
기울기 분석과 굴곡점 검출을 이용한 ECG 기저선 잡음 제거 알고리즘

조익성* · 권혁송**

ECG Baseline Wandering Removing Algorithm using Slope analysis and Curve Point Detection

Ik-Sung Cho* · Hyeog-Soong Kwon**

요 약

심전도의 잡음 성분은 일정한 주파수대역에 분포하지 않고 측정자의 신체 및 환경조건에 따라서 다양한 형태의 신호로 나타난다. 특히 기저선 변동 잡음은 전극을 부착한 부위의 근육수축과 호흡의 리듬에 따라 0 ~ 2[Hz] 범위의 주파수 성분이 원 신호에 섞여 발생하기 때문에 신호를 분석하는 데 많은 어려움이 있다. 기저선 변동을 제거하기 위한 여러 방법들이 제안되어 왔으나 기존의 방법들은 많은 연산량으로 인한 처리시간이 길어지고 원 신호 성분을 왜곡시키는 문제점이 있다. 따라서 본 논문에서는 원신호의 변형을 줄이고 계산량의 복잡도를 최소화하는 효과적인 기저선 변동 제거 방법을 제안한다. 이는 신호의 기울기를 분석하여 기저선 변동 구간 및 굴곡점을 검출하고, 검출된 구간의 최소값에서 최대값까지를 근사화하여 원 신호에서 이를 감산함으로써 기저선 변동 곡선을 제거하는 방법이다. 제안된 알고리즘의 성능 평가를 위해 MIT-BIH 데이터베이스 101번, 111번, 113번, 234번 레코드 중 기저선이 변동된 신호를 대상으로 0~2[Hz]와 2~40[Hz]의 주파수 대역에서의 평균자승오차를 각각 비교하였다. 실험 결과 제안된 방법은 원신호의 왜곡과 계산량의 복잡도를 최소화하여 효과적으로 기저선 변동을 제거하였다.

ABSTRACT

The noise component of electrocardiogram is not distributed in a certain frequency band. It is expressed in various types of signals by rater's physical and environmental conditions. Particularly, since the baseline wander is occurred by the mixture of the original signal and 0 ~ 2 [Hz] range of the frequency components according to muscle constraction of part attaching to an electrode and respiration rythm, it makes the ECG signal analysis difficult. Several methods have been proposed to eliminate the wandering effectually. However, they have some problems. In some methods, the high processing time is required due to the computational complexity, while in other cases ECG signal morphology can be distorted. This paper suggests a simple and effective algorithm that eliminates baseline wander with low computational complexity and without distorting signal morphology. First, the algorithm detects and segments a baseline wandering interval using slope analysis and curve point detection, second, approximates the wandering in the interval as a sinusoid, and then subtracts the sinusoid from signal. Finally, ecg signals without baseline wander are obtained . In order to evaluate the performance of the algorithm, several ECG signals with baseline wandering in MIT/BIH ECG database 101, 111, 113, 234 record were chosen and applied to the algorithm. It is found that the algorithm removes baseline wanders effectively without significant morphological distortion.

키워드

기저선 잡음, 기울기 분석, 굴곡점 검출, 처리 시간

Key word

baseline wandering, slope analysis, curve point detection, processing time

* 부산대학교 (ischo@pusan.ac.kr)

** 부산대학교 (교신저자, hskwon@pusan.ac.kr)

접수일자 : 2010. 04. 08

심사완료일자 : 2010. 04. 30

I. 서 론

일반적으로 심전도 장치에서 획득한 신호의 주파수 대역은 약 0.05 ~ 100[Hz]이며, 크게 세 가지 종류의 잡음들이 포함되어 있다. 60Hz 전력선 잡음, 호흡에 의한 기저선 변동 잡음, 주변장치들의 영향이나 환자의 움직임에 의해 발생하는 근잡음 등이 있다[1]. 특히 기저선 변동 잡음은 심전도 신호를 기록하는데 있어서 종종 접하는 문제 중 하나로, 전극을 부착한 부위의 근육수축과 호흡의 리듬에 따라 0 ~ 2[Hz] 범위의 주파수 성분이 원 신호에 섞여 발생하게 된다[2,3]. 이와 같은 기저선 변동은 신호를 해석하고 분석하는데 많은 어려움을 초래하기 때문에 이의 적절한 제거 없이는 정확한 진단 및 분석 결과를 기대하기가 어렵다. 기저선 변동을 제거하기 위한 연구로는 보간법을 이용하여 기저선을 예측하고 제거하는 방법이 있으며, 선형필터링을 이용한 방법이 있다[4,5]. 보간법에 의한 방법은 근사접근이 뛰어난 반면 낮은 심박수의 심전도에서는 그 정확도가 떨어지는 단점이 있으며, 선형필터링을 이용한 방법은 시간이 지연되고 기저선과 원신호의 스펙트럼이 중첩되어 원신호를 왜곡시키는 문제가 있다. 최근에는 선형필터링에서 발생하는 신호의 왜곡을 보상하기 위해 웨이블릿 변환에 의한 방법과 적응필터를 이용한 방법이 있으나 이들 방법은 처리를 위한 계산량의 복잡도를 수반하게 된다[6]. AHA(American Heart Association)의 권고에 따르면 심전도 하위 차단주파수의 경계를 0.05Hz로 하고 있기 때문에 그 이상의 주파수 성분을 제거하면 R파를 훼손시킬 수 있다[7-9]. 따라서 처리의 복잡도를 줄이는 것과 동시에 심전도 신호의 왜곡을 최소화하면서 기저선 변동을 제거하는 것이 매우 중요하다. 본 논문에서는 원신호의 변형을 줄이고 계산량의 복잡도를 최소화하는 효과적인 기저선 변동 제거 방법을 제안한다.

II. 기울기 분석

기울기 분석은 심전도 신호의 시간에 따른 매 샘플링 포인트마다 갱신되는 기준값을 통하여 자신보다 높은 진폭과 낮은 진폭의 신호파형을 분석함으로써 기저선

변동 여부를 판단하는 방법이다.

2.1 상승 기울기 분석

상승 기울기 분석은 그림 1과 같이 원 신호의 진폭이 감소하는 A-B 구간에서는 감소하는 진폭으로 기준값을 갱신하면서 원 신호를 추적한다. 하지만 원 신호의 진폭이 더 이상 감소하지 않는 최저치, 즉 B-C 구간에 도달하면 일정시간(T_H) 동안 원 신호의 최저치 진폭을 유지한다. 만약 T_H 동안 최저치보다 더 낮은 진폭이 발생하지 않는다면 C-D 구간에서와 같이 기준값은 증가하는 원 신호의 기울기 평균치로 증가하게 된다. 이후 D-F 구간에서도 기준값보다 낮은 진폭이 발생하지 않는다면 각 T_H 마다의 평균값을 계산하여 이를 이전 기준값에 더함으로써 새로운 기준값을 생성한다. 그리고 F점과 같이 기준값이 원 신호와 교차할 때 원신호의 굴곡이 검출되었다고 판단한다. 상승 기울기 분석의 동작 원리를 수식으로 나타내면 수식 (1)과 같다.

$$\begin{aligned} & \text{if } ASW[n-1] > W[n] & (1) \\ & \quad ASW[n] = W[n] \\ & \text{else } (ASW[n-1] \leq W[n]) \\ & \quad ASW[n] = ASW[n-1] & \text{for } n \leq T_H \\ & \quad ASW[n] = ASW[n-1] + |AVG_S| & \text{for } n > T_H \end{aligned}$$

여기서 $W[n]$ 은 현재 원 신호의 샘플링 값이고, $ASW[n]$ 은 상승 기울기 분석을 위한 기준값이며, AVG_S 는 그 기준값이 원 신호의 최소치에 도달한 후 원 신호와 교차하는 점이 발생할 때까지 일정시간 T_H 마다 새롭게 계산되어지는 원신호의 기울기 평균치이다. 수식에서와 같이 상승 기울기 분석은 원신호의 진폭이 기준값보다 작을 경우에는 이전 기준값을 유지하며, 그렇지 않을 경우에는 유지시간 T_H 의 평균값을 통해 기준값을 갱신함으로써 상승된 기저선 변동값을 판단할 수 있다.

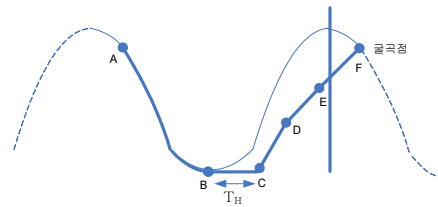


그림 1. 상승 기울기 분석
Fig 1. Ascending slope analysis

2.2 하강 기울기 분석

하강 기울기 분석은 그림 2에서 보인 것과 같이 원 신호의 진폭이 증가하는 A-B 구간에는 증가되는 진폭으로 기준값을 갱신하면서 원 신호를 추적한다. 하지만 원 신호의 진폭이 더 이상 증가하지 않는 최고치, 즉 B-C 구간에 도달하면 일정시간(TH)동안 원 신호의 최고치 진폭을 유지한다. 만약 TH동안 최고치보다 더 높은 진폭이 발생하지 않는다면 C-D 구간에서와 같이 기준값은 감소하는 원 신호의 기울기 평균치로 감소하게 된다. 이후 D-F 구간에서도 기준값보다 높은 진폭이 발생하지 않는다면 각 TH마다 각 TH마다의 평균값을 계산하여 이를 이전 기준값에 감산함으로써 새로운 기준값을 생성한다. 그리고 F점과 같이 기준값이 원 신호와 교차할 때 원 신호의 굴곡이 검출되었다고 판단한다.

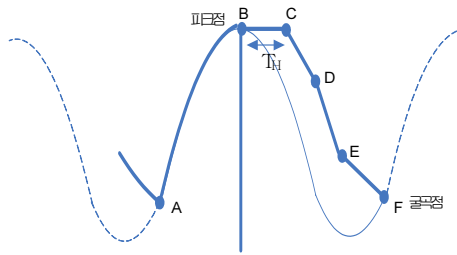


그림 2. 하강 기울기 분석
Fig 2. Descending slope analysis

하강 기울기 분석의 동작 원리를 수식으로 나타내면 수식 (2)와 같다.

$$\begin{aligned} &\text{if } DSW[n-1] < W[n] \\ &\quad DSW[n] = W[n] \\ &\text{else } (DSW[n-1] \geq W[n]) \\ &\quad DSW[n] = DSW[n-1] \quad \text{for } n \leq T_H \\ &\quad DSW[n] = DSW[n-1] - |AVG_S| \quad \text{for } n > T_H \end{aligned} \quad (2)$$

여기서 $W[n]$ 은 현재 원 신호의 샘플링 값이고, $DSW[n]$ 은 하강 기울기 분석값이며, AVG_S 는 하강 기울기 분석값이 원 신호의 최대치에 도달한 후 원 신호와 교차하는 점이 발생할 때까지 일정시간 T_H 마다 새롭게 계산되어지는 원 신호의 기울기 평균치이다. 수식에서와 같이 하강 기울기 분석은 원 신호의 진폭이 기준값보다 클 경우에는 이전 기준값을 유지하며, 그

렇지 않을 경우에는 유지시간 T_H 의 평균값을 통해 기준값을 갱신함으로써 상승된 기저선 변동값을 판단할 수 있다.

2.3 굴곡점 설정

그림 3(a), (b)는 T_H 에 따른 굴곡점 결정 방법을 나타낸다. 그림 3(a)는 상승하는 기울기를 분석할 경우 원 신호 진폭값이 최저 진폭(A_L)을 유지하는 유지시간(T_H) 동안 기준값보다 낮아지는 예외적인 경우를 나타내고 있다. 이러한 경우에는 기준값은 다시 신호의 진폭을 추적하여 이전 최저 진폭을 무시하고 실제 최저 진폭인 A_{LL} 을 검출한다. 이와 마찬가지로 그림 3(b)는 하강하는 기울기를 분석할 경우 원 신호 진폭값이 최고 진폭(A_H)을 유지하는 유지시간(T_H) 동안 기준값보다 높아지는 예외적인 경우를 나타내고 있다. 이러한 경우에는 기준값은 다시 신호의 진폭을 추적하여 이전 최고 진폭을 무시하고, 실제 최고 진폭인 A_{HH} 을 검출한다.

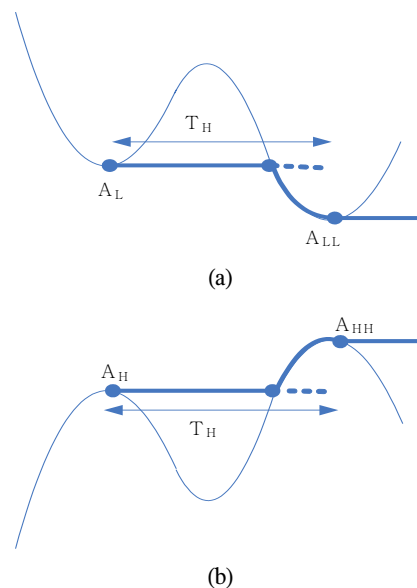


그림 3. 기울기 분석을 통한 굴곡점 결정
(a) 원 신호의 진폭 < 기준값
(b) 원 신호의 진폭 > 기준값

Fig 3. Curve point decision using slope analysis
(a) Amplitude of the original signal < reference value
(b) Amplitude of the original signal > reference value

그림 4는 상승 및 하강하는 기울기를 동시에 분석함으로써 굴곡점을 설정하는 방법을 나타낸다. 이 방법은 그림에서 보여지는 것과 같이 하강 기울기 분석을 통해 원신호와 교차점(AA, FA)을 검출하며, 상승 기울기 분석에 의해 원 신호와의 교차점(ED)을 검출한다. 그 후 교차점(AA, FA)으로부터 각각 이전 샘플값중 최소값(A1, A2)을 검출하고 교차점(ED)로부터 그 이전 샘플값중 최대값을 갖는 점(P)을 검출한다. 결국 이와 같이 결정된 하강기울기와 상승기울기의 반전점(A1, P, A2)으로부터 굴곡 구간을 결정하게 된다. 즉, 검출된 기울기 반전점 A1과 점 P 사이를 하나의 굴곡 구간(I1)으로 결정하며, 기울기 반전점 P와 A2사이를 또 하나의 굴곡구간(I2)로 결정한다.

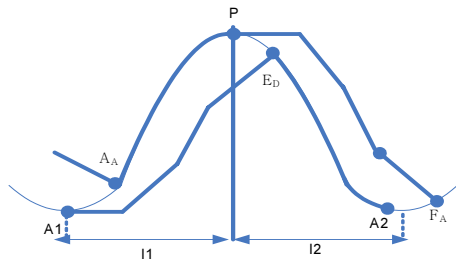


그림 4. ECG 신호의 굴곡점
Fig 4. Curve point of Ecg signal

2.4 ECG 신호의 기저선 변동 제거 알고리즘

본 논문에서는 ECG 신호의 기저선 변동을 효과적으로 제거하기 위하여 앞서 설명한 서로 다른 유지시간 (TH1, TH2)을 갖는 두 쌍의 기울기를 추적하여 입력된 ECG 신호에 포함되어 있는 고주파 성분을 제거하고 기저선 변동 곡선을 검출한다. 그리고 검출된 기저선 변동 곡선을 RMSE(Root Mean Square Error)가 가장 작은 정현파로 근사화한 후, 입력된 신호에서 정현파로 근사화된 기저선 변동 곡선을 감산하여 입력 신호에 포함되어 있는 기저선 변동을 제거하는 알고리즘을 제안한다. 한쌍의 기울기 분석 방법은 상승 기울기 분석과 하강 기울기 분석 방법으로 구성된다. 그림 5는 전체적인 기저선 제거 알고리즘의 구성도를 나타내고 있다. 먼저 알고리즘은 입력된 ECG 신호를 추적하기 위해 서로 다른 유지시간(TH1, TH2)을 갖는 두 개의 하강 기울기 기준값(DR1, DR2)과 상승 기울기 기준값(AR1, AR2)을 각각

발생시킨다. 여기서는 TH1이 TH2보다 큰 값을 가진다고 가정한다. 이때 유지시간이 긴 TH1을 가진 두 개의 상승과 하강 기준값은 낮은 주파수 성분을 구분하는데 효과적으로 사용되며, 유지시간이 짧은 TH2를 가진 두 개의 상승과 하강 기준값은 높은 주파수 성분을 구분하는데 사용된다. 고주파 성분을 제거하는 과정은 다음과 같다. 먼저 DR1, DR2가 원 신호를 분석하여 DR1이 원 신호의 최대값에 도달하면 유지시간 TH1동안 원 신호의 최대값을 유지하게 된다. TH1이 완료되면 DR2를 확인한다. 만약 DR2가 TH1동안 원 신호와 교차하는 점이 발생한다면 정상적으로 분석한다고 판단한다. 하지만 그렇지 않을 경우에는 DR2가 고주파 성분에 의하여 잘못된 추적을 하고 있다고 인지한다.

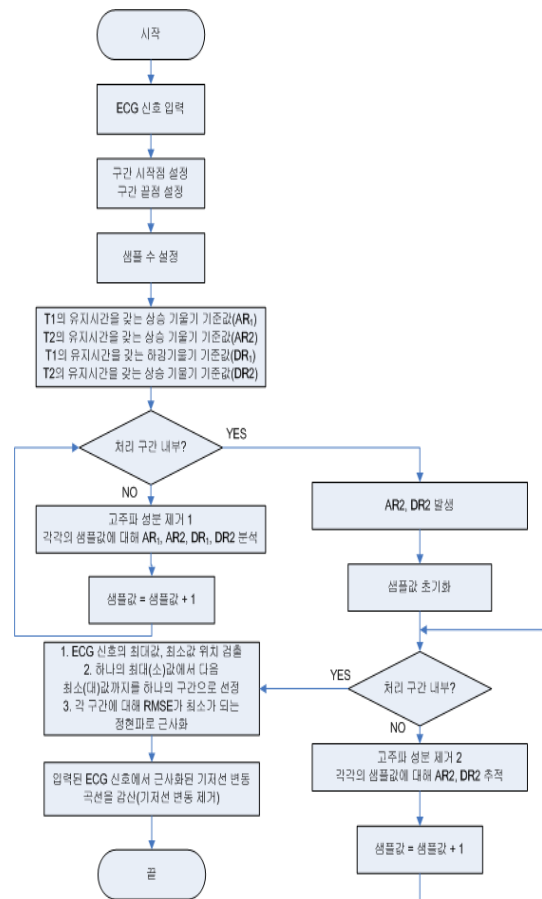


그림 5. 기저선 변동 제거 알고리즘
Fig 5. Baseline wandering removing algorithm

이때 고주파 성분이 발생한 구간은 AR2를 역방향으로 적용하여 검출되며, 검출된 고주파 성분 구간은 직선으로 연결하여 제거하고 그 이후구간부터는 AR1를 통하여 기울기 분석을 시작한다.

III. 실험 결과 및 고찰

본 논문에서는 구현된 알고리즘의 실용성을 검증하기 위하여 샘플링 주파수가 360Hz인 MIT-BIH 데이터베이스에 기저선 변동이 발생한 구간의 데이터를 알고리즘에 적용하여 그 효용성과 타당성을 확인하였다. 본 연구의 성능을 평가하기 위해 0.5Hz의 차단 주파수를 갖는 표준필터를 이용하였으며, 기저선 변동이 발생하는 잡음대역에서의 주파수 평균전력을 이용하였다. 또한 기저선 변동이 있는 신호와 기저선 변동이 제거된 신호의 주파수 스펙트럼 값을 이용하여 각 주파수에서의 RMSE(Root Mean Square error)를 구하였으며, 기저선 변동 곡선의 주파수 범위인 0~2[Hz] 구간과 그 외 주파수 범위인 2Hz 이상의 구간에서 R-MSE를 구하여 비교하는 방법을 사용하였다.

3.1 제거된 잡음대역의 평균전력 비교

AHA에서는 ST 세그먼트가 왜곡을 일으키지 않도록 차단 주파수 범위를 0.8Hz로 규정하고 있기 때문에 본 연구에서는 0.8Hz 이하의 주파수 대역에서 전력에 대한 평균을 취하여 각 필터를 비교하였다. 표 1은 기저선 변동이 포함되어 있는 MIT-BIH 데이터베이스의 주파수의 평균 전력을 비교한 결과이다.

표 1. MIT-BIH를 통한 제거된 잡음의 평균 전력 비교
Table 1. Comparison of the averaged power of the removed noise using MIT-BIH database

(단위 : 104)

데이터 \ 방법	표준 필터	기울기 분석
101번 레코드	8.322	9.378
111번 레코드	4.127	4.367
113번 레코드	3.261	3.409
234번 레코드	5.241	5.619

표준필터와 같이 고정된 차단 주파수를 갖는 디지털 필터는 차단 주파수 외의 잡음성분은 제거할 수 없다는 단점이 있다. 따라서 시간적으로 변하는 파형에 따른 기준값을 변화시키면서 기저선 잡음을 제거하는 본 알고리즘의 방법보다 잡음제거 특성이 좋지 않다는 것을 확인할 수 있다.

3.2 평균자승오차(RMSE) 비교

각 주파수에서의 RMSE는 식 (3)을 통하여 계산된다. 이들 데이터의 샘플링 주파수는 360Hz이며 각 약 30분(1,800초) 동안의 심전도 데이터를 나타낸다.

$$RMSE = \sqrt{(R(f) - D(f))^2}, 0 \leq f \leq 40[Hz] \quad (3)$$

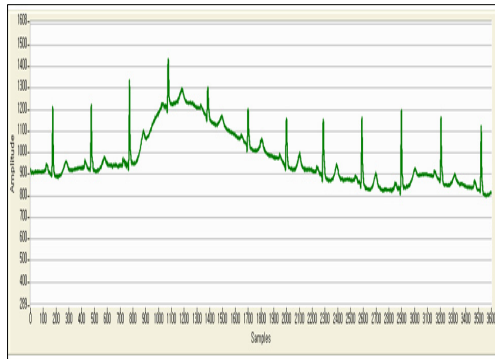
$R(f)$ = 기저선 변동이 있는 신호의 주파수 스펙트럼
 $D(f)$ = 기저선 변동이 제거된 신호의 주파수 스펙트럼

그리고 0~2[Hz] 구간과 2Hz 이상인 구간에서의 RMSE는 식 (4)를 통하여 계산된다.

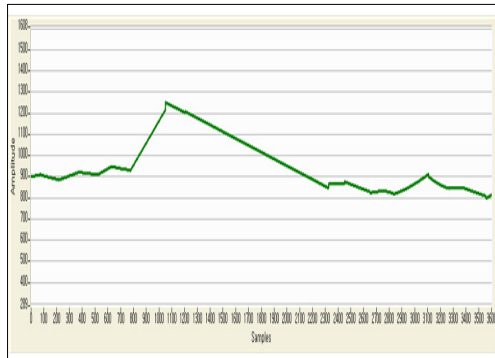
$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_f (R(f) - D(f))^2}{\sum_f R(f)}} \quad (4)$$

$0 \leq f \leq 2[Hz]$ or $2 \leq f \leq 40[Hz]$

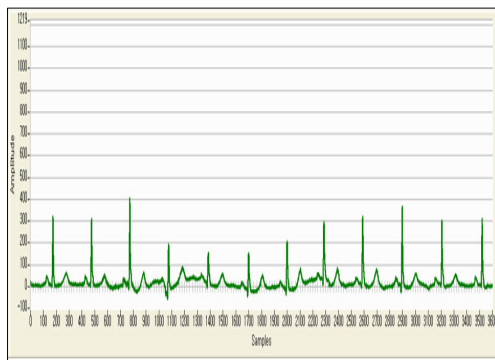
실험을 위해 MIT-BIH 데이터 중 기저선 변동 폭이 높은 101번, 111번, 113번, 234번 레코드를 선택하여 본 알고리즘에 적용하였다. 기저선 변동 발생 구간은 그 중에서도 비교적 변동이 심한 구간을 대상으로 실험하였다. 그림 6은 MIT-BIH 101번 레코드에서 기저선 변동이 발생한 32,400 ~ 36,000 샘플 구간을 선택한 것이다. 그림 6(a)에 보인 신호를 본 알고리즘에 적용하여 검출해낸 기저선 변동곡선은 그림 6(b)와 같으며, 기저선 변동을 제거한 신호는 그림 6(c)와 같다. 그림 6을 비교 분석해보면 기저선 변동 곡선이 제거되었을 뿐만 아니라 DC 성분 역시 제거된 것을 확인할 수 있다. 그리고 보다 정확하게 처리 결과를 비교 분석하기 위하여 각각의 신호를 그림 7과 같이 FFT를 이용하여 주파수 스펙트럼을 구하고, 그림 8과 같이 각 주파수에 대한 RMSE를 구하였다. 여기서 점으로 나타낸 값은 그림 기저선 변동이 있는 ECG 신호의 주파수 스펙트럼을 나타내며, 사각형으로 나타낸 값은 각 주파수에 대한 RMSE 값을 나타낸다.



(a)

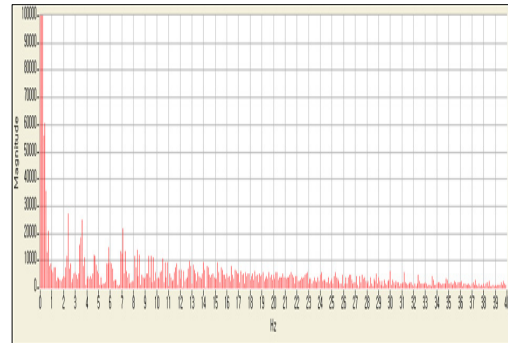


(b)

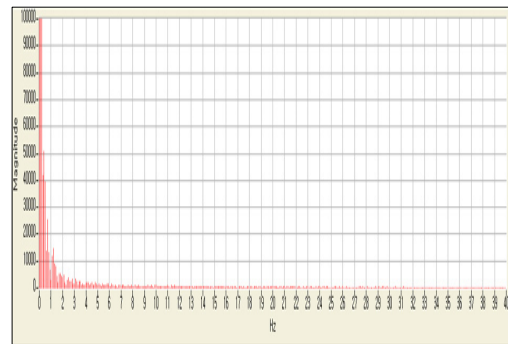


(c)

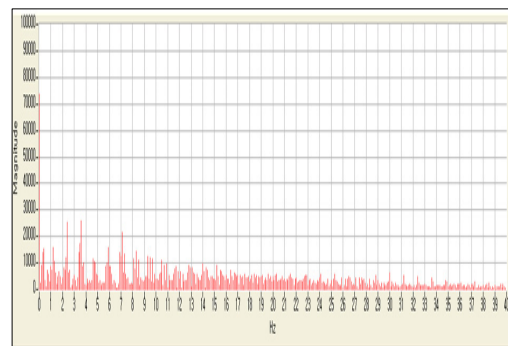
그림 6. 101번 레코드(32400~36000 구간)
 (a) MIT-BIH 101번 레코드 기저선 샘플 신호
 (b) 기저선 변동 곡선 (c) 기저선 변동 제거 신호
 Fig 6. Number 101 record((32400~36000 sample)
 (a) Baseline sample signal at MIT-BIH No101
 (b) Curve of baseline wandering (c) Baseline wandering removing signal



(a)



(b)



(c)

그림 7. 101번 레코드의 주파수 스펙트럼
 (a) 101번 레코드의 주파수 스펙트럼
 (b) 기저선 변동 곡선의 주파수 스펙트럼
 (c) 기저선 변동이 제거된 주파수 스펙트럼
 Fig 7. Frequency spectrum of 101 record
 (a) Frequency spectrum of MIT-BIH No.101
 (b) Frequency spectrum of baseline wandering
 (c) Frequency spectrum of removed baseline wandering

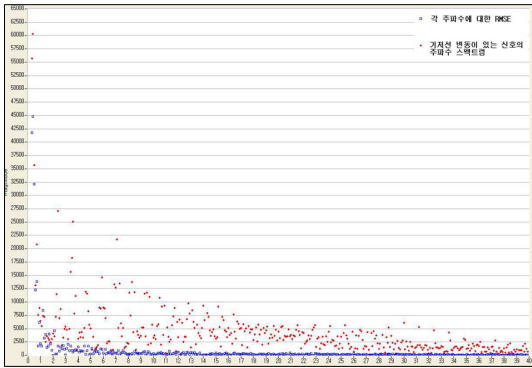


그림 8. 101번 레코드에 대한 RMSE
Fig 8. RMSE of number 101 record

표 2는 101번, 111번, 113번, 234번의 레코드의 기저선 변동구간을 적용하여 0~2[Hz] 구간과 2~40[Hz] 구간의 RMSE값을 각각 비교한 것이다. 그 결과를 비교분석해보면 MIT-BIH의 대부분의 레코드에서 각 주파수에 대한 RMSE 값이 2[Hz] 이상의 구간에서는 거의 0값에 가까우며, 기저선 잡음이 많이 분포되어 있는 0~2[Hz] 구간에서는 상대적으로 큰 값을 가지는 것을 확인할 수 있었다. 이는 0~2[Hz]구간에서 기저선 변동 잡음이 알고리즘을 통해 제거됨으로써 RMSE값이 상승되었다는 것을 의미한다. 따라서 이를 통하여 제안한 알고리즘이 효과적으로 기저선 변동이 제거된다는 것을 확인할 수 있다.

표 2. 주파수 대역에서의 RMSE
Table 2. RMSE at frequency band

	0 ~ 2[Hz]	2 ~ 40[Hz]
101번 레코드	0.17631452	0.00034168
111번 레코드	0.17533464	0.00025939
113번 레코드	0.17909457	0.00007668
234번 레코드	0.18384610	0.00015352

IV. 결 론

본 논문에서는 원신호의 변형을 줄이고 계산량의 복잡도를 최소화하는 효과적인 기저선 변동 제거 방법을

제안하였다. 이를 위해 신호의 기울기를 분석하여 기저선 변동 구간 및 굴곡점을 검출하고, 검출된 구간의 최소값에서 최대값까지를 근사화하여 원 신호에서 이를 감산함으로써 기저선 변동 곡선을 제거하였다. 본 연구의 성능을 비교 및 평가하기 위해 0.5Hz의 차단 주파수를 갖는 표준필터를 이용하였으며, 기저선 변동이 발생하는 잡음대역에서의 주파수 평균전력을 이용하였다. 또한 기저선 변동이 있는 신호와 기저선 변동이 제거된 신호의 주파수 스펙트럼 값을 이용하여 각 주파수에서의 RMSE(Root Mean Square error)를 구하였으며, 기저선 변동 곡선의 주파수 범위인 0~2[Hz] 구간과 그 외 주파수 범위인 2Hz 이상의 구간에서 RMSE를 구하여 비교하는 방법을 사용하였다.

그 결과를 비교분석해보면 표준필터와 같이 고정된 차단 주파수를 갖는 디지털 필터는 차단 주파수 외의 잡음 성분은 제거할 수 없다는 단점이 있다. 따라서 시간적으로 변하는 파형에 따른 기준값을 변화시키면서 기저선 잡음을 제거하는 본 알고리즘의 방법보다 잡음제거 특성이 좋지 않다는 것을 확인할 수 있었다.

또한 MIT-BIH의 대부분의 레코드에서 각 주파수에 대한 RMSE 값이 2Hz이상의 구간에서는 거의 0값에 가까우며, 기저선 잡음이 많이 분포되어 있는 0~2[Hz] 구간에서는 상대적으로 큰 값을 가지는 것을 확인할 수 있었다. 이는 0~2[Hz] 구간에서 기저선 변동 잡음이 알고리즘을 통해 제거됨으로써 RMSE값이 상승되었다는 것을 의미한다.

결과적으로 제안된 방법은 효과적으로 기저선 변동을 제거한다는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 본 논문에서 제안한 기울기 분석을 통한 기저선 제거 방법은 최소한의 연산량으로 잡음을 검출하고 실시간으로 생체신호를 진단하는 헬스케어 시스템에 적용 가능할 것으로 생각된다. 하지만 고주파 잡음 성분이 많이 포함되어 있는 구간에서는 기저선을 검출하고 제거하는데 약간의 어려움이 있었으나, 반복적으로 알고리즘을 적용하여 기저선을 검출하고 제거할 수 있었다. 따라서 보다 정확하게 기저선 변동 구간을 검출하고 제거하기 위해서는 상황에 맞는 최적의 유지 시간을 결정하고 전력선 잡음과 동잡음 등의 잡음제거 방식과 병행되어야 한다고 생각된다.

참고문헌

- [1] Gary, M. F., Thomas, C. J., et al. "A coparison of the noise sensitivity of nine QRS Detection Algorithms", IEEE Trans. Biomed. Eng. 37(1), pp:85-98, 1990.
- [2] Van Alste, J. A. and Schilder, T. S. "Removal of baseline wander and power-line interference from the ECG by an efficient FIR filter with a reduced number of taps", IEEE trans. Biomed. Eng, BME-32(12), pp:1052-1060, 1985.
- [3] Van Alste, J. A. and Schilder, T. S. "Removal of baseline wander and power-line interference from the ECG by an efficient FIR filter with a reduced number of taps", IEEE trans. Biomed. Eng, BME-32(12), pp:1052-1060, 1985.
- [4] AAMI Standard and Recommended Practice, Vol 2.2 : Biomedical Equipment, Part2.
- [5] Haykin, S. Adative Filter Theory-3rd ed., Prentice Hall, pp:855-874, 1996.
- [6] Widrow, B., Glover, J. R., Adaptive noise cancelling : Principles and applications. Proc. IEEE. 36 : 1692-1716, 1975.
- [7] Thakor, N. V. and Zhu, Y. S. Applications of adaptive filtering to ECG analysis : Noise cancellation and arrhythmia detection. IEEE Trans. Biomed. Eng. 38(8) : 785-794, 1991.
- [8] Lin, C. T. and George Lee, C. S. A neurofuzzy synergism to intelligent system. Prentice-Hall, Inc. : 250-272, 1996.
- [9] 이순주, 신호 평균화 심전도(Signal-Averaged Electrocardiogram)의 이해와 임상적 이용, 대한소아과학회. 소아과 : 제 45 권 제 9 호 2002년.

저자소개

조익성(Ik-Sung Cho)

한국해양정보통신학회논문지
제 13권 11호 참조

권혁송(Hyeog-Soong Kwon)

한국해양정보통신학회논문지
제 13권 11호 참조