

A Study on Performance Enhancement of Period Detection in Pulse Wave

이 현 민* · 김 동 준*
(Hyun-Min Lee · Dong-Jun Kim)

Abstract - Heart rate may be a very important parameter in human health. To extract heart rate, the electrocardiogram(ECG) is commonly used. But the ECG acquisition procedure is very complex. On the other hand, the acquisition of pulse wave or photoplethysmogram(PPG) is very easy. However, the peak of PPG is not so sharp as ECG. This study tries to enhance the performance of peak detection in PPG signal. The method uses the average slopes around the main peak. The crossing point of the increasing and the decreasing slopes is selected as the peak point of heart rate period. The proposed method showed smoothed heart rate graph and reduced irregularity in heart rate values.

Key Words : PPG, Pulse wave, Heart rate period detection

1. 서 론

높은 수준의 기술과 의학의 발달은 국민 소득의 증가와 더불어 사람들의 건강에 대한 관심을 증가시켰고, 이에 따라 일반인, 환자, 노인 등의 건강관리의 필요성이 대두되기 시작하면서, 집에서 편하게 자신의 건강을 관리하고자 하는 사람들의 욕구가 증가하고 있다. 이러한 욕구를 충족시키기 위해 인간 중심의 제품 및 환경 설계를 연구하기 위한 감성공학과 u-health 응용분야의 연구가 활발히 진행되고 있다. 인간의 몸에서 측정할 수 있는 대표적인 생리신호로는 혈압(blood pressure), 심전도(electrocardiogram, ECG), 맥박(pulse), 피부온도(skin temperature), 뇌파(electroencephalogram, EEG) 등이 있다. 이 중에서 심전도나 맥박 등은 심장의 활동으로부터 얻을 수 있는 중요한 생체신호 정보인 심박주기(heart rate)를 검출에 사용되고 있는데, 심박주기는 태아, 환자, 노인들의 질병감시 및 측정과 같이 임상에서 뿐만 아니라 감성공학 및 u-health 분야의 응용에서도 중요한 신호로 사용되고 있다. 특히 감성공학에서 자율신경계의 변화인 심박을 이용한 심박변이도(heart rate variability, HRV)는 심박주기의 연속적인 변화들을 순차적으로 연결하여 일련의 데이터로 만든 신호이며, 인간의 감성을 신경계 반응의 통합적 조절로써 정량화하려는 많은 연구에 응용되고 있다 [1-2]. 따라서, 심박주기의 검출은 매우 정확하고 신중한 처리 과정이 요구된다.

어떤 신호로부터 주기를 검출하는 방법은 크게 시간 영역에서 개발된 방법, 주파수 영역의 방법, 그리고 두 영역을 같이

이용하는 방법 등으로 구분될 수 있다[3]. 시간 영역의 방법은 자기상관함수(autocorrelation), AMDF(average magnitude difference function)등을 이용하는 방법이 있고, 주파수 영역의 방법은 고조파 피크 검출(harmonic peak detection), 스펙트럼 유사도 분석(spectrum similarity) 등이 있으며, 기타 방법으로서는 캡스트럼(cepstrum)을 이용하는 방법도 있다[4]. 그러나 주파수 영역의 방법과 캡스트럼의 방법은 연산량이 많기 때문에 시간 영역에서의 방법이 많이 이용되고 있다[5].

심박주기를 검출하는데 사용되는 생리신호로는 주로 심전도가 사용되고 있다. 이는 심전도가 측정 부담감을 최소화하여 공학적 응용의미를 높일 수 있는 방법으로 손이나 발에서 측정 가능한 자율신경계 반응을 사용하기 때문이다. 그러나, 심전도를 이용한 측정은 정확성을 보장받을 수 있는 장점이 있지만, 가슴, 손, 발 등 여러 신체 부위에 측정 전극을 부착해야 하는 번거로움이 있어서 좀 더 간편한 측정 방법에 대한 필요성이 절실하다. 이에 비해 맥파(photoplethysmography, PPG)는 심장의 수축·확장과 동시에 발생하는 말초정동맥계의 박동 현상을 그래프로 나타낸 것으로서, 심전도와 같이 자율신경계를 통해 생리적 반응을 측정하는 신호이며, 손가락에 센서 하나만 부착시키면 되기 때문에 상대적으로 신호의 측정이 간편하다는 장점을 가지고 있어 u-health 분야에서의 응용이 용이하다[6].

본 연구에서는 심전도보다 측정이 비교적 간편한 맥파를 이용하여 피크와 전·후 기울기의 정보를 통해 심박주기의 정확성을 개선하는 알고리즘을 제안한다. 이를 위해 우선 피크를 검출하고, 피크의 전·후 두 기울기의 교차점을 정확한 피크로 인정하여 그 구간을 세분화함으로써 보다 정확한 피크를 검출하는 방법을 개발하였다. 또한, 기울기를 계산하기 위한 파라미터인 피크 전·후 무시구간과 기울기 계산 구간을 각각 3~5 포인트, 5~7 포인트로 변화시켜가며, 가장 정확한 주기를 검출하는 것으로 판단되는 구간들을 실험적으로 알아보고 기존의 주기와 비교하여 개선되는지를 확인하였다.

* 교신저자, 정회원 : 청주대 공대 전자공학과 교수
E-mail : djkim@cju.ac.kr

* 정 회 원 : 청주대 공대 전자공학과 박사과정
접수일자 : 2009년 4월 16일
최종완료 : 2009년 5월 17일

2. 개선된 심박주기 검출 방법

심전도 신호에서의 심박주기 검출은 R-R간의 간격을 구함으로써 얻어지며, R로 나타나는 피크는 크기가 크고, 날카로워서 피크를 검출하고, 주기를 계산하는 것이 매우 용이하다. 그러나 PPG 신호에서는 피크 부분이 심전도 신호에 비해 완만한 곡선 형태로 나타나기 때문에 정확한 심박의 추출이 상대적으로 어려워져 좀 더 세심한 신호처리 기술이 적용되어야 한다. 또한, PPG 신호는 주기 부분에서 비교적 큰 피크를 가지나, 미약한 신호인 경우에는 작은 피크들로 구성되므로 매우 신중한 처리 과정이 요구된다. 이는 비정상적인 PPG 신호에서 주기가 잘못 검출되어 정상적으로 검출되는 것처럼 나타나면, 심박주기가 이웃한 값으로부터 급격한 변화를 나타낼 수 있으며, 이는 이후 행해질 심박주기의 응용에서 변화가 없는 것처럼 나타나거나 전혀 다른 결과를 나타낼 수 있기 때문이다. 따라서 본 연구에서는 주기성이 매우 뚜렷해서 강한 PPG 신호라고 판단되는 경우에만 심박주기를 결정할 수 있도록 하였으며, 완만한 피크 부분으로부터 주봉 피크(main peak)를 결정한 후, 주봉 피크를 중심으로 각각 전·후의 기울기와 그 교차점을 이용하여 보다 정확한 피크의 위치를 검출할 수 있도록 하였다. 또한, 주기 피크 검출 후에도 심박주기 계산에 현재 프레임과 전·후 프레임의 결과를 활용하여 최종적으로 주기를 결정하게 된다.

2.1 주봉 피크 검출

일반적인 성인의 맥박률은 약 60~80bpm(beats per minute)이며, 이는 약 1~1.33Hz에 해당되므로 주기는 약 0.75~1초 이상이 되어야 한다. 주기 검출에 사용되는 윈도우의 길이는 어떤 알고리즘을 이용하더라도 계산량과 거의 직접적으로 비례하여야 하며, 추출된 주기의 정확성과 상충되므로 신중하게 설정하여야 한다. 보통 한주기 이상으로 설정하며, 이웃하는 심박주기의 값은 아주 급격하게 변화하지 않을 것으로 가정하므로 이러한 주기의 급격한 변화에 대처하기 위해 몇 주기 구간을 더 이용하기도 한다.

본 연구에서는 피크의 평균 높이와 피크를 구성하는 전·후 밸리의 사이의 간격을 파라미터로 이용하여 주기에 해당하는 피크의 검출이 쉽지 않은 경우에도 정확한 주기 피크를 검출할 수 있도록 하였다. 일반적인 PPG 신호와 피크 검출에 사용되는 파라미터는 그림 1과 같다.

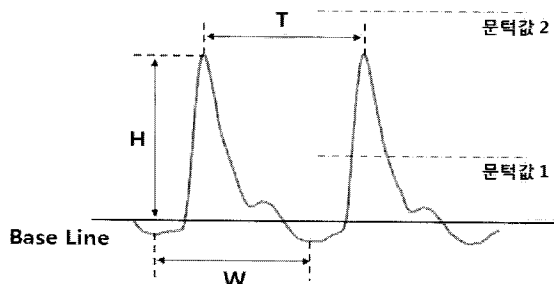


그림 1 PPG 신호와 피크 검출을 위한 파라미터
Fig. 1 PPG signal and parameters for peak picking

H는 피크의 높이이고, W는 피크가 나타나는 전·후 밸리 사이의 간격을 나타낸다. 그리고 구하고자 하는 심박 주기를 T로 나타내었다. 피크 검출은 피검자의 심박주기를 고려하여 심박주기가 존재할 것으로 예상되는 구간(0.25~1.5 sec) 내에서 기울기가 +에서 -로 바뀌고, H가 실험적으로 정한 문턱치(문턱값1=1mV, 문턱값2=3mV)의 범위 안에 해당하는 지점을 피크들에 대하여 크기 및 위치, 전·후 밸리의 위치를 순차적으로 저장한다. 저장된 피크들의 크기를 비교하여 가장 큰 피크 값의 95% 이내 피크들 중 전·후 밸리 사이의 간격(W)이 가장 큰 것을 일단 주기로 인정하며, 인정된 주기의 피크들을 주봉 피크로 정한다. 만약, W가 같을 경우 앞의 간격을 주기로 인정한다. 이를 위해 그림 2의 흐름도와 같은 주봉 피크 검출 기법을 개발하여 사용하였다.

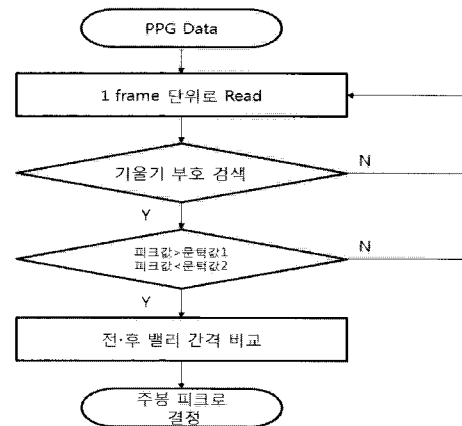
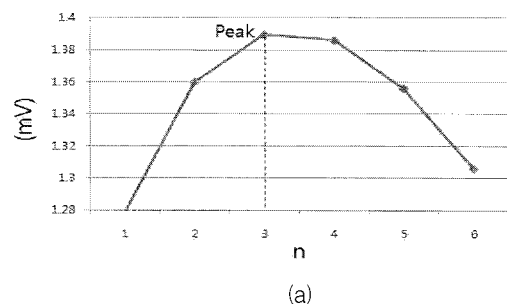
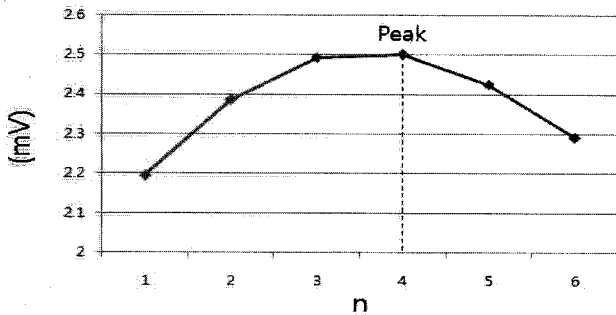


그림 2 주봉 피크 검출 알고리즘
Fig. 2 Main peak detection algorithm

2.2 정확한 피크 검출

일반적인 피크 검출 방법은 피크 검색 구간에서 가장 큰 피크만을 검출하는 방식이므로 주변 잡음과 제 2 피크의 영향이 나타날 수도 있는 PPG 신호에서는 잘못된 주기 피크를 검출하는 오류가 발생할 수 있다. 또한, 가장 큰 피크에서도 완만한 피크 부분에서 각각 정확한 주기 위치에서 앞과 뒤로 치우치게 검출되는 경우, 정확한 심박주기의 결과에 영향을 미칠 수 있을 정도의 차이를 가져올 수 있다. 보통의 샘플링 주파수(약 100Hz)에서 샘플링한 PPG 신호의 완만한 피크 부분의 앞단과 뒷단에서 검출된 피크들의 예를 그림 3에 보였다.





(b)

그림 3 치우친 피크 검출들의 예 (a) 앞으로 치우친 피크 (b) 뒤로 치우친 피크

Fig. 3 Examples of the biased peak picking (a) Forward biased peak (b) Backward biased peak

따라서 본 연구에서는 검출된 주봉 피크로부터 전·후의 기울기를 각각 계산하고, 각각의 기울기를 갖는 직선의 교차점의 위치가 정확한 주기 피크라고 가정하였다. 기울기의 계산은 주봉 피크로부터 전·후 3 포인트의 무시구간을 두고 무시구간 이전 또는 이후의 5 포인트의 기울기 계산 구간으로부터 전·후 평균 기울기를 각각 구하였다. 그림 4는 기울기 계산을 위한 파라미터를 나타낸다.

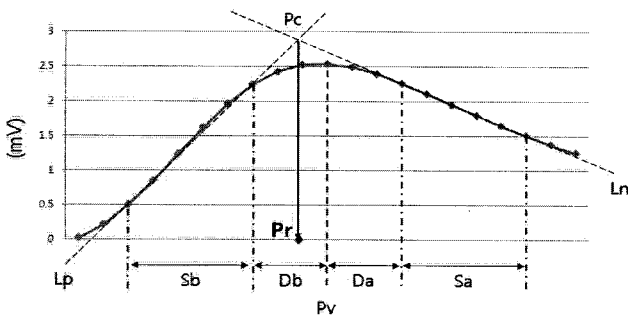


그림 4 기울기 계산을 위한 파라미터
Fig. 4 Parameters for slope calculation

Pv는 검출된 주봉 피크이며, Db, Da, Sb, Sa는 각각 피크 전 무시구간, 피크 후 무시구간, 피크 전 기울기 계산 구간, 피크 후 기울기 계산 구간이다. Lp는 Sb구간에서의 평균 기울기를 갖는 직선이며, Ln은 Sa구간에서의 평균 기울기를 갖는 직선이다. Lp와 Ln의 연장선이 교차하는 지점을 Pc로 나타내었고, Pc를 지나는 직선이 시간 축과 직교하는 지점을 Pr로 정하였으며, 정확한 피크가 존재하는 위치로 가정하였다. Pr의 위치는 샘플링된 포인트의 위치와 정확히 일치하지 않을 수도 있으므로 샘플링 구간을 10등분하여 가장 가까운 값을 취했다. 그림 5는 10등분한 구간에서 Pr의 위치를 나타낸다.

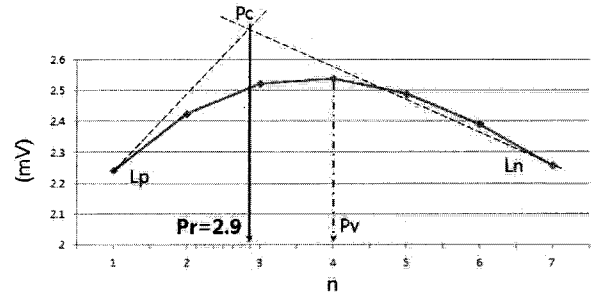


그림 5 피크 검출 위치의 세분화
Fig. 5 Subdivision of detected peak location

그림에서 알 수 있듯이, 일반적인 방법으로 얻어지는 피크의 위치는 주봉 피크인 Pv이다. 그러나 본 연구에서는 Pv를 주봉 피크로 정하여 전·후 구간으로부터 기울기를 계산하여 교차점을 실제 피크로 인정하였다. 즉, 실제 피크를 Pr로 인정하고 Pr이 위치하는 구간을 10등분하여 약 2.9 포인트의 값을 피크가 나타나는 시간으로 계산한다. Pr이 위치하는 구간을 10등분함으로써 보다 정확한 피크의 위치를 얻을 수 있으며, 이는 샘플링을 10배 높게 해준 것과 같은 효과를 얻을 수 있다.

2.3 심박주기 결정

연산 프레임의 길이를 2초로 설정하면 연산된 한 프레임 내에서 적어도 1개 이상의 주기가 검출될 수 있다. 그러므로 본 연구에서는 한 프레임에서 두 개의 주기를 검출하기로 하고, 첫 번째 검출된 주기의 시점에서 0.25초 후부터 프레임의 끝까지 같은 방법으로 주기에 해당하는 실제 피크를 검출한다. 검출된 두 개의 주기는 주기값 간의 차이를 비교를 통해 실험적으로 설정한 허용오차 범위내의 차이를 나타내면 해당 프레임에서 주기가 검출된 것으로 하고, 그렇지 않으면 검출되지 않은 것으로 한다. 즉, $|P1-P2| < \theta$, ($\theta=0.05$ sec)인 경우 주기가 검출된 것으로 한다. 그림 6은 주기 피크 검색 과정을 설명하는 것이다.

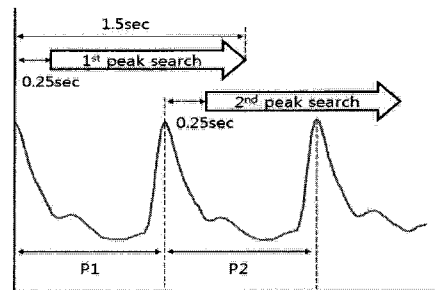


그림 6 피크 검색 구간
Fig. 6 Peak searching sections

보통의 경우 심박 활동은 한 프레임의 시간동안 급격히 변하지 않을 것으로 생각할 수 있으므로, 본 연구에서는 주기 검출 알고리즘의 오류 가능성을 줄이기 위하여 앞·뒤 프레임의 주기정보를 활용하여 최종적으로 심박주기를 결정한다.

다. 즉, 정상적으로 검출되다가 한 프레임에서 주기가 검출되지 않거나, 비정상적인 값의 주기가 검출되면, 앞·뒤 프레임에서 검출된 주기를 참조하여 심박주기를 결정한다. 그림 7은 심박주기를 결정하는 과정을 나타내는 순서도이다.

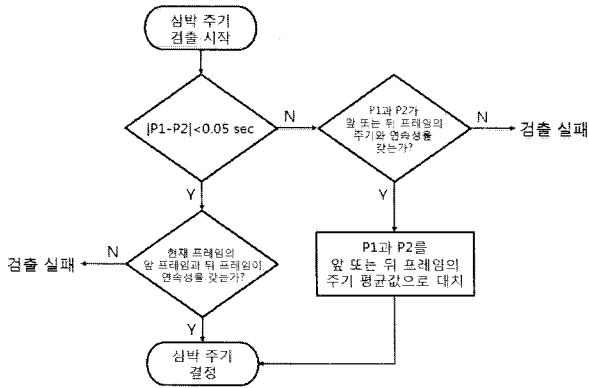


그림 7 심박 주기 결정 알고리즘
Fig. 7 Heart rate decision algorithm

이와 같이 앞과 뒤의 주기도 참조하기 위해서는 현재 처리되고 있는 시점의 프레임에서 심박 주기를 바로 결정하지 않고, 이후 한 프레임의 연산이 더 진행된 후 결정한다. 한 프레임에서 검출되는 두 개의 주기가 앞·뒤 프레임의 P1, P2와 연속성을 가지면, 주기가 양호하게 검출되는 부분이고, 현재 프레임에서 검출되지 않거나 비정상적인 주기가 검출되지만, 앞·뒤 프레임의 주기가 검출되어 P1, P2의 값에서 큰 차이(0.03 sec 이하)를 나타내지 않으면, 현재 프레임도 검출된 것으로 간주하고, 그 주기는 앞·뒤 값의 평균으로 한다. 이 과정을 통해 최종적으로 결정된 심박주기는 순차적으로 저장된다.

3. 실험

심박주기 검출 실험에 사용된 PPG 데이터 수집 시스템의 구성은 그림 8과 같다.

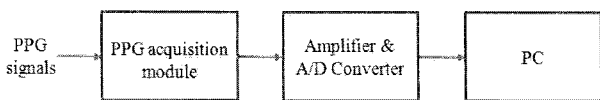


그림 8 PPG 데이터 수집 시스템
Fig. 8 Composition of PPG recording system

PPG 데이터 수집을 위한 시스템 구성은 PPG 측정 모듈, PPG 증폭기 및 A/D 변환기, PC로 하였다. PPG 측정 모듈은 KT-MED사의 PPG 측정기 FS-01을 사용하였고, 증폭기 및 A/D 변환기도 같은 KT-MED사의 KBC-S02를 사용하였다. PPG 데이터 수집은 피검자의 손가락으로부터 PPG 측정 모듈을 통해 검출된 PPG 신호를 PPG 증폭기를 이용하여 증폭하였다. 증폭된 PPG 신호는 128Hz로 샘플링하고, 12bit 해상도로 디지털 신호 변환한 후, PC를 이용하여 처리하였고, 구현은 윈도우즈 시스템 기반의 Visual C++ 6.0을 사용하여 개발하였다.

구현된 PPG 수집 소프트웨어에서는 PPG 신호를 A/D 변환기로부터 디지털 값으로 변환하여 헤더(header)정보를 포함하여 더블(double)형 데이터로 저장하여 txt 파일을 제작하였다. 또한, 데이터를 실시간으로 입력하거나, 불러들여서 읽어 들인 PPG 데이터는 선택적으로 증폭하여 디스플레이할 수 있도록 설계하였다. txt 파일의 구조는 헤더, 데이터, 이벤트 정보로 구성하였으며, 헤더 부분에는 파일 정보, 피검자 정보, 실험시의 환경 정보 등과 같은 내용을 저장하였으며, 데이터 정보 부분은 PPG 신호, 피크의 정보 및 심박 주기 데이터 등을 각각 저장하였다. 그리고, 이벤트 정보 부분에서는 피검자의 움직임과 같은 주요 이벤트를 기록하여 상대시간과 이벤트 내용으로 구성하였다. PPG 데이터 수집을 위한 소프트웨어의 블록선도 구성을 그림 9에 나타내었다.

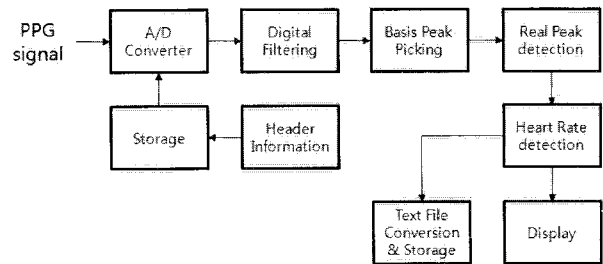


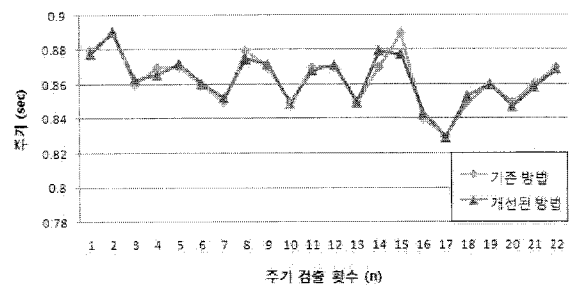
그림 9 PPG 데이터 수집 소프트웨어의 블록선도
Fig. 9 Block diagram of PPG data acquisition software

PPG 데이터는 건강한 남녀 대학생 7인으로부터 편안한 환경에서 수집하였다.

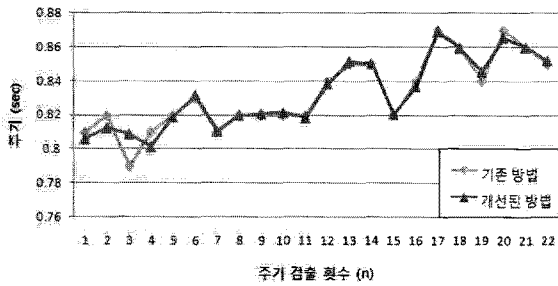
4. 결과 및 고찰

본 연구에서는 제안한 평균 기울기 기반 피크 검출 방법으로 정확한 피크를 검출하여 심박주기를 검출하였다. 또한, 피크의 전·후 무시구간과 기울기 계산 구간을 각각 3~5 포인트, 5~7 포인트로 변화시켜 실험적으로 가장 정확한 심박주기를 검출하는 것으로 판단되어지는 구간을 알아보았다.

그림 10은 일반적인 방법으로 검출된 피크를 사용하였을 때의 심박주기와 본 연구에서 제안한 방법을 이용하여 검출된 피크를 사용하였을 때의 심박주기를 비교한 그래프이다.



(a)



(b)

그림 10 주기 검출 방법의 비교 (a) 피검자 LHM (b) 피검자 WSJ

Fig. 10 Comparison of the period detection methods (a) Subject LHM (b) Subject WSJ

그림 10(a)에서는 8, 14, 15 포인트에서 심박주기가 개선된 것을 눈으로도 확인할 수 있으며, 그림 10(b)에서는 1~4 포인트에서 크게 개선되었고, 19, 20 포인트에서도 약간 개선되었음을 확인할 수 있다. 표 1은 그림 10(a)와 그림 10(b)의 평균과 표준편차를 나타내었다.

표 1 심박주기의 평균과 표준편차

Table 1 Means and standard deviations of heart rate periods

| 피검자 | 피크검출 방법 | 평균(s) | 표준편차 (ms) |
|-----|---------|--------|-----------|
| LHM | 기존 방법 | 0.8632 | 15.24 |
| | 개선된 방법 | 0.863 | 14.33 |
| WSJ | 기존 방법 | 0.8327 | 24.94 |
| | 개선된 방법 | 0.8327 | 24.31 |

표 1에서 기존 방법의 심박주기보다 본 연구에서 제안한 개선된 방법의 표준편차가 작게 나타남을 알 수 있고, 이러한 결과는 거의 모든 피검자들에게서 공통적으로 나타났다.

주봉 피크의 전·후 무시구간과 기울기 계산 구간을 각각 3~5 포인트, 5~7 포인트로 변화시켜 실험적으로 가장 정확한 심박주기를 검출하는 것으로 판단되어지는 구간을 알아보기 위하여 피검자로부터 획득한 22개의 연속된 심박주기 데이터로부터 평균과 표준편차를 구하여 비교하였다. 각 구간의 변화에 따른 결과는 표 2와 같다.

표 2 구간변화에 따른 평균과 표준편차

Table 2 Means and standard deviations according to interval variation

| 피검자 | 분류 | 기존 방법 | 구간변화 (무시구간/기울기 계산 구간) | | | | | | | | |
|-----|----------|--------|-----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| | | | 3/5 | 3/6 | 3/7 | 4/5 | 4/6 | 4/7 | 5/5 | 5/6 | 5/7 |
| LHM | 평균(s) | 0.8632 | 0.863 | 0.863 | 0.8629 | 0.8628 | 0.8627 | 0.8626 | 0.8624 | 0.8623 | 0.8622 |
| | 표준편차(ms) | 15.24 | 14.24 | 14.28 | 14.33 | 14.42 | 14.43 | 14.49 | 14.78 | 14.96 | 15.22 |
| WSJ | 평균(s) | 0.8327 | 0.8327 | 0.8284 | 0.8284 | 0.8284 | 0.8284 | 0.8284 | 0.8284 | 0.8284 | 0.8284 |
| | 표준편차(ms) | 24.94 | 24.31 | 24.38 | 24.46 | 24.42 | 24.59 | 24.74 | 24.89 | 25.17 | 25.41 |

피크 전·후 무시구간과 기울기 계산 구간이 각각 증가함에 따라 표준편차는 공통적으로 증가하였고, 이러한 결과는 거의 모든 피검자에게서 공통적으로 나타났다. 생체의 특성상 이웃하는 심박주기의 값은 급격히 변하지 않을 것이므로 표준편차가 제일 작게 나타나는 무시구간 3포인트, 기울기 계산구간 5포인트의 경우가 가장 정확한 주기가 검출된다고 판단할 수 있을 것이다.

5. 결론

본 연구에서는 측정이 번거로운 심전도를 이용하지 않고 맥파를 이용하여 피크를 검출하고 정확한 심박주기를 검출하는 기술을 개발하였다. 이를 위하여 일반적인 방법을 적용하여 얻어진 피크를 주봉 피크로 정하고, 피크의 전·후 무시구간과 기울기 계산 구간을 이용하여, 피크 전 양의 기울기를 갖는 직선과 피크 후 음의 기울기를 갖는 직선의 교차점을 통해 정확한 피크가 나타나는 시간을 계산하였다. 또한, 두 직선의 교차점이 나타나는 시간축의 샘플링 구간을 10등분하여 원래 샘플링 된 신호에서 검출된 피크보다 높은 정확성을 갖도록 하였으며, 검출된 피크로부터 심박주기 결정 알고리즘을 통하여 정확한 심박주기를 검출하였다. 이는 이웃하는 심박주기의 값은 급격히 변하지 않을 것이므로, 기존의 방법으로 얻어진 심박주기와의 표준편차 비교를 통해 성능을 확인하였다. 그리고 피크 전·후 무시구간과 기울기 계산 구간을 각각 3~5 포인트, 5~7 포인트로 변화시켜 표준편차를 비교함으로써 가장 정확한 심박주기를 검출하는 구간들을 실험을 통해 확인하였다. 실험을 통하여 얻어진 결론은 다음과 같다.

첫째, 기존 방법과 제안된 방법의 심박주기 결과를 비교하여 볼 때, 그래프 상에서도 눈으로 확인할 수 있을 정도의 개선 효과를 나타냈으며, 이는 주변 잡음과 제 2 피크의 영향 또는 낮은 샘플링으로 인해 맥파의 완만한 피크 부분에서 잘못된 피크를 검출하였을 경우, 본 연구에서 제안한 피크 검출 방법이 효과적으로 오차를 줄일 수 있다고 볼 수 있으며, 개발된 심박주기 검출 알고리즘의 성능이 우수하다고 볼 수 있다. 둘째, 기존 방법과 제안된 방법의 심박주기의 표준편차에 따른 비교를 통해 제안된 방법이 기존 방법보다 편차가 작게 나타남을 알 수 있고, 이러한 결과는 거의 모든 피검자들에게서 공통적으로 나타났다. 셋째, 피크 전·후 무시구간과 기울기 계산 구간이 각각 증가함에 따라 표준편차는 공통적으로 증가하였고, 이러한 결과는 거의 모든 피검자에게서 공통적으로 나타났다. 보통의 경우 심박 활동은 한 프레임의 시간동안 급격히 변하지 않을 것으로 생각

할 수 있으므로, 이웃하는 심박주기의 값은 급격히 변하지 않을 것이라 생각할 수 있다. 따라서 표준편차가 제일 작게 나타나는 무시구간 3포인트, 기울기 계산구간 5포인트의 경우에 정확한 주기가 검출된다고 볼 수 있다.

지금까지의 결과를 볼 때, 본 연구에서 제안하는 평균 기울기 기반 피크 검출 방법과 주기검출 알고리즘을 맥파를 이용한 u-health 분야나 의공학의 응용분야에 같이 사용하면 심박주기를 응용한 연구에서 더 개선된 결과를 기대할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 이충기, 이병채, 정기삼, 김남현, 유선국, "시각 자극에 의한 노인 HRV 해석", 대한전기학회논문지 시스템 및 제어부분D, pp. 330-337, 2005.
- [2] Task force of the European society of cardiology and the North American society of pacing and electrophysiology, "Heart rate variability standard of measurement physiological interpretation, and clinical use", European heart journal, pp. 354-381, 1996.
- [3] D. O'Shaughnessy, "Speech Communication", Addison-Wesley publishing company, 1987.
- [4] A. M. Kondoz, "Digital Speech", John Wiley & Sons Ltd, 1994.
- [5] 강동기, 김동준, "포노그램을 이용한 태아 심박률 검출 알고리즘의 개발", 대한전기학회논문지 시스템 및 제어부분, vol. 51, No. 4, pp. 67-174, 2002.
- [6] 김형태, 한순천, 허웅, "한방용 용적맥파시스템", 대한전자공학회 2001하계종합학술대회 논문집(5), pp. 77-80, 2001.
- [7] K. Solem, P. Laguna, J. P. Martinez, "Model-based detection of heart rate turbulence", IEEE transactions on bio-medical engineering, vol. 55 No. 12, pp. 2712-2722, 2008.
- [8] K. C. Lai, J. J. Shynk, "A successive cancellation algorithm for fetal heart-rate estimation using an intrauterine ECG signal", IEEE transactions on bio-medical engineering, vol. 49, No. 9, pp. 943-954, 2002.
- [9] E. Zahedi, G. K. Beng, "Applicability of adaptive noise cancellation to fetal heart rate detection using photoplethysmography", Computers in biology and medicine, vol. 38, No. 1, pp. 31-41, 2008.

저 자 소 개



이 현 민 (李賢民)

1980년 7월 25일생. 2006년 청주대 전자정보공학부 졸업. 2008년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사). 2008년~현재 동 대학원 전자공학과 박사과정

Tel : 043-229-8460

Fax : 043-229-8460

E-mail : ifurita2x@hanmail.net



김 동 준 (金東浚)

1963년 4월 14일생. 1988년 연세대 전기공학과 졸업. 1990년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1994년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사). 1994년~현재 청주대 전자정보공학부 교수

Tel : 043-229-8460

Fax : 043-229-8460

E-mail : djkim@cju.ac.kr