(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0050067
(43) 공개일자 2018년05월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/024* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/721 (2013.01)
A61B 5/02416 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0146784
(22) 출원일자 2016년11월04일
심사청구일자 2016년11월04일
기술이전 희망 : **기술양도**

(71) 출원인
울산대학교 산학협력단
울산광역시 남구 대학로 93(무거동)
(72) 발명자
권성오
울산광역시 남구 문수로409번길 20, 104동 301호 (신정동, 문수로아이파크)
반다희
울산광역시 중구 내황3길 37 (반구동)
(74) 대리인
김종선, 이형석

전체 청구항 수 : 총 8 항

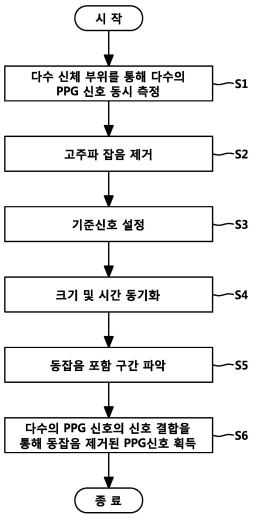
(54) 발명의 명칭 **상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법 및 장치**

(57) 요 약

본 발명은 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법 및 장치에 관한 것으로,

상기 PPG신호의 동잡음 제거 방법은 다수의 신체 부위에 분산 배치된 다수의 PPG 측정센서를 통해 다수의 측정 신호를 동시 획득하는 단계; 상기 다수의 측정 신호로부터 다수의 기준신호를 추출하는 단계; 상기 다수의 기준신호를 기반으로 채널별 지연 시간 및 신호 감쇄 정도를 파악한 후 상기 다수의 측정 신호의 크기 및 시간을 동기화하는 단계; 채널별 측정 신호의 전력과 측정 신호와 기준신호간 상호 상관 결과를 기반으로 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하는 단계; 및 상기 채널별 동잡음 포함 구간이 제외되도록 상기 다수의 측정 신호를 결합함으로써, 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도3



(52) CPC특허분류
A61B 5/7235 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711024465
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 신진연구자지원
연구과제명 에너지 효율적인 복합 무선 네트워크를 위한 알고리즘 및 최적화 방안 연구
기 여 율 1/1
주관기관 울산대학교
연구기간 2016.05.01 ~ 2017.04.30

명 세 서

청구범위

청구항 1

다수의 신체 부위에 분산 배치된 다수의 PPG 측정센서를 통해 다수의 측정 신호를 동시 획득하는 단계;

상기 다수의 측정 신호로부터 다수의 기준신호를 추출하는 단계;

상기 다수의 기준신호를 기반으로 채널별 지연 시간 및 신호 감쇄 정도를 파악한 후 상기 다수의 측정 신호의 크기 및 시간을 동기화하는 단계;

채널별 측정 신호의 전력과 측정 신호와 기준신호간 상호 상관 결과를 기반으로 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하는 단계; 및

상기 채널별 동잡음 포함 구간이 제외되도록 상기 다수의 측정 신호를 결합함으로써, 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 단계를 포함하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하는 단계는

하기 식에 따라 상기 다수의 측정 신호 각각의 SNR를 주기별로 계산한 후, SNR이 기 설정된 값 이상인 구간을 동잡음 포함 구간을 파악하며,

$$SNR^{-1} = \frac{P_{\alpha s+n} - 2\alpha R_{\alpha s+n,s}}{P_s} + \alpha^2$$

상기 $P_{\alpha s+n}$는 측정 신호의 전력, 상기 $R_{\alpha s+n,s}$는 측정 신호와 기준신호의 상호상관 결과, 상기 P_s는 PPG신호의 전력, 상기 α는 측정신호의 크기인 것을 특징으로 하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 단계는

상기 다수의 측정 신호 각각의 동잡음 포함 구간에는 제1 값의 가중치를 부여하고, 동잡음 포함 구간의 인접 구간에 제1 값 보다 작은 값을 가지는 제2값 가중치를 부여하는 단계; 및

가중치를 기반으로 상기 다수의 측정 신호를 선택적 결합하여, 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 것을 특징으로 하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 다수의 기준신호를 설정하는 단계는

사용자 움직임이 없는 상태에서 상기 다수의 측정 신호를 기 설정 시간 동안 수집 및 평균하여, 상기 다수의 측정 신호 각각에 대응되는 상기 다수의 기준신호를 획득하는 것을 특징으로 하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 크기 및 시간을 동기화하는 단계는

상호 상관 함수를 통해 기준신호 설정에 이용되는 다수의 측정 신호 각각의 지연 시간을 파악한 후 채널별로 평균내어, 채널별 지연 시간을 파악하는 것을 특징으로 하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 크기 및 시간을 동기화하는 단계는

상기 다수의 기준신호들 중 가장 큰 신호값을 가지는 기준신호를 선택한 후, 상기 선택된 기준신호와 나머지 기준신호간 신호 크기 차이를 기반으로 채널별 신호 감쇄 정도를 파악하는 것을 특징으로 하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 다수의 기준신호를 설정하는 단계 이전에, 상기 다수의 측정 신호 각각에 포함된 고주파 잡음을 제거하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법.

청구항 8

다수의 신체 부위에 분산 배치되어, 다수의 측정 신호를 동시 획득 및 제공하는 다수의 PPG 측정센서;

상기 다수의 측정 신호 각각에 포함된 고주파 잡음을 제거하는 고주파 잡음 제거부;

상기 다수의 측정 신호로부터 다수의 기준신호를 추출하는 기준신호 추출부;

상기 다수의 기준신호를 기반으로 채널별 지연 시간 및 신호 감쇄 정도를 파악한 후 상기 다수의 측정 신호의 크기 및 시간을 동기화하는 동기화부;

채널별 측정 신호의 전력과 측정 신호와 기준신호간 상호 상관 결과를 기반으로 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하고, 상기 채널별 동잡음 포함 구간이 제외되도록 상기 다수의 측정 신호를 결합함으로써, 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 동잡음 제거부를 포함하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 PPG신호의 동잡음 제거 방법 및 장치에 관한 것으로, 특히 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 기반으로 하는 PPG신호의 동잡음 제거 방법 및 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 최근 몇 년간 스마트폰과 함께 모바일 기술이 급격하게 성장하면서, 스마트폰을 대체할 수 있는 모바일 기술로 웨어러블 디바이스가 꼽히고 있다. 삼성전자의 갤럭시 기어, 애플의 아이워치와 같이 손목에 착용함으로서 스마트폰의 전화, SMS, 음성인식 등 다양한 기능을 시계의 형태로 구현한 웨어러블 디바이스는 이미 상용화되어 흔히 접할 수 있게 되었다.

[0003] 이와 같이 웨어러블 디바이스가 발달하게 된 배경에는 치료목적의 웨어러블 디바이스에 대한 사람들의 많은 관심이 있었다. 질병으로 인해 지속적으로 검사를 받아야 하는 환자가, 웨어러블 디바이스를 통해 병원에 오지 않아도 환자의 몸 상태에 대해 알 수 있게 되면서 의료산업과 모바일산업의 융합이 주목받았고, 이러한 융합은 웨어러블 디바이스가 다양한 형태로 발전할 수 있는 원동력이 되었다.

[0004] 최근 갤럭시 기어와 같은 웨어러블 디바이스에는 사용자의 맥박을 측정 할 수 있는 기능이 추가되어 출시되었다. 사용자의 맥박을 측정하는 방법은 크게 ECG를 측정하는 방법과 PPG(Photoplethysmography)를 측정하는 방법이 있는데 PPG가 ECG에 비해 사용자의 움직임을 확보할 수 있고, 측정이 용이하여 웨어러블 디바이스에 적용되고 있다. PPG신호는 일반적으로 신체말단부위에 빛을 조사하고 투과된 빛의 변화량을 통해 혈류량의 변화를 감지하여 심박 수를 검출한다. 빛의 투과량을 이용하여 맥파를 검출하기 때문에 측정이 용이하지만 웨어러블 디바이스에 적용된 경우 사용자의 움직임으로 인한 동잡음이 포함되어 신호가 왜곡된다. 이러한 동잡음과 전원이나 주변 전기신호에 의한 잡음은 많은 오류를 나타내어 이러한 잡음을 제거하는 신호처리 과정이 요구된다.

[0005] 측정되는 PPG신호는 일반적으로 0.04Hz에서 0.4Hz까지의 주파수 대역에서 활성화된다. 반면 신호에 포함되는 전기신호에 의한 잡음이나, 움직임에 의한 잡음, 측정하고자 하는 생체 신호가 아닌 다른 생체 전위에 의한 잡음 등 신호 외에 포함되는 각종 잡음은 0에서 60Hz 그 이상의 주파수 대역에서도 존재할 수 있다. 높은 주파수 대역에 포함되는 주파수 대역의 신호는 저역 통과 필터를 이용하면 제거가 가능하며, 선행연구에서 단순대역필터, 평균 이동 필터, 미러필터 등 다양한 필터를 이용하여 이러한 고주파 신호를 효과적으로 제거하였다.

[0006] 하지만 사용자의 움직임에 의한 동잡음은 다양한 주파수 대역에서 발생하며, 측정되는 PPG신호의 활성 주파수 대역에서도 발생하기 때문에 필터를 이용하여 제거할 수 없다. 최근에는 동잡음을 제거하기 위해 에너지밀도 분석법과 히스테리시스 알고리즘 등을 적용한 소프트웨어적인 기법이나, 가속도 센서나 자이로 센서 등 하드웨어적인 기법이 제안되었지만, 동잡음을 완벽히 제거할 수 없었다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0007] (비특허문헌 0001) D. G. Oh, B. S. Min, S. O. Kwon, H. J. Kim, "Effective PPG Signal Processing Method for Detecting Emotional Stimulus", J. Korea Inform. Commun. Soc.(KICS), vol. 37, no. 5, pp. 393-402, May 2012.

(비특허문헌 0002) J. W. Lim, E. K. Kim, "Noise Reduction by Filter Improvement in Mixed Noise Image", J. Inst. Electron. Eng. Korea(IEEK), vol. 50, no. 5, pp. 231-241, May 2013.

(비특허문헌 0003) Y. S. Kim, S. H. Hong, M. S. Lee, H. Y. Noh, Y. S. Chi, "The interval detection and noise reduction system to assist electrocardiogram analysis", Journal of the Korean Society of Broadcast Engineers, pp. 246-248, Yongin, Korea, Nov. 2012.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 이에 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명은 상호 상관 기법과 신호 결합 기법을 통해 신호 내 동잡음 포함 구간을 보다 효과적이고 신뢰성 있게 제거할 수 있도록 하는 상호 상관 기법과 다이버시티 결합 기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법 및 장치를 제공하고자 한다.

[0009] 본 발명의 목적은 이상에서 언급한 목적으로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기 과제를 해결하기 위한 수단으로서, 본 발명의 일 실시 형태에 따르면, 다수의 신체 부위에 분산 배치된 다수의 PPG 측정센서를 통해 다수의 측정 신호를 동시 획득하는 단계; 상기 다수의 측정 신호로부터 다수의 기준신호를 추출하는 단계; 상기 다수의 측정신호를 기반으로 채널별 지연 시간 및 신호 감쇄 정도를 파악한 후 상기 다수의 측정 신호의 크기 및 시간을 동기화하는 단계; 채널별 측정 신호의 전력과 측정 신호와 기준신호간 상호 상관 결과를 기반으로 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하는 단계; 및 상기 채널별 동잡음 포함 구간이 제외되도록 상기 다수의 측정 신호를 결합함으로써, 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 단계를 포함하는 PPG신호의 동잡음 제거 방법을 제공한다.

[0011] 상기 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하는 단계는 "$SNR^{-1}=\frac{P_{\alpha s+n}-2\alpha R_{\alpha s+n,s}}{P_s}+\alpha^2$"에 따라 상기 다수의 측정 신호 각각의 SNR를 주기별로 계산한 후, SNR이 기 설정된 값 이상인 구간을 동잡음 포함 구간을 파악하며, 상기 $P_{\alpha s+n}$는 측정 신호의 전력, 상기 $R_{\alpha s+n,s}$는 측정 신호와 기준신호의 상호상관 결과, 상기 P_s는 기준신호의 전력, 상기 α는 측정신호의 크기인 것을 특징으로 한다.

[0012] 상기 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 단계는 상기 다수의 측정 신호 각각의 동잡음 포함 구간에는 제1 값의 가중치를 부여하고, 동잡음 포함 구간의 인접 구간에 제1 값 보다 작은 값을 가지는 제2값 가중치를 부여하

는 단계; 및 가중치를 기반으로 상기 다수의 측정 신호를 선택적 결합하여, 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 상기 다수의 기준신호를 설정하는 단계는 사용자 움직임이 없는 상태에서 상기 다수의 측정 신호를 기 설정 시간 동안 수집 및 평균하여, 상기 다수의 측정 신호 각각에 대응되는 상기 다수의 기준신호를 획득하는 것을 특징으로 한다.

[0014] 상기 크기 및 시간을 동기화하는 단계는 상호 상관 함수를 통해 기준신호 설정에 이용되는 다수의 측정 신호 각각의 지연 시간을 파악한 후 채널별로 평균내어, 채널별 지연 시간을 파악하는 것을 특징으로 한다.

[0015] 상기 크기 및 시간을 동기화하는 단계는 상기 다수의 기준신호들 중 가장 큰 신호값을 가지는 기준신호를 선택한 후, 상기 선택된 기준신호와 나머지 기준신호간 신호 크기 차이를 기반으로 채널별 신호 감쇄 정도를 파악하는 것을 특징으로 한다.

[0016] 상기 방법은 상기 다수의 기준신호를 설정하는 단계 이전에, 상기 다수의 측정 신호 각각에 포함된 고주파 잡음을 제거하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0017] 상기 과제를 해결하기 위한 수단으로서, 본 발명의 다른 실시 형태에 따르면, 다수의 신체 부위에 분산 배치되어, 다수의 측정 신호를 동시 획득 및 제공하는 다수의 PPG 측정센서; 상기 다수의 측정 신호 각각에 포함된 고주파 잡음을 제거하는 고주파 잡음 제거부; 상기 다수의 측정 신호로부터 다수의 기준신호를 추출하는 기준신호 추출부; 상기 다수의 기준신호를 기반으로 채널별 지연 시간 및 신호 감쇄 정도를 파악한 후 상기 다수의 측정 신호의 크기 및 시간을 동기화하는 동기화부; 채널별 측정 신호의 전력과 측정 신호와 기준신호간 상호 상관 결과를 기반으로 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하고, 상기 채널별 동잡음 포함 구간이 제외되도록 상기 다수의 측정 신호를 결합함으로써, 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 동잡음 제거부를 포함하는 PPG신호의 동잡음 제거 장치를 제공한다.

발명의 효과

[0018] 본 발명의 다수의 신체부위를 통해 다수의 신호를 동시에 측정하고, 다수의 신호로부터 추출되는 기준신호와 상호상관 기법을 이용하여 신호 각각의 동잡음 포함 구간을 간단히 파악할 수 있도록 한다. 그리고 신호 결합 기법을 통해 동잡음 포함 구간이 제외되도록 다수의 신호를 결합함으로써, 원본 신호의 변형없이 동잡음이 보다 효과적으로 제거된 PPG신호를 생성할 수 있도록 한다.

[0019] 즉, 본 발명은 동잡음이 제거된 PPG신호를 보다 효과적이고 신뢰도 있게 획득할 수 있도록 하는 효과를 제공한다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도1은 PPG센서를 통하여 검출되는 PPG신호의 일예를 나타낸 도면이다.

도2은 고주파잡음 또는 동잡음이 포함된 PPG신호의 일예를 나타낸 도면이다.

도3은 본 발명의 일 실시예에 따른 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도4는 본 발명의 일 실시예에 따른 고주파 잡음 제거 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도5는 사용자별로 변화되는 측정 신호의 특성과 형태를 설명하기 위한 도면이다.

도6는 본 발명의 일 실시예에 따른 동기화 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도7는 본 발명의 일 실시예에 따른 동잡음 제거 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도8은 본 발명의 일 실시예에 따른 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 장치를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 본 발명에서 사용되는 기술적 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아님을 유의해야 한다. 또한, 본 발명에서 사용되는 기술적 용어는 본 발명에서 특별히 다른 의미로 정의되지 않는 한, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 의미로

해석되어야 하며, 과도하게 포괄적인 의미로 해석되거나, 과도하게 축소된 의미로 해석되지 않아야 한다. 또한, 본 발명에서 사용되는 기술적인 용어가 본 발명의 사상을 정확하게 표현하지 못하는 잘못된 기술적 용어일 때에는, 당업자가 올바르게 이해할 수 있는 기술적 용어로 대체되어 이해되어야 할 것이다. 또한, 본 발명에서 사용되는 일반적인 용어는 사전에 정의되어 있는 바에 따라, 또는 전후 문맥상에 따라 해석되어야 하며, 과도하게 축소된 의미로 해석되지 않아야 한다.

[0022] 또한, 본 발명에서 사용되는 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한 복수의 표현을 포함한다. 본 발명에서, "구성된다" 또는 "포함한다" 등의 용어는 발명에 기재된 여러 구성 요소들, 또는 여러 단계를 반드시 모두 포함하는 것으로 해석되지 않아야 하며, 그 중 일부 구성 요소들 또는 일부 단계들은 포함되지 않을 수도 있고, 또는 추가적인 구성 요소 또는 단계들을 더 포함할 수 있는 것으로 해석되어야 한다.

[0023] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 실시 예를 상세히 설명하되, 도면 부호에 관계없이 동일하거나 유사한 구성 요소는 동일한 참조 번호를 부여하고 이에 대한 중복된 설명은 생략하기로 한다.

[0024] 또한, 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 첨부된 도면은 본 발명의 사상을 쉽게 이해할 수 있도록 하기 위한 것일 뿐, 첨부된 도면에 의해 본 발명의 사상이 제한되는 것으로 해석되어서는 아니 됨을 유의해야 한다.

[0025] 본 발명을 설명하기에 앞서, PPG신호의 동잡음 포함 정도를 분석하기 위하여 PPG신호를 측정하는 방법과 PPG신호의 특징, PPG신호에 포함되는 잡음으로 인한 문제점에 대하여 먼저 살펴보기로 한다.

[0026] PPG신호는 측정센서를 신체말단부위에 부착하여 신체말단부위의 혈류량 변화를 감지하여 이를 토대로 심박 수를 검출하는 용도로 사용된다. 일반적으로 가장 많이 부착되는 부위는 손가락이며, 만약 저체온증과 같이 손가락의 혈류변화에 영향을 많이 주는 질병을 가진 경우에 귓불이나 발가락 등 다른 측정부위에서 측정하기도 한다. 측정센서를 신체말단부위에 부착한 후 혈류량 변화를 감지할 때에 측정센서의 광학적 특징을 이용한다. 이때 광학적 특징이란 빛이 어떠한 물질을 통과할 때에 반사, 굴절 및 흡수가 일어나는 특징을 의미한다. PPG신호는 측정센서에서 신체말단부위에 빛을 조사하고, 신체말단부위를 통과한 빛을 광 수신기에서 측정하여 광수신기에 도달한 광량변화를 이용하여 측정한다. 신체말단부위에 빛을 조사하였을 때, 광학적 특징에 의해 뼈, 근육, 혈액 등 신체 내부 조직에서의 빛의 흡수가 일어난다. 심박에 의해 혈류량이 증가하는 경우 혈류량이 적을 때에 비해 빛의 흡수량이 더 늘어나서 광수신기에 도달하는 광량이 줄어든다. 혈류량이 증가하면 수신되는 광량이 줄어들고, 혈류량이 감소하면 수신되는 광량이 증가한다. 즉 광수신기에 도달하는 광량의 변화가 혈류량의 변화를 나타낸다. 즉, PPG센서를 이용하여 측정된 신호는 심장박동에 동기화 된 혈류량의 변화이고, 이를 맥파라고 부른다.

[0027] 일반적으로 맥파는 혈류량의 증감만을 나타내기 때문에 혈류의 미세한 변화를 알기에는 적합하지 않다. 따라서 이를 개선한 것이 가속도 맥파로, 맥파를 2차 미분한 신호이다. 가속도 맥파는 말초 혈액 순환을 평가하는 최적의 지표로 사용되고 있다. 또한 가속도 맥파는 혈액의 순환 상태나 혈관의 노화도, 혈관의 탄성도에 대한 객관적 평가를 위한 효과적인 분석방법으로 사용되고 있다. 또한 이 외에도 가속도 맥파를 이용한 다양한 분석방법들이 개발되고 있다.

[0028] 가속도 맥파를 이용하여 심박 수를 검출할 때에 사용되는 값은 PPI(Peak to Peak Interval)이다. 이는 한 주기 신호의 최대치와 다음 주기신호의 최대치까지의 시간 간격을 의미한다. 맥파 신호를 측정할 때에 측정된 신호에는 고주파 잡음과 동잡음이 포함된다. 고주파 잡음은 맥파 신호의 큰 형태에 영향을 주지는 않지만 PPI를 검출할 때 오차를 발생시킨다. 또한 사용자의 움직임으로 인한 말단모세혈관의 혈류량변화에 의한 잡음발생은 신호를 왜곡시키는 요인이 된다. 따라서 고주파 잡음과 동잡음을 해결하기위한 적절한 신호처리기법이 요구된다.

[0029] 도1은 PPG센서를 통하여 검출되는 PPG신호의 일예를 나타낸 도면이다.

[0030] PPG신호의 주기를 이용하여 심박 수를 검출하고, 주기를 검출할 때 사용하는 값은 PPI(Peak to Peak Interval)로, 이는 도1에 도시된 바와 같이 한 주기 신호의 최대치와 다음 주기 신호의 최대치까지의 시간 간격을 의미한다. 이에 PPG신호의 PPI를 이용하여 심박 수를 알 수 있다.

[0031] 일반적으로 사람은 1분에 약 70회 정도의 심박 수를 갖고 있지만 신체활동이나 외부자극에 의해서 심박 수는 변화될 수 있다. 외부자극을 받아 신체가 긴장된 경우에는 심박 수가 증가하여 PPI가 작아지고, 이완된 상태에서는 심박 수가 감소하여 PPI가 증가한다. 이와 같은 PPI의 변화로 측정자의 심리상태를 파악하거나 질병의 유무를 판단할 수 있다.

[0032] 도2은 고주파잡음 또는 동잡음이 포함된 PPG신호의 일예를 나타낸 도면이다.

[0033] 도2의 (a)과 같이 PPG신호에 고주파 잡음이 포함되는 경우에는 신호의 왜곡이 발생한다. 고주파 잡음은 신호자체에는 큰 변화를 주지 않지만, PPI를 검출 시 방해요인이 되므로 제거되어야한다. 일반적인 PPG신호가 0~4Hz의 주파수 대역에서 활성화되지만 고주파잡음은 이보다 큰 주파수 대역에서 활성화 되므로 저역통과필터를 이용하여 간단히 제거할 수 있다.

[0034] 반면, 도2의 (b)와 같이 PPG신호에 동잡음이 포함된 경우에는 신호의 원형을 알아볼 수 없을 만큼 심각한 왜곡이 발생한다. 이러한 동잡음은 다양한 주파수 대역에서 발생하며, PPG신호가 활성화되는 0~4Hz의 주파수 대역에도 영향을 주기 때문에 단순한 필터로 제거할 수 없다. 동잡음은 PPI 즉 신호의 한 주기를 검출할 때에 심각한 방해요인이 되므로 동잡음을 해결하기 위한 신호처리 기법이 요구된다.

[0035] 이에 본 발명에서는 PPG신호에 포함된 동잡음을 제거하기 위해 서로 다른 신체부위를 통해 다수의 신호를 동시에 측정하고, 다수의 신호로부터 추출되는 기준신호와 상호상관 기법을 이용하여 신호 각각의 동잡음 포함 구간을 파악하고, 동잡음 포함 구간이 제외되도록 다수의 신호를 결합함으로써, 동잡음이 제거된 PPG신호를 생성하도록 하는 새로운 신호처리 방안을 제안하고자 한다.

[0036] 도3은 본 발명의 일 실시예에 따른 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0037] 도3을 참고하면, 본 발명의 PPG신호내 동잡음 제거 방법은 다수의 측정 신호 획득 단계(S1), 고주파 잡음 제거 단계(S2), 기준신호 설정 단계(S3), 크기 및 시간 동기화 단계(S4), 동잡음 포함 구간 파악 단계(S5), 및 동잡음 제거 단계(S6) 등을 포함할 수 있다.

[0038] 먼저, 다중 신호 측정 단계(S1)에서는 사용자의 신체 여러 부위에 다수의 PPG 센서를 분산 배치한 후, 다수의 PPG 센서를 통해 다수의 측정 신호를 동시 측정하도록 한다. 이때의 측정 신호는 PPG신호 이외에 고주파 잡음과 동잡음을 포함하는 신호이다.

[0039] PPG신호는 신체말단부위를 통해 측정되는 것이 가장 바람직한데, 측정 위치마다 신호의 형태나 크기가 다르게 나타나는 특징을 가진다. 따라서 측정 가능한 다양한 신체말단 부위 중 어떠한 곳에서 신호를 측정할지 결정하는 것은 매우 중요하다. 일반적으로 PPG신호는 손가락이나 발가락, 귓불에서 많이 측정되지만, 최근 개발된 손목 착용형 스마트기기를 통해 손목이나 이마에서도 측정되기도 한다. 다만, 손목이나 이마에서 신호를 측정하는 경우 맥파의 특성이 신체말단부위에서 측정한 신호보다 상대적으로 부정확해지는 문제가 있다.

[0040] 이에 본 발명에서는 신체말단부위에 해당하는 손과 발 등을 통해 PPG신호를 측정하되, 이후 PPG신호에 포함된 잡음을 효과적으로 제거하기 위해서 양손과 양발 중 두 곳 이상에서 신호를 측정하도록 한다. 또한 PPG신호 측정 부위를 사용자의 신체 상태 또는 질병 등을 추가 고려하여 결정 및 조정할 수 있도록 한다. 예를 들어, 사용자가 수족냉증과 같은 혈류변화에 영향을 주는 질병을 가진 경우, 질병의 영향이 가장 작은 부위를 채택하여 신호를 측정할 수 있도록 한다.

[0041] 다만, 다중 신호 측정 단계(S1)를 통해 획득되는 측정 신호는 고주파 잡음 및 동잡음 중 적어도 하나를 포함하는 PPG신호일 수 있다. 이에 기준신호 설정 단계가 완료되기 전까지는 측정 신호에 동잡음이 포함되지 않도록 사용자가 움직이지 않는 상태에서 신호 측정이 수행하도록 하고, 기준신호 설정이 완료된 후에야 사용자가 자유롭게 움직일 수 있도록 한다.

[0042] 고주파 잡음 제거 단계(S2)에서는 저역통과 필터 등을 이용하여 채널별 측정 신호 각각에 포함된 고주파 잡음을 도4에서와 같이 제거하도록 한다.

[0043] 동잡음이 포함되지 않는 조용한 환경에서 신호 측정을 진행하더라도, 주변 전자기기로 인한 잡음이나 신호의 전원잡음 등 물리적, 기계적 특성에 의해 발생되는 고주파 잡음이 측정 신호에 포함될 수 있다. 고주파 잡음은 일반적으로 고주파 영역에 포함되는 잡음으로, 이는 측정 신호의 주기 검출에 이용되는 PPI 검출과 기준신호 설정 시 방해요인이 되기 때문에 반드시 제거되어야 한다. 고주파 잡음은 저역통과 필터 등을 통해 간단히 제거 가능하나, 본 발명에서는 PPG신호가 주로 0~10kHz 범위 내에 주로 발생됨을 고려하여, 20kHz 이상의 잡음만을 필터링하여 제거할 수 있도록 한다.

[0044] 기준신호 설정 단계(S4)에서는 다수의 측정 신호로부터 다수의 기준신호를 추출하도록 한다.

[0045] 앞서 설명된 바와 같이 기준신호는 동잡음이 발생되지 않도록 사용자가 움직이지 않는 안정된 상태에서 설정되어야 하는 데, 이러한 조건에서 신호 측정을 진행하여도 센서의 특성상 초기에는 사용자의 일반적인 맥파의 크기보다 작은 신호값을 가지며 진폭과 크기도 불균일한 신호가 측정될 가능성이 있다. 따라서 본 발명에서는 사

용자 움직임이 없으며, 신호 측정 시작 후 기 설정 시간이 경과한 상태에서 획득된 신호를 이용하여 기준신호를 획득하도록 한다. 예를 들어, 일반적인 PPG신호의 주기가 0.6~1.2초 정도의 주기를 가짐을 고려하여, 약 3주기에 해당하는 3초의 시간이 지난 후 5주기 동안의 측정 신호를 수집 및 평균하여 기준신호를 획득할 수 있을 것이다.

[0046] 더하여, PPG신호는 도5에 도시된 바와 같이 사람마다 다른 특성과 형태를 가지며, 측정 부위에 따라서도 다른 형태를 가지는 특성이 있다. 이에 본 발명에서는 각 사용자의 여러 측정 부위 각각에 대응되는 기준신호를 다수개 획득한 후, 이들을 이용하여 채널별 측정 신호 각각을 분석하도록 함으로써, 신호 분석의 신뢰성이 보다 향상될 수 있도록 한다.

[0047] 크기 및 시간 동기화 단계(S5)에서는, 다수의 기준신호를 비교 분석하여 채널별 지연 시간 및 신호 감쇄 정도를 파악한 후, 이를 기반으로 다중 신호 각각의 크기 및 시간을 동기화하도록 한다.

[0048] 사용자의 신체 여러 부위를 통해 다수의 측정 신호를 동시에 측정하는 경우, 각 신호의 측정위치와 심장과의 거리차로 인해 측정 신호 각각의 수신 시간과 수신 신호 크기에는 차이가 발생한다. 신호 수신 시간의 차이는 이후 동잡음이 포함된 신호를 정상신호로 대체하는 과정에서 위상의 차이로 나타나게 되므로 효과적인 신호처리를 위해 각 채널간의 시간차이를 보정해야한다.

[0049] 이에 본 발명에서는 상호상관기법(특히, 상호 상관 함수)을 통해 기준신호 설정에 이용되는 5주기 동안의 측정 신호 각각의 지연 시간을 파악한 후, 채널별로 평균내어 채널별 지연 시간을 계산하고, 도6에서와 같이 채널별 지연 시간만큼 채널별 신호를 시간 이동시켜 시간차이를 보정하도록 한다.

[0050] 또한 동잡음 제거 단계(S6)에서 동일 시간의 다중 신호를 분석하여 최적화된 신호를 채택 및 결합하기 위해 채널별 신호의 크기 또한 보정해야 한다. 이는 다수의 기준신호들 중 가장 큰 신호값을 가지는 기준신호를 선택하고, 선택된 기준신호와 나머지 기준신호간 신호 크기 차이를 기반으로 채널별 신호 감쇄 정도를 파악한 후, 채널별 신호 감쇄 정도에 따라 채널별 측정 신호의 크기를 보정하는 방식으로 수행될 수 있을 것이다. 즉, 채널별 신호 감쇄 정도에 따라 채널별 측정 신호 각각의 크기를 보정함으로써, 모든 채널의 측정 신호 크기가 균일해지도록 한다.

[0051] 동잡음 포함 구간 파악 단계(S5)에서는 측정 신호의 전력과 측정 신호와 기준신호간 상호 상관 결과를 기반으로 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하도록 한다.

[0052] 본 발명에서는 측정 신호의 각 주기별로 동잡음 포함 여부를 확인하도록 한다. 측정 신호의 각 주기는 가속도맥파의 PPI를 이용하여 파악 가능한 데, 이는 각 주기의 최대치로부터 왼쪽 약 (0.1*주기) 지점부터 다음 주기 최대치의 왼쪽 약 (0.1*주기) 지점까지를 한 주기로 정의하도록 한다. 동잡음이 포함되지 않은 경우는 일정한 간격으로 PPI가 나타나지만 동잡음이 포함되는 경우는 PPI가 달라진다. 일반적인 심박은 0.8초 정도이고, 동잡음이 발생한 구간은 그 주기가 0.3~1.6초로 급격하게 변화한다. 따라서 주기가 0.3초보다 작은 경우는 동잡음이 포함되었다고 판단한다. 신호에 잡음이 포함된 정도를 확인하기 위해 SNR(signal to noise ratio)를 계산해야한다. 일반적인 SNR은 신호전력을 잡음전력으로 나눈 값으로 P_{signal}/P_{noise} 로 나타낼 수 있다. 본 발명에서는 편의상 P_{noise}/P_{signal}, 즉 SNR^{-1}을 SNR로 간주하기로 한다. SNR은 잡음과 신호를 분리 가능한 경우에 사용된다. 그러나 동잡음은 신호에서 완벽히 분리해 내기 어려우므로 SNR을 직접적으로 사용할 수 없다. 따라서 본 발명에서는 상호상관기법과 신호의 전력을 이용하여 SNR을 추정함으로서 동잡음의 포함 정도를 판단하는 새로운 방안을 제안한다.

[0053] 참고로, 상관기법은 시간영역에서 두 신호의 유사성을 확인하기 위해 사용된다. 상관기법에 사용되는 상관함수는 상호상관함수와 자기상관함수가 있다. 상호상관함수는 서로 다른 두 신호의 유사한 정도를 나타내는 함수로, 수학식1에서와 같이 표현된다.

[0054] [수학식1]

[0055] $$R_{sn}(\tau) = (s*n)(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)n(t+\tau)dt = \langle s(t), n(t+\tau) \rangle$$

[0056] 상호상관함수와 유사한 자기상관함수는 수학식2와 같이 표현되며, 어떤 신호의 시간 이동된 자기 자신과의 유사성을 확인하는데 사용된다.

[0057] [수학식2]

[0058] $$R_{ss}(\tau) = (s * s)(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)s(t+\tau)dt = \langle s(t), s(t+\tau) \rangle$$

[0059] 이때, R_{sn}는 s와 n 의 상호상관결과, R_{ss}는 s의 자기상관결과를, $s(t)$ 기준신호를, τ는 시간 지연을 의미한다.

[0060] 자기상관 결과는 신호의 전력과 연관이 있다. 신호 제곱의 평균, 즉 신호의 파워는 수학식3과 같이 시간지연(τ)이 0인 경우의 자기상관 결과와 동일하며 자기상관 결과로 나타날 수 있는 값의 최대값과 같다.

[0061] [수학식3]

[0062] $$P_s = \langle s(t), s(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)s(t)dt = R_{ss}(0)$$

[0063] 본 발명에서는 앞서 설명된 바와 같이 신호에 동잡음이 포함되었는지 확인하기 위해 상호상관 기법을 이용한다. 신호 측정 초기의 신호로 정의된 기준신호와 사용자가 움직이는 동안 측정된 신호를 이용하여, 측정신호의 동잡음 포함 여부를 확인하도록 한다.

[0064] 기준신호를 $s(t)$ 라고 정의하고, 기준신호 이후 측정된 잡음이 포함되지 않은 신호를 $s'(t)$ 이라 정의하면, $s'(t)$는 기준신호와 동일한 형태를 가지지만, 심장의 혈류량이나, 운동 상태 및 외부 요인에 의해 그 크기가 변화할 수 있다. 따라서 본 발명에서는 측정된 신호 $s'(t)$를 $s'(t)=\alpha s(t)$, 즉 기준신호의 양의 실수 배 형태(α는 양의 실수)로 정의할 수 있게 된다.

[0065] 측정 신호에 동잡음이 포함된 경우, 측정 신호는 일반적인 PPG신호에 잡음이 포함된 형태인 식 $\alpha s(t)+n(t)$로 나타나며, 측정 신호에 포함된 동잡음은 측정 신호와 독립적으로 발생한다.

[0066] 그러면, 잡음이 포함된 PPG신호와 기준신호의 상호상관 결과는 수학식4와 같이 표현될 수 있다.

[0067] [수학식4]

[0068] $$\langle \alpha s(t) + n(t), s(t+\tau) \rangle = \alpha \langle s(t), s(t+\tau) \rangle + \langle n(t), s(t+\tau) \rangle$$

[0069] 수학식 4에서 시간지연(τ)이 0인 경우, 수학식 4는 수학식 5식으로 변환 가능하며, 이 결과는 상호상관결과의 최대값과 유사하다.

[0070] [수학식5]

[0071] $$R_{\alpha s+n,s} = \langle \alpha s(t) + n(t), s(t) \rangle = \alpha \langle s(t), s(t) \rangle + \langle n(t), s(t) \rangle = \alpha P_s + R_{ns}(0)$$

[0072] 상기의 결과와 같이 상호상관 결과는 신호의 전력과 밀접한 연관을 가지므로, 상호상관과 신호의 전력을 이용한 신호처리 알고리즘을 이용하여 동잡음의 유무를 판단할 수 있다.

[0073] 계속하여, 측정 신호의 전력은 수학식6과 같이 PPG신호의 전력과 동잡음의 전력, 그리고 PPG신호와 동잡음의 상호상관 결과로 표현될 수 있다.

[0074] [수학식6]

[0075] $$\begin{aligned} P_{\alpha s+n} &= \langle \alpha s+n,\ \alpha s+n \rangle = \langle \alpha s,\ \alpha s \rangle + \langle n,\ \alpha s \rangle + \langle \alpha s,\ n \rangle + \langle n,\ n \rangle \\ &= \alpha^2 \langle s,\ s \rangle + 2\alpha \langle n,\ s \rangle + \langle n,\ n \rangle = \alpha^2 P_s + 2\alpha R_{ns}(0) + P_n \end{aligned}$$

[0076] 수학식5의 측정 신호와 기준신호의 상호상관 결과를 이용하여 수학식6의 측정신호와 동잡음의 상호상관 결과의 영향을 제거하면, 수학식 7에서와 같이 SNR 즉 신호 대 잡음비를 계산할 수 있다.

[0077] [수학식7]

$$SNR^{-1} = \frac{P_{noise}}{P_{signal}} = \frac{P_{\alpha s+n} - (\alpha^2 P_s + 2\alpha R_{ns}(0))}{P_s}$$
$$= \frac{P_{\alpha s+n} - (\alpha^2 P_s + 2\alpha (R_{\alpha s+n,s} + \alpha P_s)}{P_s}$$
$$= \frac{P_{\alpha s+n} - 2\alpha R_{\alpha s+n,s}}{P_s} + \alpha^2$$

[0078]

[0079] 즉, 본 발명의 SNR는 앞서 설명된 바와 같이 P_{noise}/P_{signal}로 정의되며, P_{noise}는 동잡음의 전력(P_s)이고, P_{signal}은 PPG신호의 전력(P_s)이므로, P_{noise}는 수학식 6을 기반으로 "$P_{\alpha s+n} - (\alpha^2 P_s + 2\alpha R_{ns}(0))$"로 표현되며, $R_{ns}(0)$는 다시 수학식 5를 기반으로 "$R_{\alpha s+n,s} + \alpha P_s$"으로 표현되게 된다. 따라서 본 발명의 다수의 측정 신호 각각의 SNR는 측정 신호의 전력(P_{as+n}) 및 측정 신호와 기준신호의 상호 상관 결과($R_{as+n,s}$)를 기반으로 계산될 수 있음을 알 수 있다.

[0080] 동잡음 제거 단계(S6)에서는, 채널별 동잡음 포함 구간이 제외되도록 상기 다수의 PPG신호를 선택적으로 결합함으로써, 동잡음이 제거된 하나의 PPG신호를 획득하도록 한다.

[0081] 도7에서와 같이, 본 발명은 다수의 측정 신호 각각의 SNR^{-1}값을 주기별로 계산하고 해당 값이 기준신호의 SNR^{-1}값보다 10배 이상 큰 경우 해당 주기가 동잡음이 포함되었다고 가정하고 해당 주기에 가중치 "1"를 부여한다. 동잡음이 포함된 구간이 발견된 경우 해당 구간의 앞 뒤 한 주기씩을 동잡음이 포함되었을 가능성이 있는 구간으로 정의하고 가중치 "0.5"을 부여하고, 동잡음이 포함되지 않은 경우 가중치 "0"을 부여한다. 그리고 가중치를 기반으로 다수의 측정 신호를 선택적 결합하여, 동잡음이 제거된 하나의 PPG신호를 획득하도록 한다.

[0082] 선택적 결합 기법이란 각 채널에서 얻어진 신호 중 각 구간별 최상의 신호를 출력함으로서 이상적인 신호를 출력하는 방식이다. 본 발명의 경우, 모든 채널의 가중치가 "0"인 경우 SNR^{-1}값이 가장 작은 신호를 출력하고, 하나의 채널만 가중치가 "0"이고 나머지 채널이 "0.5"이상인 경우 가중치가 "0"인 채널의 신호를 출력하고, 모든 채널의 가중치가 "0.5"이상인 경우 가중치가 "0.5"인 채널들의 SNR^{-1}을 비교하여 SNR^{-1}이 가장 작은 채널 신호를 출력하는 방식으로 다수의 측정 신호를 결합할 수 있으며, 이에 따라 다수의 측정 신호에 포함된 동잡음은 자동적으로 제거되게 된다.

[0083] 특히, 본 발명에서는 동잡음이 포함된 구간 뿐 만 아니라 앞뒤 구간에도 가중치를 부여하도록 하는 데, 이는 각 주기의 시작이나 끝에 작은 양의 동잡음이 포함되는 경우 해당 주기를 동잡음이 포함된 주기라고 판단하지 못하는 경우가 발생하므로 이를 방지하기 위함이다.

[0084] 상기의 설명에서는 설명의 편이를 위해, 다수의 PPG신호의 신호 결합을 다이버시티 결합기법 중 하나인 선택적 결합(selection combining) 방식에 기반하여 수행되도록 하였지만, 이러한 신호 결합 방식은 필요에 따라 채널 최대율 결합(maximal-ratio combining), 동 이득 결합(equal-gain combining), 스위치 결합(switch combining) 등의 방식으로 변형되어 수행될 수도 있음은 물론 당연할 것이다. 즉, 다양한 형태의 다이버시티 결합기법에 따라 다수의 PPG신호의 신호 결합을 수행할 수 있다.

[0085] Switch combining 기법을 이용하는 경우, 채널 신호의 상태가 일정 임계치 이하인 경우만 고려하여 동작잡음이 포함되기 전까지 채널이동을 하지 않으므로, 출력되는 신호의 성능이 Selection 기법에 비해 좋지 않다. 하지만 이득을 비교하는 과정 없이 동잡음의 포함 유무만 확인하므로 처리과정이 더 간소화될 수 있다.

[0086] Maximal ration와 Equal gain 기법은 각 채널의 신호를 더하여 출력하는 방법을 사용하는 기법으로, 두 기법의 차이는 각 채널에 가중치를 포함하여 더하는지의 유무이다. 가중치를 계산하여 더하는 Maximal기법이 처리 과정이 더 복잡하다. Selection과 Switch기법은 Maximal, Equal 기법과 달리 한 채널의 신호만을 선택하여 출력하므로 잡음의 영향이 적은 신호를 선택 출력할 수 있지만, Maximal 과 Equal은 모든 신호를 다 사용하므로 잡음의 영향이 일부 남아있을 수 있다는 단점이 있다.

[0087] 도8은 본 발명의 일 실시예에 따른 상호 상관 기법과 다이버시티 결합기법을 이용한 가속도 맥파의 동잡음 제거 장치를 설명하기 위한 도면이다.

[0088] 도8을 참고하면, 본 발명의 PPG신호의 동잡음 제거 장치는 다수의 신체 부위에 분산 배치되어, 다수의 측정 신호를 동시 획득 및 제공하는 다수의 PPG 측정센서(11~1n), 다수의 측정 신호 각각에 포함된 고주파 잡음을 제거하는 고주파 잡음 제거부(20), 다수의 측정 신호로부터 다수의 기준신호를 추출하는 기준신호 추출부(30), 다수의 기준신호를 기반으로 채널별 지연 시간 및 신호 감쇄 정도를 파악한 후 다수의 측정 신호의 크기 및 시간을 동기화하는 동기화부(40), 채널별 측정 신호의 전력과 측정 신호와 기준신호간 상호 상관 결과를 기반으로 채널별 동잡음 포함 구간을 파악하고, 상기 채널별 동잡음 포함 구간이 제외되도록 상기 다수의 측정 신호를 결합함으로써, 동잡음이 제거된 PPG신호를 획득하는 동잡음 제거부(50) 등을 포함할 수 있다.

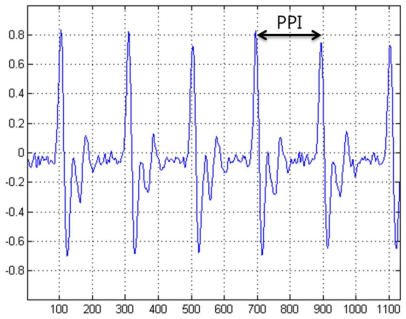
[0089] 이와 같이 구성되는 PPG신호의 동잡음 제거 장치는 별도의 하드웨어 장치로 구현되거나, 기존의 의료 기기에 내장되는 임베디드 장치 형태로 구현될 수 있을 것이다. 또한 필요한 경우, 다수의 PPG 측정센서(11~1n)을 제외한 구성이 소프트웨어 형태로 구현되어, 온라인상의 서버로부터 다운로드받아 설치할 수도 있도록 한다.

[0090] 상술한 실시예에 설명된 특징, 구조, 효과 등은 본 발명의 적어도 하나의 실시예에 포함되며, 반드시 하나의 실시예에만 한정되는 것은 아니다. 나아가, 각 실시예에서 예시된 특징, 구조, 효과 등은 실시예들이 속하는 분야의 통상의 지식을 가지는 자에 의하여 다른 실시예들에 대해서도 조합 또는 변형되어 실시 가능하다.

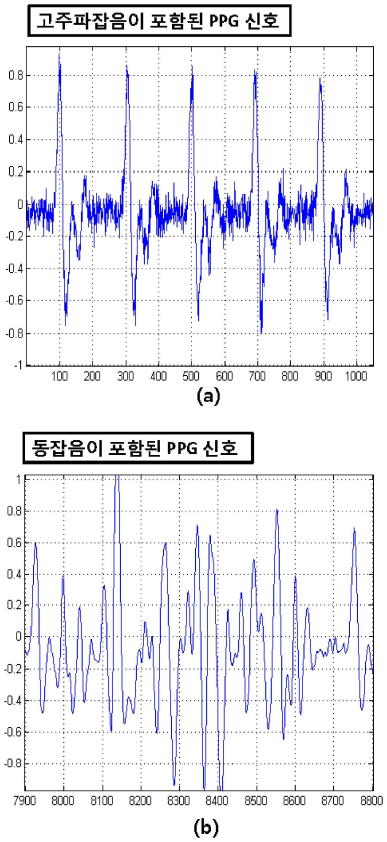
[0091] 따라서 이러한 조합과 변형에 관계된 내용들은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다. 또한, 이상에서 실시예들을 중심으로 설명하였으나 이는 단지 예시일 뿐 본 발명을 한정하는 것이 아니며, 본 발명이 속하는 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 본 실시예의 본질적인 특성을 벗어나지 않는 범위에서 이상에 예시되지 않은 여러 가지의 변형과 응용이 가능함을 알 수 있을 것이다. 예를 들어, 실시예들에 구체적으로 나타난 각 구성 요소는 변형하여 실시할 수 있는 것이다. 그리고 이러한 변형과 응용에 관계된 차이점들은 첨부한 청구 범위에서 규정하는 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

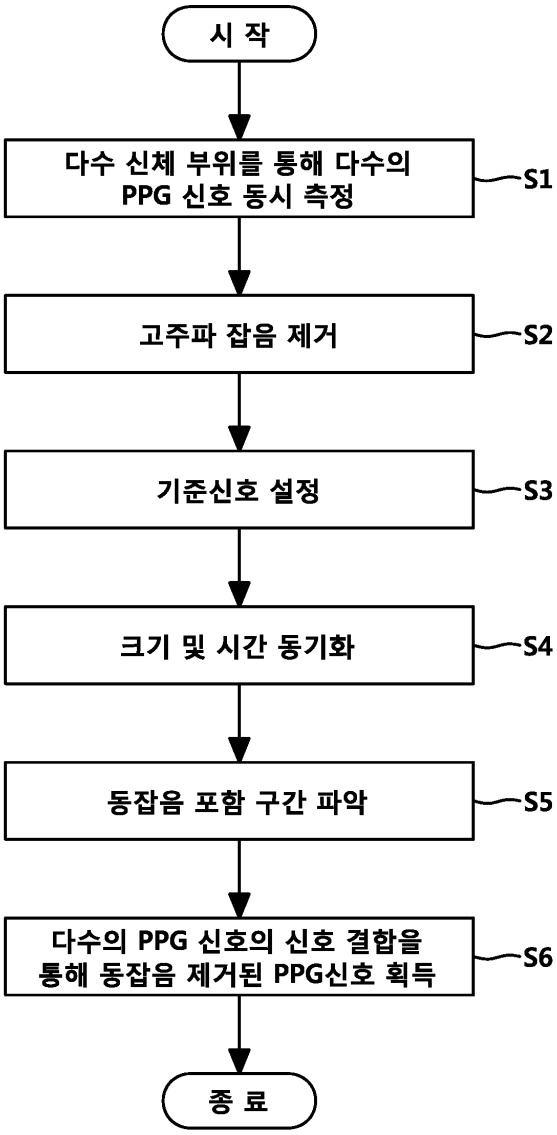
도면1



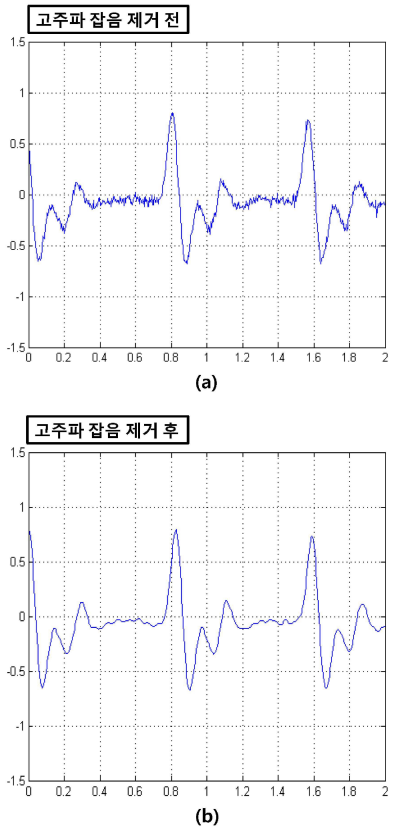
도면2



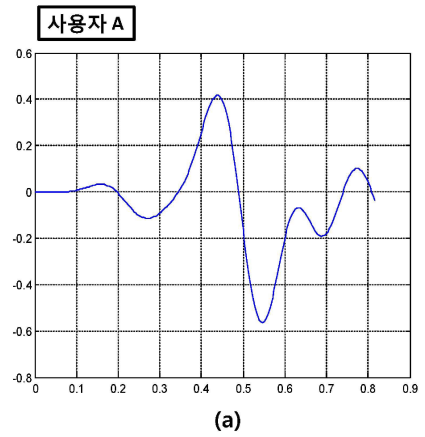
도면3


시 작
다수 신체 부위를 통해 다수의 PPG 신호 동시 측정
S1
고주파 잡음 제거
S2
기준신호 설정
S3
크기 및 시간 동기화
S4
동잡음 포함 구간 파악
S5
다수의 PPG 신호의 신호 결합을 통해 동잡음 제거된 PPG신호 획득
S6
종 료

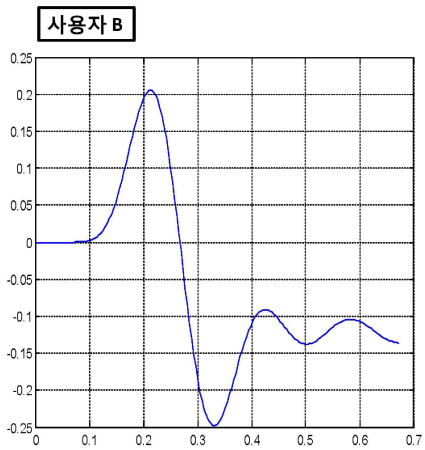
도면4


고주파 잡음 제거 전
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
-1.5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
1.2
1.4
1.6
1.8
2
(a)
고주파 잡음 제거 후
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
-1.5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
1.2
1.4
1.6
1.8
2
(b)

도면5

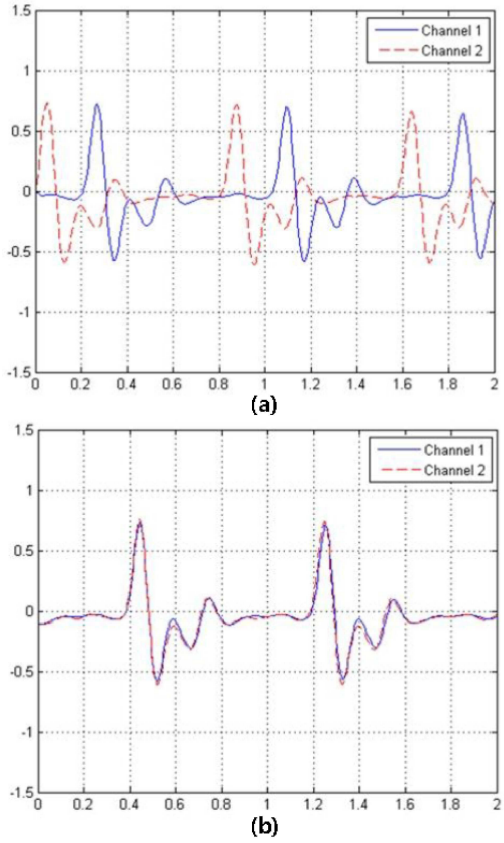

사용자 A
0.6
0.4
0.2
0
-0.2
-0.4
-0.6
-0.8
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5
0.6
0.7
0.8
0.9

(a)

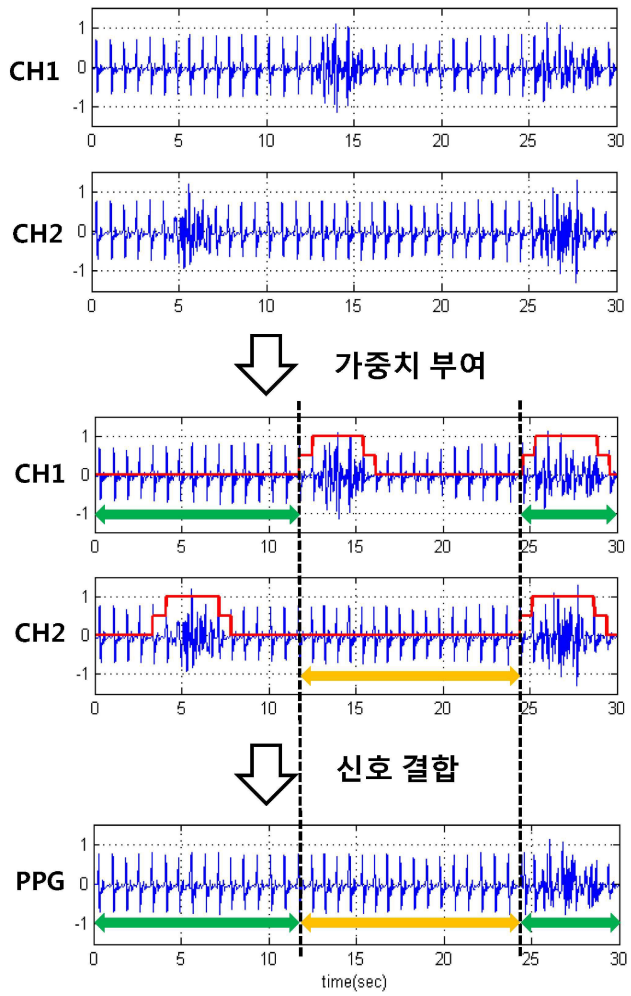

사용자 B
0.25
0.2
0.15
0.1
0.05
0
-0.05
-0.1
-0.15
-0.2
-0.25
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5
0.6
0.7

(b)

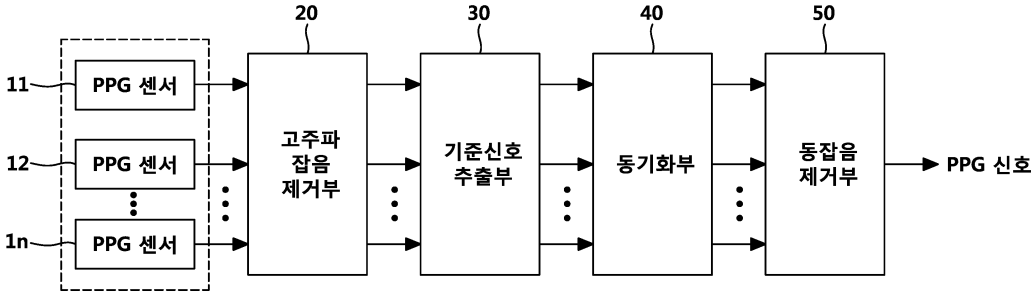
도면6


Channel 1
Channel 2
1.5
1
0.5
0
-0.5
-1
-1.5
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
1.2
1.4
1.6
1.8
2
(a)
Channel 1
Channel 2
(b)

도면7


CH1
CH2
가중치 부여
CH1
CH2
신호 결합
PPG
time(sec)

도면8


11
12
1n
PPG 센서
PPG 센서
PPG 센서
20
고주파 잡음 제거부
30
기준신호 추출부
40
동기화부
50
동잡음 제거부
PPG 신호