때, PPG 신호를 획득하기 위한 PPG 센서는 전송(transmission) 및 반사(reflectance) 유형으로 분류된다. 전송형(transmission type)은 한 쌍의 발광 다이오드(LED)와 광 검출기가 대면한다. LED의 빛은 피부 색소 침착, 생물학적 조직 뼈, 동맥혈 및 정맥혈과 같은 흡수 물질을 통해 이동하고, 광 검출기는 전송된 빛을 받아 필터 및 ADC컨버터(analog-to-digital converter)를 통해 양자화된다. 전송형의 대표적인 예는, 손가락 끝 맥박 산소 측정기이며, 임상적으로 널리 사용되고 있다. 한편, 반사형에서는 LED와 광 검출기의 쌍을 동일 측에 배치한다. LED로부터의 빛은 반사 물질로 반사되고, 광 검출기는 반사된 빛을 수신하며, 반사된 빛은 필터와 ADC 필터를 통해 유사하게 양자화된다. 반사형은 주로 물질이 두꺼울 때(예컨대, 손목과 이마) 사용된다. 따라서, 반사형은 밴드, 시계, 패치 등과 같은 다양한 형태가 가능하다. 착용형 센서로서 반사형의 필요성이 증가함에 따라, 실시간 심박수를 제공할 수 있는 상당히 많은 착용형 PPG 센서가 이용되고 있다. 하지만, 대부분의 반사형 PPG 센서는 피부, 근육 및 지방의 상대적으로 큰 물질 및 동맥혈의 비교적 작은 박동성 성분으로 인해 발생하는 낮은 신호대 잡음비(SNR)로 인해 사용이 제한된다. 또한, 반사형 웨어러블 PPG 센서는 모션 아티팩트(motion artifacts)에 대한 문제점을 가지고 있었다. 따라서, 이러한 모션 아티팩트(motion artifacts)의 영향을 줄이기 위해 많은 연구들이 진행되었으며, 그 중 하나로 모션 아티팩트(motion artifacts)와 관련이 있는 참조 신호를 추가적으로 측정하는 것이었다. 이러한 전형적인 예는, 가속도계를 사용하는 것이다. 그러나, 가속도계는 손가락 두드리기, 손목 비틀기, 주먹 펴기/펼침과 같은 실제 모션 아티팩트(motion artifacts)의 일부 유형을 항상 충분히 나타내지 않는다. 사실, 손가락, 손목 및 주먹 움직임은 손목 형태의 신호 품질 즉, PPG 센서에 크게 영향을 준다. 또 다른 연구들은 주성분 분석(principle component analysis : PCA), 독립 성분 분석(independent component analysis : ICA) 및 경험적 모

드 분해(empirical mode decomposition : EMD)와 같은 신호 처리 기술을 사용하여 손상된 PPG 신호를 재구성하려고 시도했다. 이러한 알고리즘은 많은 경우 모션 아티팩트(motion artifacts)에서 잘 작동하지만, 심하게 손상된 PPG 신호에는 사용할 수 없었다. 따라서, 심하게 손상된 모션 아티팩트(motion artifacts)를 극복하기 위한 연구가 필요한 실정이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0005] (특허문헌 0001) (비특허문헌 1) J. Lee, "Motion artifacts reduction from PPG using cyclic moving average filter," Technology and Health Care, vol. 22, pp. 409-417, 2014.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위해 제안된 것으로서, 특이값 분해(singular value decomposition : SVD)를 이용하여 신호에서 모션 아티팩트(motion artifacts)를 제거하여, 고강도의 운동시에도 정확한 심박수(heart rate)를 제공하는 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치 및 이를 이용해 신호에서 잡음을 제거하는 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

[0007] 본 발명의 다른 목적 및 장점들은 하기의 설명에 의해서 이해될 수 있으며, 본 발명의 일 실시예에 의해 보다 분명하게 알게 될 것이다. 또한, 본 발명의 목적 및 장점들은 특허청구범위에 나타난 수단 및 그 조합에 의해 실현될 수 있음을 쉽게 알 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 측면에 따른 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치에서의 신호에서 잡음을 제거하는 방법은, 센싱부가 서로 다른 측정 지점(site)에서 측정된 다수 개의 PPG 신호를 동시에 수집하는 단계; 상기 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 단계; 및 상기 잡음이 제거된 신호에서 심박수(heart rate)를 측정하는 단계;를 포함한다.

[0010] 상기 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 단계는, 상기 수집된 모든 채널 신호를 2차원 행렬로 표현하는 단계; 상기 2차원 행렬을 SVD를 사용하여 분해하는 단계; 및 상기 분해된 행렬을 근사화하여 잡음이 제거된 신호를 추출하는 단계;를 포함한다.

[0011] 상기 수집된 모든 채널 신호를 2차원 행렬로 표현하는 단계에서는, 상기 수집된 모든 채널 신호는 아래의 수학식 1과 같은 2차원 행렬로 표현되고, 각 행은 각 채널k로부터의 펄스 신호에 해당하는 것을 특징으로 한다.

[0012] [수학식 1]

[0013]
$$P = \begin{bmatrix} p_1(1) & p_2(1) & \dots & p_k(1) & \dots & p_K(1) \\ p_1(2) & p_2(2) & \dots & p_k(2) & \dots & p_K(2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ p_1(N) & p_2(N) & \dots & p_k(N) & \dots & p_K(N) \end{bmatrix}$$

[0014] 여기서, k는 채널수, N은 샘플들의 수임.

[0015] 상기 2차원 행렬을 SVD를 사용하여 분해하는 단계에서는, 상기 2차원 행렬을 SVD를 사용하여 아래의 수학식 2와 같이 분해하는 것을 특징으로 한다.

[0016] [수학식 2]

[0017]
$$P = U \Sigma V^T$$

[0018] 여기서, U 와 V 는 각각 왼쪽과 오른쪽의 특이 벡터이며, 시그마(Σ)는 행렬 P 의 특이값임.

[0019] 상기 분해된 행렬을 근사화하여 잡음이 제거된 신호를 추출하는 단계에서는, 상기 분해된 행렬을 절삭된 특이값과 벡터로 나타내어 아래의 수학식 3과 같이 근사화하고, 아래의 수학식 4와 같이 표현된 행렬에서 잡음이 제거된 신호를 추출하는 것을 특징으로 한다.

[0020] [수학식 3]

$$[0021] \hat{P} = U_{tr} \Sigma_{tr} V_{tr}^T$$

[0022] 여기서, Σ_{tr} 는 특이값, U_{tr} , V_{tr} 는 각각 특이값의 좌우 특이 벡터임.

[0023] [수학식 4]

$$[0024] \hat{P} = \begin{bmatrix} \hat{p}_1(1) & \hat{p}_2(1) & \cdots & \hat{p}_k(1) & \cdots & \hat{p}_k(1) \\ \hat{p}_1(2) & \hat{p}_2(2) & \cdots & \hat{p}_k(2) & \cdots & \hat{p}_k(2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \hat{p}_1(N) & \hat{p}_2(N) & \cdots & \hat{p}_k(N) & \cdots & \hat{p}_k(N) \end{bmatrix}$$

[0025] 여기서, k 는 채널수, N 은 샘플들의 수입.

[0026] 상기 $\hat{p}_k(n)$ 에 대응하는 각각의 행 벡터는 각각의 k 번째 채널에서 잡음이 제거된 신호인 것을 특징으로 한다.

[0027] 상기 센싱부는, LED와 광 검출기의 쌍이 동일 측에 배치되는 반사형(reflectance type) PPG 센서를 포함한다.

[0028] 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 다른 측면에 따른 특이값 분해를 이용한 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥파 측정 장치는, 서로 다른 측정 지점(site)에서 측정된 다수 개의 PPG 신호를 동시에 수집하는 센싱부; 상기 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 잡음 제거부; 및 상기 잡음이 제거된 신호에서 심박수(heart rate)를 측정하는 심박수 측정부;를 포함한다.

[0029] 상기 센싱부는, LED와 광 검출기의 쌍이 동일 측에 배치되는 반사형(reflectance type) PPG 센서; 상기 LED에 공급되는 전류를 제어하기 위한 금속 산화물 실리콘 전계 효과 트랜지스터 및 디지털-아날로그 변환기를 포함하는 LED 구동 회로; 상기 광 검출기에서 얻은 PPG 신호를 전압 신호로 변환시키는 트랜스 임피던스 증폭기; 및 상기 변환된 전압 신호를 필터링하는 능동 필터;를 포함하고, 상기 필터링된 신호는 마이크로 컨트롤러 유닛에 내장된 아날로그-디지털 컨버터에 의해 디지털 데이터로 변환된다.

[0030] 상기 센싱부는 2개 층의 양면 인쇄 회로 기판(PCB)으로 구비되고, 하부층(bottom layer)은 상부면(the top face)에 아날로그 회로를 포함하고, 하부면(the bottom face)에 감지 소자를 포함하며, 상부층(top layer)은 상부면(the top face)에 사용자 상호 작용 구성요소를 포함하고, 하부면(the bottom face)에 디지털 신호 처리 신호 구성 요소를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0031] 상기 하부층(bottom layer)에는, 손목에 직접 접촉하여 PPG 신호를 측정하기 위한 광 감지기와 LED의 쌍으로 이루어진 9개의 멀티 채널 PPG 센서가 하부면(the bottom face)에 배치되는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0033] 본 발명의 일 측면에 따르면, 특이값 분해(singular value decomposition : SVD)를 이용해 신호에서 효과적으로 모션 아티팩트(motion artifacts)를 제거하여 PPG 신호의 성능을 향상시킬 수 있는 효과가 있다. 이에 따라, 고강도의 운동시에도 정확한 심박수의 측정이 가능하다.

[0034] 본 발명에서 얻을 수 있는 효과는 이상에서 언급한 효과로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0036] 본 명세서에 첨부되는 다음의 도면들은 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하는 것이며, 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용들과 함께 본 발명의 기술사상을 더욱 이해시키는 역할을 하는 것이므로, 본 발명은 그러한 도면에 기재된 사항에만 한정되어 해석되어서는 아니 된다.
- 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치의 개략적인 구성도,
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 센싱부의 구성의 일 예를 도시한 도면,
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 2 층의 양면 인쇄 회로 기판의 일 예를 도시한 도면,
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치를 이용한 신호에서 잡음을 제거하는 방법의 개략적인 흐름도,
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 절삭된 SVD의 잡음제거 효과를 설명하기 위한 도면,
- 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 절삭된 SVD의 잡음제거 효과를 설명하기 위한 도면,
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 각 운동 강도와 각 방법에 대한 RMSE의 분포를 도시한 도면,
- 도 8은 다양한 방법에 대한 결과의 한 세그먼트 예를 도시한 도면,
- 도 9는 사용 채널수에 따른 중간 강도 운동 및 강도가 높은 운동(hard intensity exercise)에 대한 RMSE 분포를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0037] 상술한 목적, 특징 및 장점은 첨부된 도면과 관련한 다음의 상세한 설명을 통하여 보다 분명해질 것이며, 그에 따라 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명의 기술적 사상을 용이하게 실시할 수 있을 것이다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어서 본 발명과 관련된 공지기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략하기로 한다. 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 일 실시예를 상세히 설명하기로 한다.
- [0038] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 “포함” 한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 “...부” 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어나 소프트웨어 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0039] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치의 개략적인 구성도, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 센싱부의 구성의 일 예를 도시한 도면, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 2 층의 양면 인쇄 회로 기판의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0040] 도 1을 참조하면, 본 실시예에 따른 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치(100)는 센싱부(110), 잡음 제거부(120) 및 심박수 측정부(130)를 포함한다. 본 실시예에 따른 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치(100)는 시계형일 수 있다.
- [0041] 센싱부(110)는 서로 다른 측정 지점(site)에서 측정된 다수 개의 PPG 신호를 동시에 수집한다. 센싱부(110)는 멀티 채널 PPG 센서를 포함할 수 있으며, 멀티 채널 PPG 센서는 다중 포토 센서일 수 있다. 멀티 채널 PPG 센서는, LED(113, 도 2 참조)와 광 검출기(111, 도 2 참조)의 쌍이 동일 측에 배치되는 반사형(reflectance type) PPG 센서일 수 있다. 포토 센서의 경우, 도 2에 도시된 바와 같이 광 검출기(111)와 녹색광을 방출하는 570nm LED(113)의 한 쌍으로 구성될 수 있다. 한편, 포토 센서는 NJL5303R일 수 있다. 보다 상세하게, 도 2를 참조하면, 9개의 포토 센서가 배치되어 센싱을 수행할 수 있으며, 각 포토 센서 사이의 거리는 7mm일 수 있다. 이때, 각 포토 센서는 아크릴로 코팅된 1mm의 돌출형일 수 있으며, 시계베이스는 광학 및 땀 차폐를 위해 검은색으로 칠해질 수 있다. 시계 외관은 3D 프린터를 통해 인쇄될 수 있다.
- [0042] 센싱부(110)는 LED(113)에 공급되는 전류를 제어하기 위한 금속 산화물 실리콘 전계 효과 트랜지스터 및 디지털-아날로그 변환기를 포함하는 LED 구동 회로를 포함한다. LED 구동 회로는 전류를 제어하기 위해 금속 산화물 실리콘 전계 효과 트랜지스터(MOSFET)와 디지털-아날로그 변환기(DAC)를 포함한다. LED(113)의 밝기는 DAC의 값에 따라 변하고, 반사된 PPG 신호의 진폭은 밝기에 따라 조정될 수 있다. 각 광 검출기(111)에서 얻은 각 PPG 신호는 트랜스 임피던스 증폭기(trans-impedance amplifiers)를 통해 전압 신호로 변환된다. 이어서, 잡음(noise)을 갖는 변환된 작은 전압 신호는 증폭 및 아날로그 필터를 통한 필터링을 거친다. 각 전압 신호는 0.5

와 10Hz의 차단 주파수를 갖는 능동 필터(MCP6004, Microchip)를 사용하여 증폭되고 필터링된다. 필터링된 신호는 마이크로 컨트롤러 유닛(MCU, TM4C123GH6PMI, Texas Instruments)에 내장된 12비트 아날로그-디지털 컨버터(ADC)를 사용하여 디지털 데이터로 변환된다. 디지털 데이터는 100Hz 샘플링 속도로 변환되어 마이크로 SD 카드(SDSQUNB-016G, SanDisk)에 저장된다. 또한, 데이터는 블루투스(HM-11, JNHuaMao Technology)를 통해 통신할 수 있다. 블루투스 통신 기능을 통해 안드로이드와 아이폰에서 사용할 수 있는 스마트폰 응용 프로그램을 구현할 수 있다. 이러한 응용 프로그램은 개발된 센서와 무선으로 통신할 수 있다. 센서에 필요한 전력은 3.3V 출력을 갖는 낮은 전압 강하 레귤레이터(low dropout regulator)로 설계된다.

- [0043] 보다 구체적으로, 센싱부(110)는 도 3에 도시된 바와 같이, 2 층의 양면 인쇄 회로 기판(a two-layered double sided printed circuit boards)으로 구성될 수 있다. 이때, 도 3의 (a)는 하부층(bottom layer)의 상부면(the top face) 및 하부면(the bottom face), 도 3의 (b)는 상부층(top layer)의 상부면(the top face) 및 하부면(the bottom face)을 나타낸다. 하부층(bottom layer)은 상부면(the top face)에 아날로그 회로를 포함하고, 하부면(the bottom face)에 감지 소자를 포함한다. 상부층(top layer)은 도 3의 (b)에 도시된 바와 같이, 상부면(the top face)에는 사용자 상호 작용 구성요소 및 하부면(the bottom face)에는 디지털 신호 처리 신호 구성요소를 포함한다. 하부층(bottom layer)에는 손목에 직접 접촉하여 PPG 신호를 측정하기 위해 광 감지기와 570nm(녹색) LED(113)의 각 쌍과 관련된 9개의 포토 센서(311)가 하부면(the bottom face)에 배치된다. LED 구동 회로(312), 9 개의 능동 필터(313) 및 보드-보드 커넥터(board to board connector)(314)는 상부면(the top face)에 배치된다. 필터링된 신호는 보드 대 보드 커넥터(314)를 통해 상부층(top layer) PCB로 전송된다. 3.7V 180mAh 충전식 리튬 폴리머 배터리(DTP 551430, DTP Battery)(미도시)는 상부층 및 하부층 사이(between the two top and bottom layers)의 공간에 배치된다. 상부층(top layer)의 하부면(the bottom face)에서 필터링된 신호가 MCU(315)에 입력되어 측정된 9개의 PPG 신호에서 잡음 제거가 수행된다. 잡음 제거 방법에 대한 설명은, 도 4를 통해 보다 상세히 하기로 한다. SD 카드(316)와 낮은 전압 강하 레귤레이터(317)도 하부면에 배치된다. 상부층(top layer)의 상부면(the top face)에는 무선 통신, PPG 신호 및 HR(heart rate : 심박수)의 실시간 모니터링, 측정 시작/정지 처리를 위한 블루투스 모듈(318), 유기 LED(113)(OLED(113)) 화면(319) 및 전환 버튼이 각각 배치된다. 또한, 상부층(top layer)의 하부면(the bottom face)에는 하부층(bottom layer)의 상부면(the top face)의 보드-보드 커넥터(314)와 연결되는 보드-보드 커넥터(320)가 배치되어, 필터링된 신호를 수신한다.
- [0044] 잡음 제거부(120)는 센싱부(110)를 통해 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(Singular Value Decomposition : 이하 SVD)를 적용하여 잡음을 제거할 수 있다.
- [0045] 심박수 측정부(130)는 잡음 제거부(120)를 통해 잡음이 제거된 신호에서 심박수(heart rate)를 측정할 수 있다. 이때, 심박수 측정부(130)가 심박수를 측정하는 방법은 공지된 반사형 광전용적맥과 측정 장치(Photoplethysmography)에서의 측정 방법과 동일하므로, 본 실시예에서는 그 상세한 설명을 생략하기로 한다.
- [0047] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치를 이용한 신호에서 잡음을 제거하는 방법의 개략적인 흐름도, 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 절삭된 SVD의 잡음제거 효과를 설명하기 위한 도면, 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 절삭된 SVD의 잡음제거 효과를 설명하기 위한 도면, 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 각 운동 강도와 각 방법에 대한 RMSE의 분포를 도시한 도면이다.
- [0048] 도 4를 참조하면, 먼저, 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치(100)는 서로 다른 측정 지점(site)에서 측정된 다수 개의 PPG 신호를 동시에 수집한다(S410). 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치(100)는 피험자의 손목에 착용되어 서로 다른 위치에 있는 9개의 포토 센서를 통해 다수 개의 PPG 신호를 동시에 수집한다.
- [0049] 이후, 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치(100)는 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거한다(S420). 이하, 본 실시예에 따른 수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 과정을 상세히 설명하기로 한다.
- [0050] <수집된 다수 개의 PPG 신호에 절삭된 특이값 분해(SVD)를 적용하여 잡음을 제거하는 과정>
- [0051] 본 실시예를 설명함에 있어서, 모든 채널 신호($P_k(n)$)는 아래의 수학적 식 1과 같이 2차원 행렬(P)로 표현한다.

수학식 1

[0052]

$$P = \begin{bmatrix} p_1(1) & p_2(1) & \cdots & p_k(1) & \cdots & p_K(1) \\ p_1(2) & p_2(2) & \cdots & p_k(2) & \cdots & p_K(2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ p_1(N) & p_2(N) & \cdots & p_k(N) & \cdots & p_K(N) \end{bmatrix}$$

[0053]

이때, 각 채널 펄스 신호는 $p_k(n)$ 에 나타난다. 여기서, n은 샘플 시간이고, 채널수는 $k(k=1,2, \dots, K)$ 이다. 수학식 1에서, 각 행은 각 채널 k로부터의 펄스 신호에 해당하고, N은 샘플들의 수이다. 본 실시예에 따르면, 멀티 채널 PPG 센서에서 잡음을 제거하기 위해 9 채널에 각각 샘플링 속도 100($K=9$ 및 $N=500$)의 5초 창을 사용한다. 측정된 다중 펄스 신호에 특이값 분해(SVD)를 적용한다. 특이값 분해(SVD)의 주요 특징은 주기적 또는 준주기적 프로세스를 분석하는데 사용할 수 있는 시스템을 구성하는 기본 구조 모드를 분리하는 것이다.

[0054]

특이값 분해(SVD)를 사용하면 상기 수학식 1을 통해 표현된 행렬(P)을 아래의 수학식 2와 같이 분해할 수 있다.

수학식 2

[0055]

$$P = U \Sigma V^T$$

[0056]

여기서, 시그마(Σ)는 행렬 P의 특이값에 해당하며, U와 V는 시그마(Σ)의 각각 왼쪽과 오른쪽의 특이 벡터이다. 보다 구체적으로, $PP^T PP^T$ 의 고유 벡터는 U의 열을 구성하고, $P^T P P^T P$ 의 고유 벡터는 V의 열을 구성한다. 여기서, 본 실시예에 따른 멀티 채널 PPG 센서의 경우, U와 V는 각각 500x500과 9x9 행렬이다. 시그마(Σ)의 특이값 σ_i 는 $PP^T PP^T$ 또는 $P^T P P^T P$ 로부터의 고유값의 제곱근이며, 대각 행렬은 아래의 수학식 3과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 3

[0057]

$$\Sigma = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \ddots & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \sigma_k & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \sigma_9 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

[0058]

U, V 및 시그마(Σ)의 전체 랭크(full rank)에서 랭크(rank)를 감소시키고 P를 근사화한다. 감소된 랭크(rank)는 첫번째 가장 큰 특이값과 관련된 U와 V의 열을 사용한다. 절삭된(truncated) 특이값과 벡터를 $U_{tr} U_{tr}$, $\Sigma_{tr} \Sigma_{tr}$ 및 $V_{tr} V_{tr}$ 로 나타낸다. 그러면, 행렬(P)을 아래의 수학식 4와 같이 근사화할 수 있다.

수학식 4

[0059]
$$\hat{\mathbf{P}} = \mathbf{U}_{tr} \boldsymbol{\Sigma}_{tr} \mathbf{V}_{tr}^T$$

[0060] 여기서, $\hat{\mathbf{P}}$ 는 근사 또는 재구성된 P이며, 아래의 수학식 5에 의해 표현될 수 있다.

수학식 5

[0061]
$$\hat{\mathbf{P}} = \begin{bmatrix} \hat{p}_1(1) & \hat{p}_2(1) & \cdots & \hat{p}_k(1) & \cdots & \hat{p}_K(1) \\ \hat{p}_1(2) & \hat{p}_2(2) & \cdots & \hat{p}_k(2) & \cdots & \hat{p}_K(2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \hat{p}_1(N) & \hat{p}_2(N) & \cdots & \hat{p}_k(N) & \cdots & \hat{p}_K(N) \end{bmatrix}$$

[0062] 이때, $\hat{p}_k(n)$ 에 대응하는 각각의 행 벡터는 각각의 k번째 채널에서 잡음이 제거된 신호가 된다. 상술한 수학식 4에서 절삭된 SVD의 효과를 설명하기 위해, 휴식 중에 본 실시예에 따른 멀티 채널 PPG 센서로 5초 동안 9개의 채널을 통해 손목의 펄스 신호를 동시에 측정했다. 도 5의 (a)는 9개의 채널 신호 중 하나를 나타낸다. 다음으로, 도 5의 (b)와 같이 5dB의 신호대 잡음비(SNR)로 각 채널 신호에 AWGN(additive white Gaussian noise)을 추가했다. SVD를 이용하여, U, V 및 시그마($\boldsymbol{\Sigma}$)를 얻었으며, 도 5의 (c)에서 $\mathbf{u}_1 \sigma_1 \mathbf{v}_1^T$, 도 5 (d)에서 $\mathbf{u}_2 \sigma_2 \mathbf{v}_2^T$, 도 5 (e)에서 $\mathbf{u}_3 \sigma_3 \mathbf{v}_3^T$ 의 분해된 신호를 나타내었다. 이것을 통해, 랭크(rank) 1의 특이값과 특이 벡터가 깨끗한 신호를 주요 구성 요소로 제공함을 보여준다. 결과적인 특이값과 정보 에너지에 상응하는 값은 아래의 표 1에 나타내었다.

표 1

[0063]

	n=1	n=2	n=3	n=4	n=5	n=6	n=7	n=8	n=9
σ_n	11.52	2.38	2.29	2.21	2.13	2.03	1.95	1.93	1.85
$\sigma_n / \sigma_{total}$	0.407	0.084	0.081	0.078	0.075	0.072	0.069	0.068	0.066
$ER(E_n / E_{total})$	0.789	0.034	0.031	0.029	0.027	0.024	0.023	0.022	0.020

[0064] 여기서, σ_{total} 은 σ_n (n=1, 2, ..., 9)의 합이고, ER(energy ratio)은 각 정보 에너지(E_n)를 총 에너지(E_{total})로 나눈값이다. 첫번째 특이값(E_1)의 정보 에너지 비율은 총 정보 에너지(E_{total})의 78.94%였다. 이를 통해 볼 때, 결과적으로 잡음 제거가 $\mathbf{u}_1 \sigma_1 \mathbf{v}_1^T$ 에서만 효율적이라는 것을 의미한다. 지배적인 특이값(σ_1)과 그 좌우의 특이 벡터 \mathbf{v}_1 와 \mathbf{u}_1 은 모든 채널을 통해 주성분을 형성한다. 다른 나머지 분해 신호($\mathbf{u}_4 \sigma_4 \mathbf{v}_4^T$ 내지 $\mathbf{u}_9 \sigma_9 \mathbf{v}_9^T$)도 순전히 잡음 신호이다. 따라서, 잡음 제거는 아래의 수학식 6과 같이 랭크(rank)가 1인 절삭된 SVD로 수행되는 것이 바람직하다.

수학식 6

[0065]
$$\hat{\mathbf{P}} = \mathbf{U}_{tr(1)} \boldsymbol{\Sigma}_{tr(1)} \mathbf{V}_{tr(1)}^T$$

[0066] 여기서, 주성분 $\mathbf{V}_{tr(1)} = \{\mathbf{v}_1\}$ 은 스케일링 벡터 $\mathbf{U}_{tr(1)} \boldsymbol{\Sigma}_{tr(1)} = \{\mathbf{u}_1 \sigma_1\}$ 과 연

관된다. 또한, $U_{tr(1)}U_{tr(1)}$, $\Sigma_{tr(1)}\Sigma_{tr(1)}$, $\Sigma_{tr(1)}\Sigma_{tr(1)}$ 의 크기는 각각 500x1, 1x1, 500x1로 감소된다. 잡음 제거 성능을 비교하기 위해, 수동으로 최상의 품질 신호를 선택하고, 도 5의 (f)와 (g)에 도시된 바와 같이 밴드 패스 필터와 경험적 모델 분해(EMD)를 적용했다. 밴드 패스 필터는 0.5와 10Hz의 차단 주파수로 적용되었다. 경험적 모델 분해(EMD) 결과에 대해, 먼저 첫번째 고유모드를 얻고, 측정된 신호에서 그것을 뺐다. 절삭된 SVD의 더 나은 성분은 다중 소스에서 비롯된다. SVD는 한 쌍의 고유 벡터 U와 V 및 관련된 특이값 시그마(Σ)로 분해한다. 시그마(Σ)는 스케일링 벡터($U_{tr(1)}\Sigma_{tr(1)}U_{tr(1)}\Sigma_{tr(1)}$)와 연관된 주성분($V_{tr(1)}V_{tr(1)}$)을 제공한다. 각 채널에서 다른 SNR 레벨에 대한 잡음 제거 효과를 더 자세히 조사하기 위해, 9 채널의 클린 펄스 신호를 유사하게 얻었으며, AWGN의 다른 레벨을 추가($p_1(n)p_1(n)$ 에서 -30dB, $p_2(n)p_2(n)$ 에서 -25dB, $p_3(n)p_3(n)$ 에서 -20dB, $p_4(n)p_4(n)$ 에서 -15dB, $p_5(n)p_5(n)$ 에서 -10dB, $p_6(n)p_6(n)$ 에서 -5dB, $p_7(n)p_7(n)$ 에서 0dB, $p_8(n)p_8(n)$ 에서 5dB, $p_9(n)p_9(n)$ 에서 10dB)했다. 상술한 수학적 5의 분해에 기초하여, $\hat{p}_k(n)\hat{p}_k(n)$ 을 근사화하고, 도 6에 도시된 바와 같이 잡음이 손상된 $p_k(n)p_k(n)$ 과 비교했다. 도 5와 유사하게, 랭크(rank) 1의 절삭된 SVD는 모든 채널을 통해 잡음 제거된 신호를 제공했다.

[0067] 또한, 운동이 몇 채널에서 거짓 펄스를 유도하는지 고려할 수 있으며, 거짓 펄스 감소를 조사하기 위해, 9개 채널 중 하나의 채널에서만 깨끗한 신호에 거짓 펄스를 추가했다. 깨끗한 펄스 신호의 20%, 50% 및 100%로 거짓 펄스 진폭을 각각 변경했다. 도 6의 (b) 내지 (d)에 절삭된 SVD로부터 생성된 재구성된 신호가 도시되어 있는데, 이는 다수의 소스 및 SVD로부터의 분해 특징을 이용하여 거짓 펄스 진폭에 관계없이 거짓 펄스가 감소됨을 나타낸다. 또한, 거짓 펄스에 의해 동시에 손상된 채널 수가 증가된 것을 확인할 수 있다. 조사를 위해, 클린 신호와 동일한 레벨(100%)로 거짓 펄스 진폭을 설정하고 도 6의 (d)에 도시된 바와 같이, 손상된 채널을 3까지 증가시켰다. 절삭된 SVD의 결과, 신호는 거짓 펄스의 진폭이 손상된 채널 1개가 있는 경우 1%, 손상된 채널 2개가 있는 경우 7%, 손상된 채널이 3개가 있는 경우 19%로 감소되었음을 보여준다.

[0068] 마지막으로, 상기 잡음이 제거된 신호에서 심박수(heart rate)를 측정한다(S430). 본 실시예에 따른 멀티 채널 PPG 센서를 기반으로 한 절삭된 SVD를 이용한 심박수(heart rate) 측정을 평가하기 위해, Bruce 프로토콜의 수정된 버전에 대한 실험을 수행했다. Bruce 프로토콜은 트레드밀 위에서 워밍업을 위한 보행 5분, 중간 강도의 조깅 10분, 5분 휴식(걷기) 그리고, 추가적으로 강렬한 조깅 10분 및 쿨링 다운을 위한 걷기 5분 등을 포함한다. 중간 강도 조깅의 첫번째 세션의 경우, 기울기는 12도였고, 속도는 4.0km/h였다. 강도가 높은 조깅의 두번째 세션에서는, 경사와 속도가 각각 20도와 6.4km/h로 증가했다. 절삭된 SVD로부터 생성된 재구성된 펄스 신호가 각 채널로부터 얻어질 수 있기 때문에, 최소 평균 제곱근 차이(percent root mean square difference : 이하 PRD)를 제공하는 하나의 채널을 선택했다. PRD는 아래의 수학적 7과 같이 구할 수 있다.

수학적 7

$$PRD_k = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (p_k(n) - \hat{p}_k(n))^2}{\sum_{n=1}^N (p_k(n))^2}} \times 100.$$

[0069]

[0070] 각 채널의 재구성된 펄스 신호는 신호 품질에 관계없이 거의 중첩되어 있기 때문에 랜덤 선택도 허용된다. 재구성된 단일 펄스 신호로, 가변 컷 - 오프 주파수, HR에 대응하는 초기 지배 주파수의 스펙트럼 추정치, 순위 - 순서 비선형 필터 및 결정 논리를 갖는 필터 뱅크를 통합함으로써 펄스 피크를 연속적으로 발견했다. 측정된 심박수(HR) 값을 평가하기 위해, 24시간 홀터 모니터(SEER Light, GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA)를 사용하여 심전도 데이터를 동시에 기록했다. 오류 분석을 위해, 다음과 같이 정의된 각 주제에 대해 아래의 수학적 8과 같은 RMSE(root mean squared error : 제곱 평균 오차)를 사용했다.

수학식 8

$$RMSE = \sqrt{\sum \frac{(Y_{w(i)} - Y_{holter(i)})^2}{N}}$$

[0071]

[0072]

여기서, $Y_{w(i)}$ $Y_{w(i)}$ 는 i번째 5초 데이터 세그먼트에서 본 실시예에 따른 센서 및 알고리즘으로부터 추정된 심박수 (HR)(bpm)이고, $Y_{holter(i)}$ $Y_{holter(i)}$ 는 i번째 홀터의 심박수(HR) 5초 데이터 세그먼트에서 홀터로부터의 심박수 (HR)(bpm)이다. 본 실시예에 따른 방법을 단일 채널 접근 방식(A), 다중 채널 가중 방식(B) 및 다중 채널 기반 최상의 채널 선택 방식(C) 등의 세가지 접근 방식과 비교했다. 단일 채널 방식(A)의 경우, 중간 포토 센서를 선택하고 분석을 수행했다. 다중 채널 가중 방식(B)의 경우, 교차 분석을 통해 9개의 채널 신호 모두의 신호 품질을 평가했으며, 각 채널은 각 펄스 템플릿을 사용하여 매 5초 데이터 세그먼트마다 계산되었다. 템플릿은 각 데이터 세그먼트에 대한 평균 비트 수를 사용하여 각 채널 신호에서 생성되었다. 그런 다음, 상관값을 정규화하고 각 값에 해당 신호를 곱한다. 다중 채널 기반 최상의 채널 선택 방식(C)의 경우, 다중 채널 잡음 레벨(MCNL)을 양자화하고, 5초 데이터 세그먼트마다 최소 모션 아티팩트(motion artifacts)가 있는 채널을 선택하기 위해 다중 채널 템플릿 매칭 알고리즘에 적용했다. 통계적 차이는 t-테스트($P < 0.05$)를 사용하였다. 도 7을 참조하면, 운동강도는 걷기, 중간 강도 운동 및 강렬한 운동으로 분류되며, 이에 대한 결과는 각각 도 7의 (a), (b), (c)에 나타내었다. 즉, 도 7의 (a) 내지 (c)에는 단일 채널 방법, 다중 채널 가중 방법, 다중 채널 최상의 신호 선택 방법 및 제안된 방법에서의 RMSE 분포가 도시되어 있다. 걷기는 워밍업, 휴식 및 쿨 다운 단계를 포함한다. 그래프의 위쪽과 아래쪽에 있는 다이아몬드는 5번째와 95번째 백분위 수를 나타내며, 위쪽과 아래쪽의 사각형은 10번째와 90번째 백분위 수를 나타낸다. 상단과 하단의 수염은 75번째와 25번째 백분위 수를 나타내며 원은 중간값을 나타낸다. 걷기에서 RMSE의 중앙값은 모든 방법에서 0.6bpm의 범위 이내였다. 단일 채널의 경우 5.10bpm, 다중 채널 가중 방법의 경우 4.88bpm, 다중 채널 최상의 신호 선택의 경우 5.23bpm 및 제안된 방법의 경우 4.63bpm이었다. 제안된 방법은 중간값이 가장 낮지만, 단일 방법을 제외하고는 통계적으로 유의하지 않다. 중간 강도 운동에서 제안된 방법은 단일 채널의 경우 7.35bpm, 다중 채널 가중 방법의 경우 6.12bpm, 다중 채널 최상의 신호 선택의 경우 7.14bpm, 제안된 방법의 경우 5.29bpm의 중간값을 제공한다. 제안된 방법의 결과는 모든 방법에 대해 통계적으로 중요하다. 강도 높은 운동에서 단일 채널의 경우 10.05bpm, 다중 채널 웨이팅 방법의 경우 6.79bpm, 다중 채널 최상의 신호 선택의 경우 7.41bpm를 나타내고, 제안 방법의 경우 5.79bpm의 최저 중간값도 제공한다. 평가를 위해 ECG Lead-I를 사용했다. 비록 제안된 방법을 이용하는 경우 ECG(심전도) 신호의 모션 아티팩트(motion artifacts)를 최소화했지만, 모션 아티팩트(motion artifacts)는 발견되었다. 불완전한 기준 신호는 비교적 높은 오차를 야기했다. 표 II는 각 운동 강도와 각 방법에 대한 RMSE의 중앙값과 표준 편차를 요약한 것이다.

표 2

Stage ↙ ↘ Method	Walking		Medium Intensity Exercise		Hard Intensity Exercise	
	Median of RMSE	Standard deviation of RMSE	Median of RMSE	Standard deviation of RMSE	Median of RMSE	Standard deviation of RMSE
Single	5.10	2.67	7.35	5.33	10.05	2.82
Multichannel weighting	4.88	1.52	6.12	1.68	6.79	1.37
Multichannel best signal selection	5.24	2.00	7.14	3.48	7.41	2.20
Our method	4.63	1.28	5.29	1.28	5.79	1.06

[0073]

[0074]

상기 표 2는, 단일 채널 방법, 다중 채널 가중 방법, 다 채널 최적 채널 선택 방법 및 제안된 방법의 성능에 대한 비교 결과로, 걷기, 중간 강도 운동 및 강한 강도 운동에 대한 RMSE의 평균 및 표준 편차가 나타나 있다.

[0075]

도 8은 상술한 다양한 방법에 대한 결과의 한 세그먼트 예를 보여준다.

- [0076] 도 8의 (a) 내지 (i)는 본 실시예에 따른 멀티 채널 PPG 센서에서 측정된 각 채널 신호를 보여준다. 이를 통해 볼 때, 측정된 신호가 채널에 따라 다르다는 것을 알 수 있다. 도 8의 (j) 내지 (l)은 각각 다중 채널 가중 방법, 다중 채널 최상의 신호 선택 방법 및 제안된 방법에 대한 결과를 보여준다. 결과적으로, 제안된 방법은 다중 채널 가중 방법보다 낮은 거짓 펄스 진폭을 제공하는 것을 확인할 수 있다. 한편, 다중 채널 최상의 신호 선택 방법은 채널을 잘못 선택하였다. 이것은 도 8의 (i)에서 9번째 채널 신호가 템플릿 신호와 가장 높은 상관 관계를 제공한다는 것을 야기한다. 템플릿 신호는 펄스폭을 고려해야 한다. 그러나 운동 중에 진폭 및 펄스 폭의 펄스 모양이 동적으로 변한다. 따라서, 최적의 신호만이 선택된다면, 시변 펄스 형상은 덜 정확한 모션 아티팩트(motion artifacts) 감소를 초래할 수 있다.
- [0077] 또한, 제안된 방법을 평가하기 위해 각 방법에서의 거짓 펄스 진폭 감소를 조사했다. 각각의 거짓 펄스 진폭과 이전의 순수 펄스 진폭을 측정하고 거짓 펄스 진폭을 순수 펄스 진폭으로 나누었다. 원본 신호의 평균 비율은 0.24이다. 다중 채널 신호의 경우, 다중 채널 가중 방법, 다중 채널 최상의 신호 선택 방법 및 제안된 방법의 평균비는 0.23, 0.24 및 0.18이었다. 제안한 방법이 거짓 펄스 진폭을 25% 감소시켰다.
- [0078] 또한, 채널수의 영향을 조사했다. 도 9는 사용 채널수에 따른 중간 강도 운동 및 강도가 높은 운동(hard intensity exercise)에 대한 RMSE 분포를 나타낸다. 도 9에 도시된 바와 같이, 증가된 채널은 RMSE 값을 감소시켰다. 중간 강도 운동에서는 채널수가 4개까지 증가하면 오류가 감소한다(도 9의 (a) 참조). 4개 이상의 채널을 사용하는 경우 통계적으로 유의하지 않았다. 반면, 강도가 높은 운동에서는 채널수가 9로 증가함에 따라 오차가 지속적으로 감소했다(도 9의 (b) 참조).
- [0080] 상술한 바와 같은 본 실시예에 따르면, 동종의(homogeneous) 멀티 채널 PPG 센서를 통해 약간 다른 측정 지점(site)에서 측정된 여러 개의 PPG 신호를 동시에 수집한 후, 신호에서 잡음을 제거하기 위해 절삭된(truncated) 특이값 분해(SVD)를 적용하였다. 이에 따라, 심박수 평가 정확도가 증가하고, 거짓 펄스 진폭이 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 다시 말해, 본 실시예에 따르면, 특이값 분해(singular value decomposition : SVD)를 이용해 신호에서 효과적으로 모션 아티팩트(motion artifacts)를 제거하여 PPG 신호의 성능을 향상시킬 수 있으며, 이에 따라, 고강도의 운동시에도 정확한 심박수의 측정이 가능한 효과를 갖는다.
- [0081] 본 발명의 실시예에 따른 방법들은 애플리케이션으로 구현되거나 다양한 컴퓨터 구성요소를 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령어의 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체는 프로그램 명령어, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체에 기록되는 프로그램 명령어는, 본 발명을 위한 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야의 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체의 예에는, 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media) 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령어를 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령어의 예에는, 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드도 포함된다. 상기 하드웨어 장치는 본 발명에 따른 처리를 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.
- [0082] 본 명세서는 많은 특징을 포함하는 반면, 그러한 특징은 본 발명의 범위 또는 특허청구범위를 제한하는 것으로 해석되어서는 아니 된다. 또한, 본 명세서의 개별적인 실시예에서 설명된 특징들은 단일 실시예에서 결합되어 구현될 수 있다. 반대로, 본 명세서의 단일 실시예에서 설명된 다양한 특징들은 개별적으로 다양한 실시예에서 구현되거나, 적절히 결합되어 구현될 수 있다.
- [0083] 도면에서 동작들이 특정한 순서로 설명되었으나, 그러한 동작들이 도시된 바와 같은 특정한 순서로 수행되는 것으로 또는 일련의 연속된 순서, 또는 원하는 결과를 얻기 위해 모든 설명된 동작이 수행되는 것으로 이해되어서는 안 된다. 특정 환경에서 멀티태스킹 및 병렬 프로세싱이 유리할 수 있다. 아울러, 상술한 실시예에서 다양한 시스템 구성요소의 구분은 모든 실시예에서 그러한 구분을 요구하지 않는 것으로 이해되어야 한다. 상술한 앱 구성요소 및 시스템은 일반적으로 단일 소프트웨어 제품 또는 멀티플 소프트웨어 제품에 패키지로 구현될 수 있다.
- [0084] 이상에서 설명한 본 발명은, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 여러 가지 치환, 변형 및 변경이 가능하므로 전술한 실시예 및 첨부된 도면

에 의해 한정되는 것은 아니다.

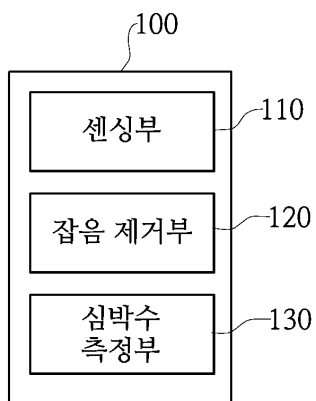
부호의 설명

[0086]

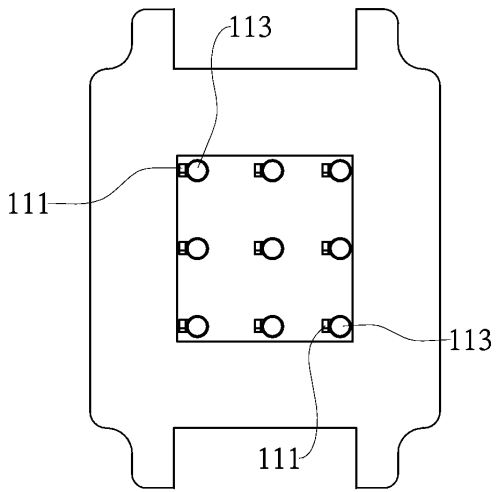
- 100 : 웨어러블 멀티 채널 광전용적맥과 측정 장치
- 110 : 센싱부
- 111 : 광 검출기
- 113 : LED
- 120 : 잡음 제거부
- 130 : 심박수 측정부
- 311 : 멀티 채널 PPG 센서
- 312 : LED 구동회로
- 313 : 능동 필터
- 314, 320 : 보드-보드 커넥터
- 315 : MCU
- 316 : SD 카드
- 317 : 낮은 전압 강화 레귤레이터
- 318 : 블루투스 모듈
- 319 : OLED

도면

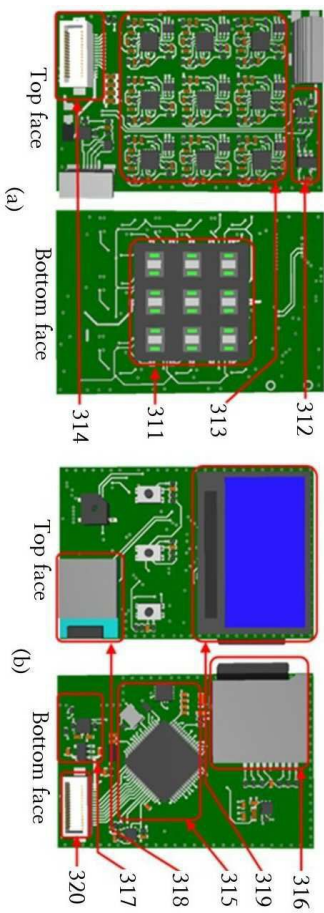
도면1



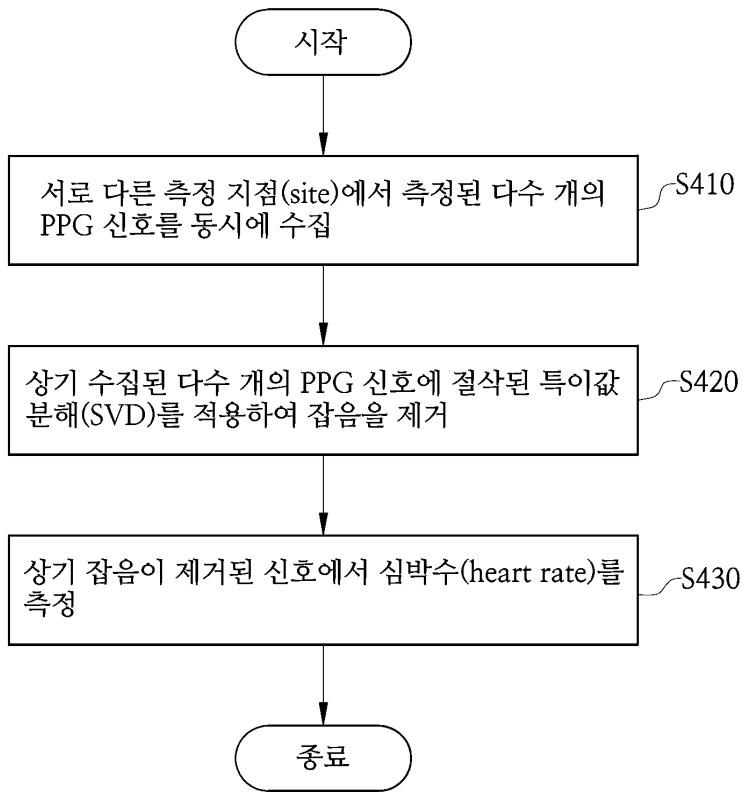
도면2



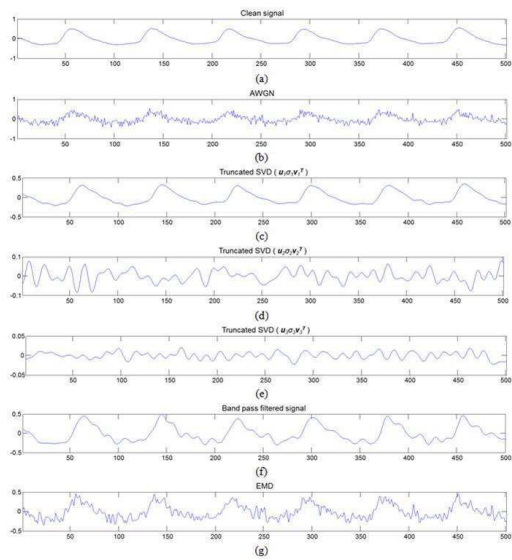
도면3



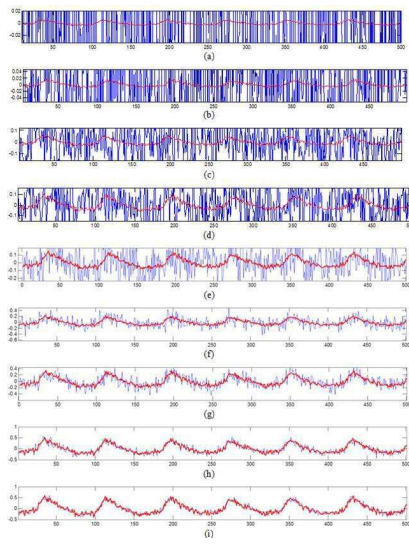
도면4



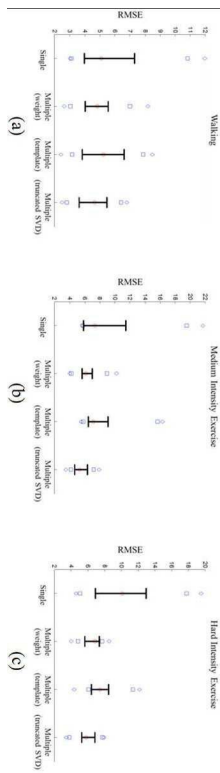
도면5



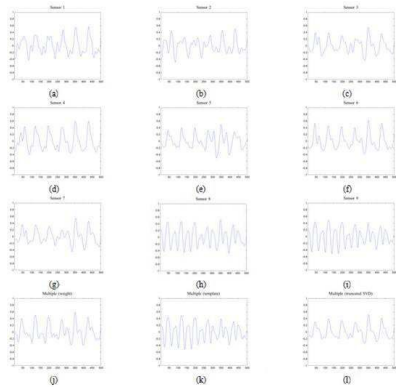
도면6



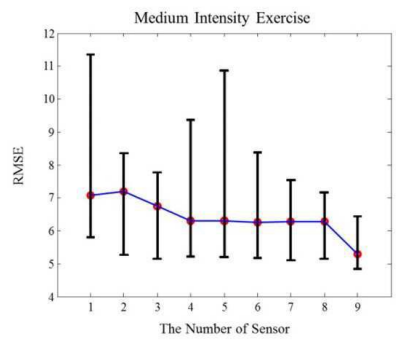
도면7



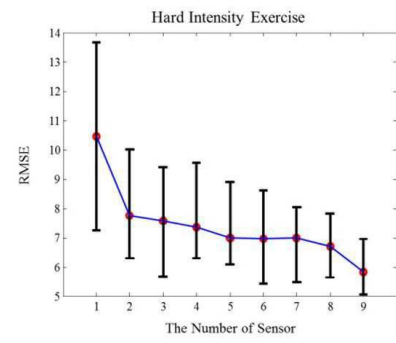
도면8



도면9



(a)



(b)

专利名称(译)	使用奇异值分解的可穿戴多通道光电脉搏测量装置和使用该装置去除信号噪声的方法		
公开(公告)号	KR1020190021631A	公开(公告)日	2019-03-06
申请号	KR1020170106616	申请日	2017-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	圆光UNIV%用于IND ACAD合作		
申请(专利权)人(译)	圆光大学产学合作基金会		
[标]发明人	이진석 이후석 고훈 정희원		
发明人	이진석 이후석 고훈 정희원		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B5/0059 A61B5/02416		
其他公开文献	KR102014597B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明公开了一种使用奇异值分解的可穿戴式多通道光学专用脉搏波测量装置以及使用该装置从信号中去除噪声的方法。根据本发明的一个方面，提供了一种在可佩戴的多通道光学专用脉搏波测量设备中从信号中去除噪声的方法，所述感测单元同时收集在不同测量位置处测量的多个PPG信号；通过对所收集的多个PPG信号进行截短奇异值分解(SVD)来消除噪声；并在噪声消除信号中测量心率。

