

다중레이트 필터링 기법을 이용한 맥파전달시간 추정

Estimation of PTT (Pulse Transit Time) by Multirate Filtering Analysis

김현태* · 김정환* · 김경섭† · 이재호* · 이정환*

(Hyun-Tae Kim · Jeong-Hwan Kim · Kyeong-Seop Kim · Jae-Ho Lee · Jeong-Whan Lee)

Abstract - Multirate filtering process on the biological signals like Electrocardiogram (ECG) and Photoplethysmogram (PPG) can be defined as the digital signal processing algorithm in which the sampling rate varies to omit or interpolate the intermediate values between the sampled data. With this aim, we suggest a new multirate filtering algorithm by deleting the extraneous data to eliminate the unwanted degradations such as granular noise due to the usage of high sampling frequency and simultaneously to detect the fiducial features of ECG and PPG with reducing the complexity of resolving fiducial points such as R-peak, Pulse peak and Pulse Transit Time (PTT). After the experimental simulations performed, we can conclude the fact that we can detect the fiducial features of ECG and PPG signal in terms of R-peak, Pulse peak and PTT without the loss of accuracy even if we do not maintain the original sampling frequency.

Key Words : ECG, PPG, Pulse transit time, Multirate, Fiducial features, R peak, Pulse peak

1. 서론

임상적 진단에 필요한 결정자 파라미터들을 도출하기 위해서, 신체에 비침습적 접촉 방식을 통한 생체신호를 측정하여 획득하고, 분석하는 과정은 필수적이다. 비침습적 측정을 통하여 획득한 생체신호 중에는 심전도, 혈압, 맥박, 뇌파, 광용적맥파 신호들을 예로 들 수 있다. 특히 심장의 활동을 전기적인 변위로 표현해주는 심전도 신호의 경우 심장박동 이상여부를 판단하는데 도움이 되는 진단적 파라미터들을 제공해주며 광용적맥파 신호의 경우 혈관내의 혈액의 흐름이상 여부에 관한 진단적 파라미터를 제공해준다. 따라서 진단적 파라미터 정보를 제공하는 생체신호 자체 특성을 파악하기 위해서 신호의 변곡점들의 시간상의 위치와 크기를 정확히 판단하는 일은 매우 중요하다[1]. 심전도 신호의 경우 P, Q, R, S, T 특징점들 (fiducial points) 위치와 광용적맥파 신호는 신호의 가장 큰 변위를 나타내는 펄스 피크의 위치와 크기를 정확하게 추정해야 된다. 그러나 생체신호를 측정하는 과정에서 피검자의 신체적 움직임으로 인한 잡음과 왜곡현상 발생으로 인하여 이를 보정하기 위한 생체신호 필터링 과정이 필수적이지만 잡음으로 인하여 광용적맥파의 경우 피크 위치를 정확히 검출하기 어렵다[2]. 또한 생체신호를 획득하는 과정에서 높은 샘플링 주파수로 인하여 생기는 granular noise의 발생으로 이를 수정하기 위한 이동평균 필터링을 적용하게 되는데 이로 인하여 특징점의 정확한 위치 선정이 어렵게 된다. 이와는 대조적으로 낮은 샘플링 주

파수를 적용할 경우 시간 해상도가 저하되는 단점이 존재한다. 따라서 본 연구에서는 다중레이트 필터링 이론[3]을 적용하여 심전도 신호와 광용적맥파신호의 특징점들을 검출하고, 또한 심전도 신호의 R-피크 지점과 광용적맥파 신호의 피크와의 시간 차이를 이용한 맥파전달시간 (PTT: Pulse Transit Time)을 추정하였다. 그리고 다중레이트 필터링 기법으로 추정되었던 맥파전달시간을 통계적으로 분석하여, 낮은 샘플링 주파수에서도 맥파전달시간을 효율적으로 추정할 수 있다는 사실을 새롭게 제시하고자 하였다.

2. 본론

2.1 광용적맥파 신호에 대한 다중레이트 필터링

광용적맥파 신호의 측정은 심장의 수축과 이완으로 인하여 발생하는 혈관 내의 혈액의 변화를 표현하며 특징점으로는 최저점인 펄스 풋과 최고점인 펄스 피크, 반사되어 돌아오는 혈액에 의한 절흔인 incisura, 대동맥 판막이 폐쇄된 이후에 동맥 내 압력의 변화에 의해 발생하는 중복파 (dicrotic wave) 가 존재하며, 신호의 파형 특성은 그림 1과 같다[4].

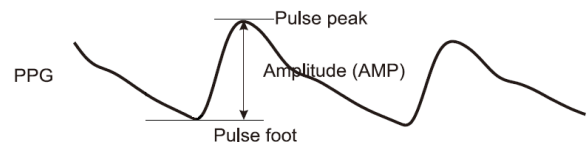


그림 1 광용적맥파 신호의 파형 특성

Fig. 1 Fiducial features of PPG signal waveform

† Corresponding Author: Research Institute of Biomedical Engineering, School of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea

E-mail : kyeong@kku.ac.kr

* School of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea

Received : April 24, 2013; Accepted : June 4, 2013

광용적맥파 신호 측정을 위해서 Biopac사의 MP150 생체

신호 계측장치를 이용하여 1 kHz 샘플링 주파수로 신호 $f[n]$ 을 획득하였다.

$$f[nT], T= 10^{-3}\text{sec}, n= 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (1)$$

1 kHz 샘플링 주파수로 획득한 신호를 식 (2)와 같이 다중레이트 다운샘플링 변환을 통한 광용적맥파 신호를 식(3) ~ (5)와 같이 획득하였다.

$$f_d[n] = f[\frac{n}{d}], n= 0, 1, \dots, N-1 \quad (2)$$

$$f_2[n] = f[\frac{n}{2}], n= 0, 1, \dots, N-1 \quad (500 \text{ Hz}) \quad (3)$$

$$f_5[n] = f[\frac{n}{5}], n= 0, 1, \dots, N-1 \quad (200 \text{ Hz}) \quad (4)$$

$$f_{10}[n] = f[\frac{n}{10}], n= 0, 1, \dots, N-1 \quad (100 \text{ Hz}) \quad (5)$$

2.1.1 다중레이트 필터링을 적용한 광용적맥파 신호의 특징점 도출

광용적맥파 신호의 특징점 검출을 위해서 우선적으로 100 Hz로 다운샘플링 된 $f_{10}[n]$ 신호를 식 (6)과 같이 미분을 수행하고 절대치 제곱을 연산한다.

$$\left| \frac{d}{dn} f_{10}[n] \right|^2 \quad (6)$$

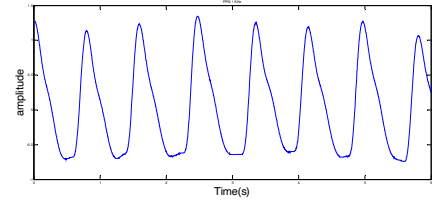
그리고 일정한 구간으로 표현되는 윈도우 w 를 활용하여 이동평균필터링 (moving average) 과정을 수행하여 잡음을 제거한다.

$$\left(\frac{1}{w_{10}} \right) \cdot \sum_{n=0}^{w_{10}-1} \left| \frac{d}{dn} f_{10}[n] \right|^2 \quad (7)$$

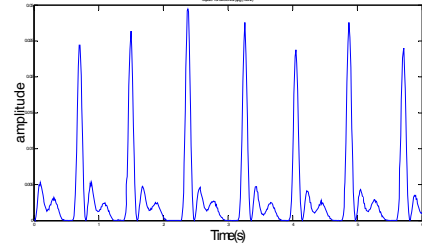
식 (7)에서 사용된 윈도우 구간의 크기는 10이며 w_{10} 으로 표현하였다. $f_{10}[n]$ 신호를 사전에 정의한 크기의 구간으로 분할한 각 영역에 적용하여 광용적맥파 신호의 특징점의 인덱스 값을 국부적 최댓값의 위치를 파악하여 추정한다. 만약 추정되어진 $f_{10}[n]$ 신호의 최댓값이 중복되면, $f_5[n]$ 신호에 $f_{10}[n]$ 에서 도출된 최댓값의 인덱스 값을 적용하여 $f_5[n]$ 신호의 최댓값의 위치를 다시 결정한다. 동일한 방식으로 최댓값이 중복되면 $f_2[n]$ 에 적용하여 최댓값을 반복하여 구한다.

$$\left(\frac{1}{w_5} \right) \cdot \sum_{n=0}^{w_5-1} \left| \frac{d}{dn} f_5[n] \right|^2 \quad (8)$$

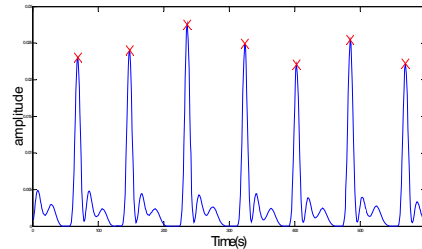
그림 2는 위에서 설명된 다중레이트 샘플링 변환 해석을 통한 광용적맥파 신호의 피크 위치 도출 과정을 단계적으로 보여주고 있다.



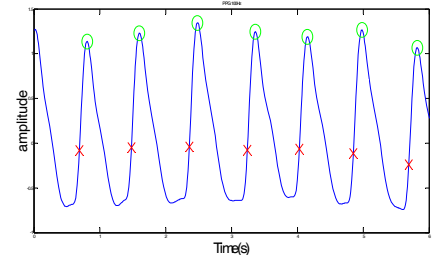
(a) $f_{10}[n]$



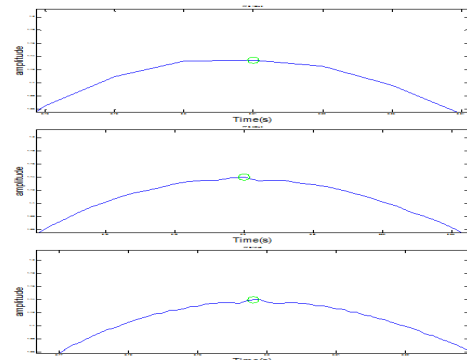
(b) $\left| \frac{d}{dn} f_{10}[n] \right|^2$



(c) $\left| \frac{d}{dn} f_{10}[n] \right|^2$ 의 피크 (위치: X)



(d) 100 Hz 광용적맥파 신호의 피크 (위치: O)



(e) 검출된 광용적맥파 신호의 피크 (위치: O)

그림 2 다중레이트 필터링을 적용한 광용적맥파 신호의 펄스 피크 검출 과정

Fig. 2 Estimation of pulse peaks in a PPG signal by Multirate filtering

2.1.1 심전도 신호의 다중레이트 필터링 적용

심전도는 심장이 수축과 이완시 발생하는 전기적 신호를 기록한 것으로 심장질환을 진단할 수 있는 파라미터들을 제공한다. 그림 3에서 표현된바와 같이, 심전도의 특징점으로는 P, Q, R, S, T라는 특징점이 있으며, R-피크를 이용하여 심박수를 추정하며 R-피크와 R-피크 신호의 간격 정보를 활용하면 부정맥 진단을 위한 파라미터가 제공될 수 있다.

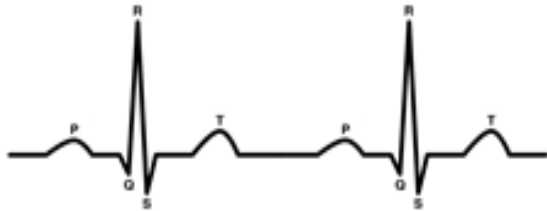


그림 3 심전도 신호의 특징점
Fig. 3 Fiducial points of ECG signal

본 연구에서는 광용적맥파 신호 측정과 마찬가지로 심전도 신호 측정을 위해서 Biopac MP150 측정 장비를 활용하여 1 kHz 샘플링 주파수로 심전도 신호 $f[n]$ 을 획득하였다. 획득한 신호를 식(2) ~ (5)를 적용하여 광용적맥파와 같은 방법으로 심전도 신호를 100 Hz, 200 Hz, 500 Hz로 다운샘플링으로 변환하여 각각의 신호를 획득하였다.

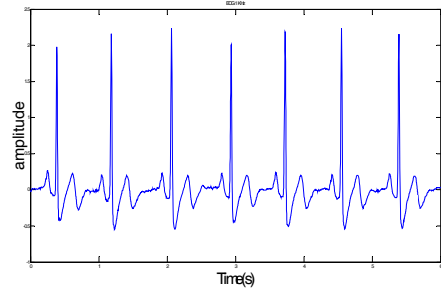
2.2.1 다중레이트 필터링을 적용한 심전도 신호의 특징점 도출

100 Hz로 다운샘플링한 심전도 신호의 특징점에서 R-피크를 검출하기 위해서 광용적맥파 신호에 적용한 방법과 동일하게 식 (6)을 적용한다. 식 (7)에서 설명한 바와 같이 잡음 제거를 위한 이동평균필터를 적용하여 잡음을 제거하고, 사전에 정의한 구간 설정을 통하여 광용적맥파 신호에서 피크를 검출 하는 방법과 동일하게 시행하여 심전도신호의 R-피크와 R-피크 의 인덱스 값을 추정하였다. 그림 4는 다중레이트 필터링을 활용하여 심전도 신호의 R-피크 위치를 검출하는 과정을 보여준다.

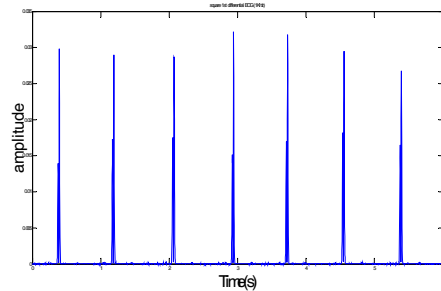
추정된 $f_{10}[n]$ 신호의 최댓값이 중복되면, $f_5[n]$ 신호에 $f_{10}[n]$ 에서 도출된 최댓값의 인덱스 값을 적용하여 $f_5[n]$ 신호의 최댓값의 위치를 다시 결정한다. 같은 방식으로 최댓값이 중복되면 $f_2[n]$ 에 적용하여 최댓값을 다시 도출한다.

2.3 다중레이트 필터링을 적용한 맥파전달시간 추정

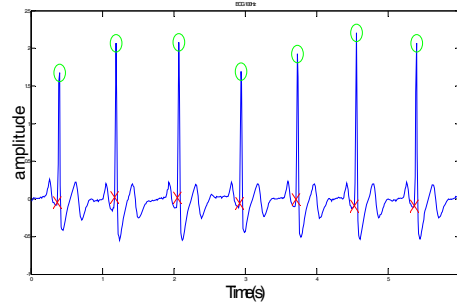
맥파전달시간은 심전도의 R-피크와 광용적맥파 신호의 피크와의 시간 차이를 의미한다. 즉 맥파전달시간은 심장에서의 수축으로 인해 방출되는 혈액이 말초부위까지 전달되는 시간을 의미하며, 혈관의 길이, 단면적, 혈관벽의 특성에 영향을 받는다[7]. 맥파전달시간은 그림 5와 같이 심전도의 R-피크 시간과 광용적맥파의 최댓값 혹은 최저값 사이



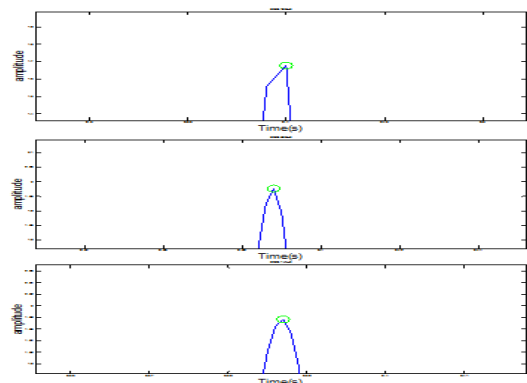
(a) $f_{10}[n]$



(b) $\left| \frac{d}{dn} f_{10}[n] \right|^2$



(c) 100 Hz 심전도 신호의 R-피크 (위치: O)



(d) 검출된 심전도 신호의 R-피크 (위치: O)

그림 4 다중레이트 필터링을 적용한 심전도 신호의 R-피크 검출 과정 (위치: O)

Fig. 4 Estimation of R-peak in an ECG signal by multirate filtering

의 시간을 측정하여 추정할 수 있다[4]. 표 1과 2는 다중레이트 필터링 과정을 통하여 검출된 심전도 신호의 R-피크 시간과 광용적맥파 신호의 피크 발생시간, 맥파전달 발생시간을 표현하고 있다.

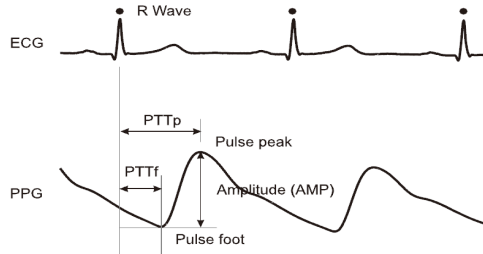


그림 5 맥파전달시간 정의
Fig. 5 PTT (Pulse Transit Time)

표 1 다중레이트 필터링을 활용하여 추정된 맥파전달시간 분포 (샘플링 주파수 $f_s = 100$ Hz)

Table 1 Estimation of PTT distribution ($f_s = 100$ Hz)

100 Hz 광용적맥파 피크 시간(s)	100 Hz 심전도 R-피크 시간(s)	맥파전달시간(s)
0.81	0.4	0.41
1.6	1.19	0.41
2.48	2.07	0.41
3.36	2.94	0.42
4.15	3.73	0.42
⋮	⋮	⋮
55.82	55.4	0.42
56.72	56.31	0.41
57.68	57.25	0.43
58.58	58.15	0.43
59.43	58.99	0.44

표 2 다중레이트 필터링을 활용하여 추정된 맥파전달시간 분포 (샘플링 주파수 $f_s = 1$ kHz)

Table 2 Estimation of PTT distribution for the multirate filtering with $f_s = 1$ kHz

1 kHz 광용적맥파 피크 시간(s)	1 kHz 심전도 R-피크 시간(s)	맥파전달시간(s)
0.798	0.387	0.411
1.597	1.183	0.414
2.471	2.064	0.407
3.353	2.936	0.417
4.141	3.725	0.416
⋮	⋮	⋮
55.804	55.391	0.413
56.711	56.298	0.413
57.666	57.245	0.421
58.572	58.144	0.428
59.418	58.986	0.432

2.4.1 동등성 검정

100 Hz 주파수로 측정된 광용적맥파 신호의 피크 시간과 심전도 신호의 R-피크 시간이 1 kHz의 광용적맥파 신호의 피크 시간과 심전도 신호의 R-피크 시간이 통계적 분석에 의하여 동일한 의미를 갖는지 여부를 확인하기 위한 통계분석을 시행하였다. 즉, 100 Hz 광용적맥파 신호의 피크 시간과 심전도 신호 R-피크시간이 1 kHz의 광용적맥파 신호의 피크 시간과 심전도 신호의 R-피크시간 사이의 동등성 검정을 하기 위하여 각각의 신호에 대한 독립표본 t-검정을 실시하였으며, 검출되어진 광용적맥파 신호의 피크 시간에 대한 자유도, 평균, 표준편차, 평균의 표준편차를 의미하는 집단 통계량은 표 3에 표시하였고, 또한 검출되어진 심전도 신호의 R-피크 시간에 대한 집단 통계량 값은 표 4에 표현하였다.

표 3 다중레이트 필터링 광용적맥파 신호에 대한 집단 통계량 분석

Table 3 Population-statistical analysis for the multirate filtered PPG data

	자유도	평균	표준편차	평균의 표준편차
100 Hz	71	30.0540	17.2567	2.04799
1 kHz	71	30.0447	17.2566	2.04798

표 4 다중레이트 필터링 심전도 신호에 대한 집단 통계량 분석

Table 4 Population-statistical analysis for the multirate filtered ECG data

	자유도	평균	표준편차	평균의 표준편차
100 Hz	71	29.6253	17.2543	2.04771
1 kHz	71	29.6168	17.2544	2.04772

이후 각각의 신호에 대한 독립표본 t-검정 결과는 표 5와 표 6에 각각 표시하였다.

표 5 검출된 광용적맥파 신호의 피크 시간의 독립표본 t-검정 결과

Table 5 The result of student's t-test analysis for resolving pulse peak position

평균의 동일성에 대한 t-검정 결과				
	유의 확률	평균차	차이의 표준오차	차이의 95% 신뢰구간
Frequency	0.997	0.009	2.8962	하한
				상한
				-5.716
				5.7354

여기서 100 Hz의 신호와 1 kHz의 신호의 독립표본 t-검정 결과 유의확률이 모두 0.05보다 크므로 귀무가설을 채택하여 '두 군은 같다'라고 할 수 있다. 100 Hz로 검출되어진 각각의 신호의 특징점을 이용하여 맥파전달시간을 추정하기

표 6 검출된 심전도 신호의 R-피크 시간의 독립표본 t-검정 결과

Table 6 The result of student's t-test for resolving R-peak position

평균의 동일성에 대한 t-검정 결과					
Frequency	유의 확률	평균차	차이의 표준오차	차이의 95% 신뢰구간	
				하한	상한
	0.997	0.008	2.895	-5.716	5.7338

위한 광용적맥파의 피크와 피크간의 시간차이와 심전도 R-피크와 R-피크간의 시간차이를 통계적 방법으로 분석하였다.

표 7은 100 Hz에서의 광용적맥파의 피크 시간차이와 심전도 신호의 R-피크 시간차이를 보여준다. 광용적맥파 신호의 피크와 피크의 시간차이와 심전도의 R-피크와 R-피크의 시간차이가 정규성을 이루고 있는지 확인한다.

정규성을 이루고 있지 않은 경우 표준정규분포를 이용한 독립표본 t-검정을 할 수 없기 때문에 두 신호의 차이가 정규성을 이루고 있는지 확인하는 것은 중요하다[6]. 정규성 검정을 위한 방법은 Kolmogorov-Smirnov test와 Shapiro-Wilk test 방법으로 검정을 하였으며, 검정은 SPSS 20으로 하였다. 표 8과 표 9는 100Hz의 광용적맥파와 심전도의 정규성 결과를 보여주며, 그림 6은 100 Hz 광용적맥파 신호의 피크

표 7 100 Hz 광용적맥파와 심전도신호의 피크와 피크 사이 시간 분포

Table 7 PPG and ECG peak-to-peak time distribution

100 Hz 광용적맥파 피크와 피크사이 시간(s)	100 Hz 심전도 R-피크와 R-피크 사이 시간(s)
0.790	0.790
0.880	0.880
0.880	0.870
0.790	0.790
0.830	0.830
}}	}}
0.810	0.810
0.900	0.910
0.960	0.940
0.900	0.900
0.850	0.840

표 8 100 Hz 광용적맥파에 대한 Kolmogorov-Smirnov와 Shapiro-Wilk 검정 결과

Table 8 The result of Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilk analysis for 100 Hz sampled PPG

100 Hz 광용적맥파	Kolmogorov-Smirnov		
	통계량	자유도	유의확률
	0.083	70	0.200
100 Hz 광용적맥파	Shapiro-Wilk		
	0.985	70	0.563

와 피크 사이의 히스토그램을 보여주고 있으며 그림 7은 100 Hz 심전도 신호의 R-피크와 R-피크 사이의 히스토그램을 보여준다.

표 9 100 Hz 심전도 신호에 대한 Kolmogorov-Smirnov와 Shapiro-Wilk 검정 결과

Table 9 The result of Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilk analysis for 100 Hz sampled ECG

100 Hz 심전도	Kolmogorov-Smirnov		
	통계량	자유도	유의확률
	0.078	70	0.200
100 Hz 심전도	Shapiro-Wilk		
	0.981	70	0.353

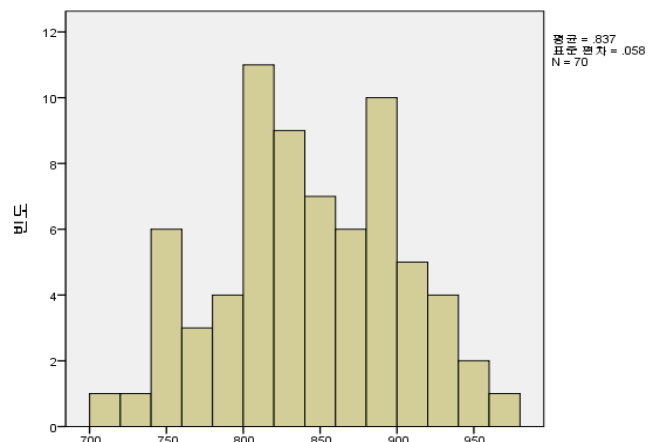


그림 6 100 Hz 광용적맥파의 펄스 피크와 피크사이 히스토그램

Fig. 6 Pulse peak-to-peak histogram for 100 Hz sampled PPG

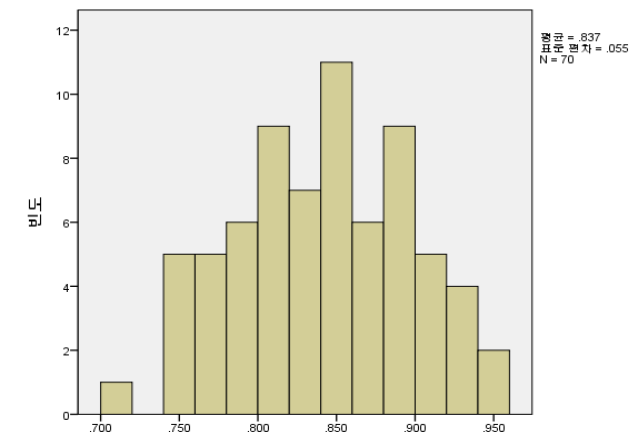


그림 7 100 Hz 심전도의 R-피크와 R-피크 사이 히스토그램

Fig. 7 R-peak to R-peak histogram for 100 Hz sampled ECG

두 신호에 대하여 정규성 검정방법인 Kolmogorov-Smirnov test 와 Shapiro-Wilk test의 검정결과 유의확률이

0.05보다 크기 때문에 두 자료는 정규분포를 이룬다는 귀무가설을 채택한다.

2.4.2 독립표본 t-검정 테스트

결과 변수가 연속형인 독립된 두 군의 크기를 비교하기 위해 독립표본 t-검정을 사용한다. 독립표본 t-검정을 사용하기 위해서는 독립성, 정규성, 등분산성의 3가지 가정이 만족되어야 한다. 100 Hz로 샘플링한 광용적맥과 신호와 심전도는 서로 연관 관계가 없기 때문에 독립성을 만족한다. 각 신호에 대해 정규성 검정을 한 표 8과 표 9의 결과에 의해서 두 신호는 서로 독립적이고 정규성을 이루고 있다. SPSS의 경우 독립표본 t-검정을 시행하면 등분산 검정도 같이 시행하기 때문에 독립표본 t-검정을 사용하기 위한 3가지 가정이 만족하는지를 알 수 있다. 등분산 검정의 경우 Levene 방법[6]을 사용하며, '두 군의 분산은 같다'를 귀무가설로 한다. 가설검정 결과 p 값이 0.05 이상이면 귀무가설이 채택되어 등분산성을 갖는 것으로 판단한다. 표 10은 광용적맥과 신호의 펄스 피크와 피크사이, 심전도 신호의 R-피크와 R-피크 사이의 집단통계량 분석 결과를 보여준다.

표 10 펄스 피크와 R 피크 사이의 집단 통계량 분석

Table 10 Population-statistical analysis for pulse peak and R peak-to-peak features

	자유도	평균	표준편차	평균의 표준편차
광용적맥과	70	0.8374	0.057827	0.006912
심전도	70	0.8370	0.054914	0.006563

광용적맥과 그룹의 평균이 약 0.837, 심전도 그룹의 평균이 0.837이므로 광용적맥과 그룹과 심전도 그룹은 통계적으로 동일하다고 가정할 수 있다.

표 11 Levene 등분산 검정 결과

Table 11 The result of Levene equal-variance test

F	유의확률
0.173	0.678

표 11에서 보여주는 바와 같이 등분산 검정 방법인 Levene 방법에 의한 유의확률의 결과 p 값이 0.678로 나왔으므로 이는 '두 집단의 분산은 같다'의 귀무가설을 기각하기 위한 조건인 p 값인 0.05보다 크므로 '두 집단의 분산은 같다'라는 귀무가설을 채택할 수 있게 된다. 두 집단의 분산이 같으므로 독립표본 t-검정을 하기위한 3가지 가정을 모두 만족하여 두 집단에 대한 독립표본 t-검정을 시행한다. 독립표본 t-검정의 경우 두 군의 평균이 같다는 귀무가설을 전제로 자료를 분석하며, 귀무가설 하에서 주어진 자료가 해석될 가능성이 5%미만인 경우, 즉 유의확률이 0.05보다 작은 경우에는 귀무가설을 기각하고 '두 군의 평균은 같지 않다'는 대립가설을 채택해야 하며, 유의확률이 0.05보다 클 경우 귀무가설을 채택하여 두 집단의 평균은 같다고 결정할

수 있다. 표 12은 광용적맥과 신호와 심전도 신호의 독립표본 t-검정 결과를 보여준다.

표 12 독립표본 t-검정 결과

Table 12 The result of student's t-test analysis for deciding the equivalence in the average value

평균의 동일성에 대한 t-검정 결과					
	유의확률	평균차	차이의 표준오차	차이의 95% 신뢰구간	
Time	.964	.000429	.009532	하한	
				상한	
				-.018418	.019275

독립표본 t-검정 결과 유의확률이 귀무가설을 기각하기위한 p 값인 0.05보다 큰 0.964로 나왔으므로 비교하려는 광용적맥과의 피크와 피크 사이, 심전도 신호의 R-피크와 R-피크 사이는 동일하다고 가정 할 수 있다.

2.5 맥파전달시간의 통계 분석

100 Hz 광용적맥과 신호와 심전도 신호에 대하여 통계 분석을 통해 광용적맥과 신호의 특징값과 심전도 신호의 특징값 사이의 관계를 확인할 수 있었다. 맥파전달시간의 경우 심전도 신호의 R-피크 시간과 광용적맥과 신호의 피크 시간과의 차이로 추정할 수 있다. 앞서 표 1에서 보여진 100 Hz에서 추정되어진 맥파전달시간과 1 kHz에서 추정되어진 맥파전달시간을 통계적으로 분석하여 100 Hz의 맥파전달시간과 1 kHz의 맥파전달시간이 동일한가를 앞서 방법과 같은 통계적 분석을 통하여 확인하였다. 표 13는 맥파전달시간의 집단통계량을 표 14은 맥파전달시간의 Levene 등분산 검정을 표 15는 맥파전달시간의 독립표본 t-검정 결과

표 13 맥파전달시간에 대한 집단 통계량 분석

Table 13 The result of population statistical analysis for PTT

	자유도	평균	표준편차	평균의 표준편차
100 Hz	71	0.428732	0.012754	0.001514
1 kHz	71	0.427901	0.013802	0.001638

표 14 맥파전달시간에 대한 Levene 등분산 검정 결과

Table 14 The result of Levene equal-variance test for PTT

Levene 등분산 검정 결과	
F	유의확률
0.374678	0.541458

표 15 맥파전달시간에 대한 독립표본 t-검정 결과

Table 15 The result of student's t-test analysis for PTT

평균의 동일성에 대한 t-검정 결과					
	유의확률	평균차	차이의 표준오차	차이의 95% 신뢰구간	
Time	.710008	.000831	.002230	하한	
				상한	
				-.003578	.005240

를 보여준다.

독립표본 t-검정 결과, 유의확률이 0.05보다 크므로 귀무가설을 채택하여 두 집단의 평균은 같다고 결정할 수 있다.

3. 결 론

맥파전달시간을 추정하기 위한 심전도 신호와 광용적맥파 신호의 분석을 통하여 도출된 파라미터들 특징점들의 위치를 정확히 파악하는 일은 매우 중요하다. 특히 생체신호 측정 시 심장박동으로 인한 잡음 발생과 피검자의 움직임으로 발생하는 잡음으로 인해 신호의 특징점의 위치를 정확히 추정하는데 어려움이 발생한다.

본 연구에서는 1 kHz로 샘플링하여 측정된 심전도와 광용적맥파 신호를 활용하여, 500, 200, 100 Hz로 다운 샘플링하여, 다중레이트 필터링 과정을 수행하고자 하였다. 특히 1 kHz의 1/10 인 100 Hz로 다운샘플링 변환 과정을 통해서 심전도 신호의 R-피크 위치와 광용적맥파 신호의 펄스 피크 위치를 효율적으로 검출하고자 하였다. 결과적으로 100 Hz로 샘플링하여 심전도 신호의 R-피크 위치와 광용적맥파 신호의 펄스 피크 위치의 차이를 추정한 결과 1 kHz로 샘플링하여 추정한 결과를 통계학적인 t-검정을 실시한 결과, 맥파전달시간의 차이는 없다는 사실이 확인되었다. 따라서 추후에 스마트폰을 활용한 이동형 심전도 및 맥파전달 측정 시스템에서 높은 샘플링 주파수로 인한 고용량의 생체신호 데이터를 처리하기 곤란한 경우, 다중레이트 필터링 알고리즘을 활용한 낮은 샘플링 주파수 변환을 통하여 데이터 연산량을 감소시키면서, 심전도 및 맥파신호의 특징점 및 맥파 전달시간을 정확하게 검출할 수 있다고 사료된다.

Acknowledgement

이 논문은 2013년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No.2013012393).

References

- [1] C. Wei, L. Sheng, G. Lihua, C. Yuquan, P. Min, "Study on Conditioning and Feature Extraction Algorithm of Photoplethysmography Signal for Physiological Parameters Detection," IEEE, 4th International Congress on Image and Signal Processing, pp.2194-2197, 2011.
- [2] Hyun-Min Lee, Dong-Jun Kim, "A Study of Performance Enhancement of Period Detection in Pulse Wave," The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers, vol.58, no.6, pp.1194-1199, 2009.
- [3] L. Milic, Multirate Filtering for Digital Signal Processing: MATLAB Applications, Information Science Reference, Hershey PA, 2009.
- [4] J. Allen, "Photoplethysmography and Its Application in Clinical Physiological Measurement," Physiol. Meas., vol.28, no.3, pp.R1-R39, 2007.
- [5] R. A. Payne, C. N. Symeonides, D. J. Webb and S.

R. J. Maxwell, "Pulse Transit Time Measured from the ECG: an Unreliable Marker of Beat-to-Beat Blood Pressure," J. Appl. Physiol., vol.100, pp.136-141, 2006.

- [6] Jung-Min Bae, Gyeong-Hun Park, An Illustrated Guide to Medical Statistics Using SPSS, Hannarae, 2012.
- [7] Gye-Rok Jeon, Dong-Keun Jung, Gi-Ryun Kim, Bum-Joo Shin, "The Development of Integrated Sensor System for Measuring Simultaneously ECG, PPG and PPW," Journal of the Korea Academia-Industrial Cooperation Society, vol.10, no.5, pp.992-999, 2009.

저 자 소 개



김 현 태 (金賢泰)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업, 2012년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



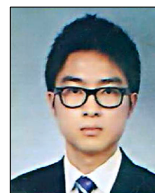
김 정 환 (金 樞 桓)

2011년 건국대학교 의학공학부 졸업, 2011년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



김 경 섭 (金 敬 燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업, 동대학원 석사(1981), The University of Alabama in Huntsville, Ph.D.(1994). 2001년~현재 건국대학교 의학공학부 교수.



이 재 호 (李 在 鎬)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업, 2012년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



이 정 환 (李 定 桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업, 동대학원 석사(1994). 동대학원 박사(2000), 2004년~현재 건국대학교 의학공학부 부교수.