

Morphology-pair를 이용한 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 알고리즘

Minimizing Algorithm of Baseline Wander for ECG Signal using Morphology-pair

김성완* · 김세윤** · 김태훈** · 최병재*** · 박길흠**

Sung-Wan Kim, Tae-Hun Kim, Byung-Jae Choi and Kil-Houm Park

* 수원과학대학 컴퓨터정보과

** 경북대학교 전자전기컴퓨터학부

*** 대구대학교 전자공학부

요 약

심전도 신호 잡음 중 기저선 변동 잡음은 신뢰성 있는 심장 질환 진단을 위해 반드시 제거되어야 하는 것으로서, 이를 위해 본 논문에서는 P, T파 및 QRS-complex를 동시에 배제하여 기저선 변동 잡음만을 추정할 수 있는 Morphology-pair를 제안한다. 즉, P, R, T파와 같은 국부 최대값(local maxima) 특성을 가지는 신호 영역과 Q, S파와 같은 국부 최소값(local minima) 특성을 가지는 신호 영역을 배제할 수 있는 각각의 Morphology 연산을 하나의 Morphology-pair로 정의하고, 이를 이용하여 추정된 기저선 변동 잡음 신호와 원 신호와의 차를 통해 기저선 변동 잡음 제거 신호를 도출한다. 제안한 알고리즘의 유효성을 확인하기 위해 실제 심전도 임상 데이터인 MIT/BIH 데이터베이스를 이용한 실험 결과를 살펴봄으로써 기저선 변동 잡음이 효과적으로 제거됨을 입증한다.

키워드 : 심전도 신호, 기저선 변동 추정, Morphology-pair, 잡음 제거

Abstract

The baseline wander is most fatal noise, because it obstructs reliable diagnosis of cardiac disorder. Thus, in this paper, the morphology-pair is proposed for estimation of baseline wander except P, T-wave and QRS-complex. Proposed Morphology-pair is able to except P, R, T-wave which have characteristics of local maxima. Likewise Q, S-wave such as local minima are excepted by proposed Morphology-pair. The final baseline wander eliminated ECG signal is deducted by subtraction of original ECG and estimated baseline wander. The experimental results based on the MIT/BIH database show that the proposed algorithms produce promising results.

Key Words : ECG signal, Baseline wander, Morphology-pair, Noise Elimination

1. 서 론

환자 진단에 있어서 중요한 변별 요소가 될 수 있는 대표적인 신호로는 심전도(Electrocardiogram; ECG) 신호와 뇌전도(Electroencephalogram; EEG) 신호 등이 있다. 특히 심전도 신호의 경우 임상적 활용 가치가 매우 높으므로, 최근 들어 현대의학 및 의료장비 산업 분야에서 중요한 생체 신호로 이용되고 있다 [1].

심전도 신호는 동방결절에서 발생된 미세 전류에 의한

심장의 수축과 이완 운동을 신체의 표면상에서 전기적으로 기록한 것으로서, 심장 활동에 관련된 여러 정보를 제공하여 심장 질환 진단에 중요한 역할을 할 수 있다 [2]. 일반적으로 심전도 신호는 약 0.05~100Hz의 주파수 대역을 가지면서, 내부 및 외부 요인들에 의한 다양한 잡음 성분들이 포함되어 있다. 심전도 신호 처리에 있어서 특히 중요하게 다루고 있는 전기적인 잡음 신호로는 전원 라인에서 발생하는 60Hz 대역의 변조파와 광대역 백색 잡음, 주변장치의 영향이나 환자의 움직임에 의한 근잡음, 그리고 환자의 호흡에 의한 기저선 변동 등이 있다 [3]. 심전도 신호의 측정과 해석에 있어서는 이러한 전기적인 잡음 신호에 대한 오차가 치명적으로 악영향을 미치는 경우가 다수 발생된다.

그림 1에 나타낸 QRS-complex와 P파 및 T파는 심장 질환 판단에 있어서 가장 변별력 있는 요소가 되는데, 이러한 신호 성분은 일반적인 잡음 신호들과 진폭 및 시간 간격 등에서 유사한 특성을 띠는 문제점을 가진다. 즉 T파 및 ST-segment의 왜곡은 신뢰성 있는 심장 질환 판단의 측면

접수일자 : 2010년 3월 24일

완료일자 : 2010년 7월 25일

* 본 결과물은 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 광역경제권 선도사업 인제양성사업의 연구결과입니다.

* 본 연구는 교육과학기술부와 한국산업기술진흥원의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임.

에서 치명적인 악영향을 제공하게 되므로, 이러한 특징적인 신호들의 왜곡을 최소화함과 동시에 효과적으로 잡음 신호를 제거할 수 있는 알고리즘이 요구된다 [4,5].

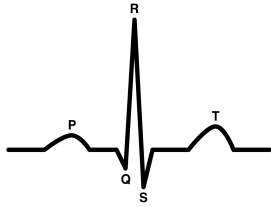


그림 1. 일반적인 심전도 신호
Fig. 1. Typical ECG signal.

특히 기저선 변동은 1Hz 미만의 저주파 성분의 잡음으로서 크기가 작고 저주파인 ST-segment와 유사한 주파수대역을 가진다 [6]. ST-segment는 심근경색이나 심근허혈과 같은 심장 질환 진단을 위해 매우 정확히 측정되어야 할 신호 성분이므로, 기저선 변동 잡음 제거에 있어서 ST-segment의 왜곡 최소화는 반드시 고려되어야 한다.

기저선 변동 잡음을 제거하기 위한 기존 방법으로는 표준필터의 고역통과필터와 적응필터가 대표적이다. 표준필터의 경우에는 고정된 차단 주파수 대역 내에서는 잡음 제거 특성이 우수하고 신호 왜곡도 적지만 차단 주파수 대역을 넘어서는 잡음은 제거할 수 없으며, 이를 제거하기 위하여 차단 주파수 대역을 넓게 하면 심전도 신호의 왜곡을 가져오므로 진단 파라미터를 정확하게 추출할 수 없게 된다 [7]. 또한 적응필터의 경우에는 비교적 우수한 성능을 보이고 있지만, 정상 및 비정상 신호에 대한 객관적 기준이 되는 참조 신호의 선택에 어려움이 따른다. 즉 잘못된 참조신호를 입력으로 사용하였을 경우, 전혀 잡음을 제거하지 못하거나 심지어 원 신호의 왜곡만을 가져올 수 있다 [8].

따라서 본 논문에서는 심전도 원 신호로부터 QRS-complex와 T파 및 ST-segment의 왜곡을 최소화 하면서 기저선 변동 잡음만을 추정할 수 있는 알고리즘을 제시한다. 제안한 Morphology-pair는 입력된 심전도 신호의 개괄적 흐름인 기저선 변동 잡음을 추정하며, 도출된 추정 신호는 입력된 심전도 신호와의 산술적 차를 이용하여 기저선 변동 잡음이 제거된 최종 결과 신호를 생성한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서 제안한 방법에 대해 설명하고 3장을 통해 MIT-BIH 심전도 신호 데이터베이스를 기반으로 한 제안 방법의 적용 결과를 살펴본다. 그리고 마지막 4장을 통해 본 논문의 결론을 맺는다.

2. 다중 Morphology-pair를 이용한 기저선 변동 잡음 제거

2.1 Morphology-pair의 구성

대표적인 level morphology 변환인 열림(Opening) 연산과 닫힘(Closing) 연산은 그림 2와 같이 국부 극값(local extrema) 주변의 영역을 제외한 신호의 전체적 흐름을 추정할 수 있는 특성을 가지고 있다. 열림 연산($\tilde{\gamma}(f)$)은 침식(Erosion)과 팽창(Dilation)을 차례로 수행하는 방법으로서, 이 경우 국부 최대값(local maxima) 성분이 제거되며, 닫힘 연산($\tilde{\phi}(f)$)은 팽창 후 침식을 하여 국부 최소값(local min-

ima) 성분이 제거되는 결과를 도출할 수 있다. 아래의 식 (1)은 열림 연산과 닫힘 연산 각각 $\tilde{\gamma}(f)$ 와 $\tilde{\phi}(f)$ 로 수식화한 것으로서, $\varepsilon(f)$ 와 $\delta(f)$ 는 각각 침식과 팽창을 의미한다 [9].

$$\begin{aligned} \tilde{\gamma}(f)(x) &= \delta(\varepsilon(f))(x) \\ \tilde{\phi}(f)(x) &= \varepsilon(\delta(f))(x) \end{aligned} \quad (1)$$

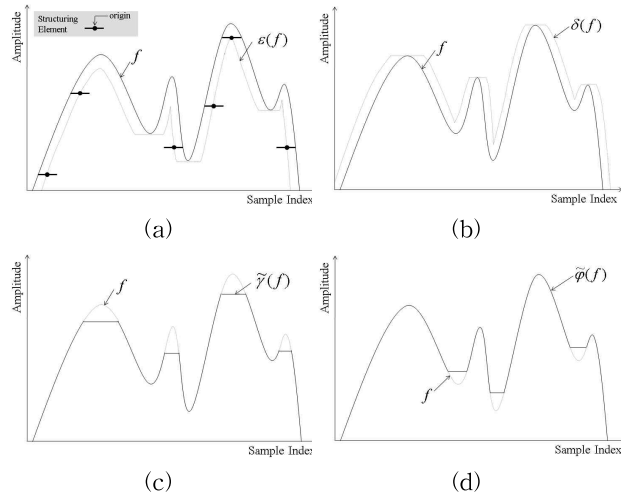


그림 2. 원 신호 f 에 대한 level morphology의 예.

- (a) 침식, (b) 팽창,
- (c) (a)에 대한 팽창; 열림 연산,
- (d) (b)에 대한 침식; 닫힘 연산

Fig. 2. Example of level-morphology for f .

- (a) Erosion, (b) Dilation, (c) Dilation of (a); Opening,
- (d) Erosion of (b); Closing

일반적인 level morphology 변환을 심전도 신호 데이터에 적용할 경우, 그림 2(c)와 (d)에 나타난 바와 같이 주변 영역 대비 크기가 크거나 작은 신호인 P, R, T파와 Q, S파를 동시에 제거할 수 없다. 즉, 본 논문에서는 심전도 신호 데이터에 대하여 기저선 변동 잡음 신호만을 추정하여 제거하고자 하므로, 그림 1에 나타난 바와 같이 국부 최대값 성분을 포함하는 P, R, T파와 국부 최소값 성분을 포함하는 Q, S파를 모두 제거하기 위해서는 수정된 morphology 변환 방법이 필요하다.

이러한 관점에서, 본 논문에서는 국부 최대값 성분을 포함하는 P, R, T파와 국부 최소값 성분을 포함하는 Q, S파가 동시에 제거되는 기저선 변동 잡음 신호를 추정하기 위한 Morphology-pair를 제안한다. 그림 3은 제거할 신호, 즉 P, R, T파와 Q, S파의 폭이 μ 인 경우에 대한 Morphology-pair의 구성의 예를 나타낸 것으로서, $(\mu+1)$ 의 크기를 가지는 구조 요소는 $0 \sim \mu$ 의 폭을 가지는 신호 성분을 제거할 수 있으므로 팽창된 결과 $\delta_{\mu+1}(f)$ 는 그림 3(a)와 같이 나타난다.

이 때 $\delta_{\mu+1}(f)$ 에서, 국부 최소값 성분을 가지는 Q, S파는 주변 배경 신호와 유사한 값으로 대체 되어 제거되지만, 국부 최대값 성분을 가지는 신호, 즉 P, R, T파와 같은 신호는 그림 3(b)와 같이 폭이 2배 증가한 2μ 가 된다. 도출한 $\delta_{\mu+1}(f)$ 에 대하여 2μ 폭의 신호 성분을 제거하기 위해

$(2\mu+1)$ 크기의 구조 요소를 이용한 침식을 수행하면 $\varepsilon_{2\mu+1}(f)$ 와 같이 QRS-complex 및 P, T파를 모두 제거한 원 신호의 기저선 변동 잡음을 추정할 수 있다. 여기서 Morphology-pair를 구성하기 위한 침식과 팽창의 순서는 바뀌어도 결과는 동일하므로 $\varepsilon_{\mu+1}(f)$, $\delta_{2\mu+1}(f)$ 의 순서로 수행하여도 같은 결과를 도출할 수 있다.

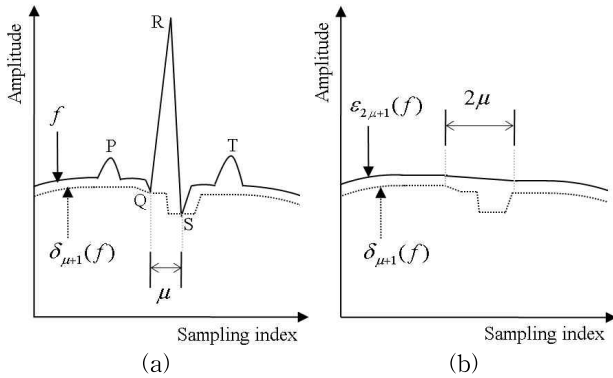


그림 3. 기저선 변동 잡음 추정을 위한 Morphology-pair의 구성
 Fig. 3. Morphology-pair for estimation of baseline variation noise.

2.2 기저선 변동 잡음의 추정 및 제거

제안된 Morphology-pair는 심전도 신호에서 기저선 변동 잡음만을 추정하고자 하는 것으로서, 구조 요소의 크기는 제거하고자 하는 신호, 즉 P, R, T파 및 Q, S파의 최대 폭에 의해 결정된다. 그림 4는 본 논문을 통해 제안한 방법의 흐름도를 나타낸다.

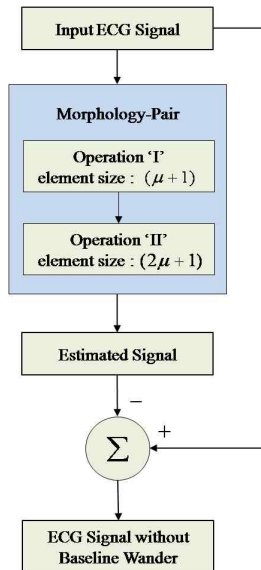


그림 4. 제안한 기저선 변동 잡음 제거 알고리즘의 흐름도
 Fig. 4. Proposed flowchart for elimination of ECG baseline variation noise.

그림 4에서 'Morphology-Pair'는 심전도 원 신호 내 P, R, T파 및 Q, S파의 최대 폭 이상의 크기를 가진 구조 요

소를 사용한다. 즉 제거하고자 하는 신호의 최대 폭이 μ 이 하일 때, 우선 수행의 morphology변환은 $(\mu+1)$ 크기의 구조 요소를 가지며, 후차 수행에서는 $(2\mu+1)$ 크기를 가진다. 이 때, 2.1절에서 보인 바와 같이 morphology변환의 수행 순서가 바뀌어도 같은 결과 신호를 도출할 수 있다.

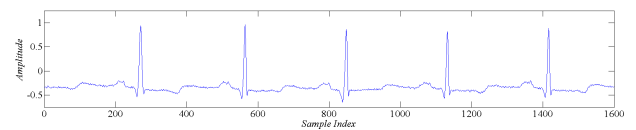
추정한 기저선 변동 잡음 추정 신호는 식 (2)로 표현된 원 신호와의 산술차를 통해 기저선 변동 잡음 제거 신호를 생성한다. 이 때 $ECG_{N-R}(t)$ 은 기저선 변동 잡음 신호를 제거한 최종 결과 신호를 의미하며, $ECG_O(t)$ 와 $N_{B-L}(t)$ 는 각각 심전도 원 신호와 추정한 기저선 변동 잡음 신호이다. 또한 산술차를 통해 QRS-complex 및 P, T파를 제외한 구간은 신호 크기가 0으로 근사화 되므로, 원하는 bias 값을 통해 DC성 신호 인가가 가능하다.

$$ECG_{N-R}(t) = [ECG_O(t) - N_{B-L}(t)] + bias \quad (2)$$

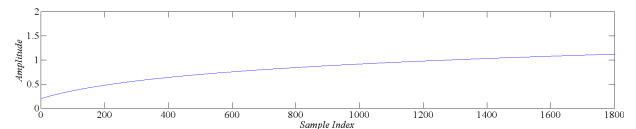
3. 실험 및 고찰

본 논문에서는 제안한 방법의 효용성을 검증하기 위하여 MIT/BIH 데이터베이스의 심전도 신호 데이터를 대상으로 기저선 변동 잡음 신호의 제거를 실험하였다. MIT/BIH 데이터베이스는 심전도 신호처리에 있어서 널리 이용되고 있는 임상데이터로서, 샘플링 주파수는 360Hz이며, 각 심검자로부터 약 30분(약 1800초) 동안 측정된 것이다. 실험용 PC는 3.00GHz Core2 Duo CPU와 3GByte memory의 사양이며, Visual C++ 6.0 컴파일러를 사용하였다. 또한 시간은 0.0028초를 주기로 표본화하여 나타내었으며, 그래프 상에서 Sampling Index로 표현된다.

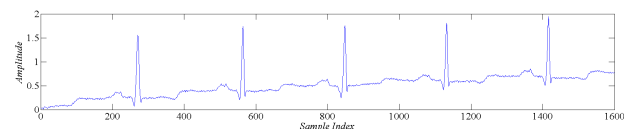
우선, 기저선 변동 잡음에 대한 제안 방법의 특성을 살펴보기 위해, 인위적으로 생성한 기저선 변동 잡음 유사 신호를 실제 심전도 신호에 인가하여 실험하였다. 이 때 심전도 원 신호는 인위적 인가 신호에 의한 제안 방법의 결과 특성을 관측하기 위해 기저선 변동이 미소한 신호를 선택하여 사용하였다. 또한 인위적 기저선 변동 잡음 유사 신호는 신호 크기가 단조증가 형태를 띠는 로그함수와 증감이 반복되는 정현파 형태의 신호를 사용하여 각 기저선 변동 잡음 형태에 따른 제안 방법에 안정성을 살펴보았다.



(a)



(b)



(c)

그림 5. (a) 심전도 원 신호, (b) 단조증가 형태의 인위적 기저선 변동 잡음 신호, (c) 인위적 기저선 변동 잡음이 인가된 심전도 신호

Fig. 5. (a) Original ECG signal, (b) Artificial baseline variation noise by monotonic increasing, (c) ECG signal added artificial baseline variation noise signal.

그림 5은 단조증가의 형태를 띠는 로그함수를 이용하여 인위적 기저선 변동 잡음 신호를 생성 및 인가한 예를 나타낸다. 그림 5(a)에 나타난 심전도 원 신호의 크기는 약 -0.5~1의 범위를 가지므로 최소값과 최대값의 차이가 약 1.5이며, 인위적 기저선 변동 잡음 신호인 그림 5(b)는 약 0.2~1.2의 범위에서 단조증가의 특성을 가진다. 그림 5(a)와 (b)의 산술합을 통해 도출된 인위적 기저선 변동 잡음 인가 신호는 그림 5(c)와 같으며, 그림 5(a)에 대하여 그림 5(b)의 off-set신호를 인가한 의미를 가진다.

그림 6은 그림 5(c)에 대하여 제안 방법을 통해 도출된 결과 신호를 나타낸 것으로서, 그림 6(a)는 추정된 기저선 변동 잡음 신호를 나타낸다. 최종 결과인 기저선 변동 잡음 제거 신호는 식 (2)에 따라 그림 5(c)와 그림 6(a)의 산술차를 이용하여 그림 6(b)와 같이 생성되며, 본 실험에서 *bias*는 0으로 설정하였다.

그림 5(b)와 그림 6(a)의 비교를 통해 제안한 방법이 기저선 변동 잡음 신호를 우수하게 추정할 수 있음을 알 수 있으며, 일부 구간에서의 두 신호 간 차이는 심전도 원 신호인 그림 5(a)가 가지는 미소한 기저선 변동 잡음과 전원 잡음 등에 의한 것으로서, 배제 가능한 수준의 값을 가진다. 또한 기저선 변동 잡음을 제거한 그림 6(b)는 그림 5(a)의 원 신호 크기 폭인 약 1.5의 값을 그대로 유지하면서, 기저선 변동 잡음이 효과적으로 제거되었음을 확인할 수 있다.

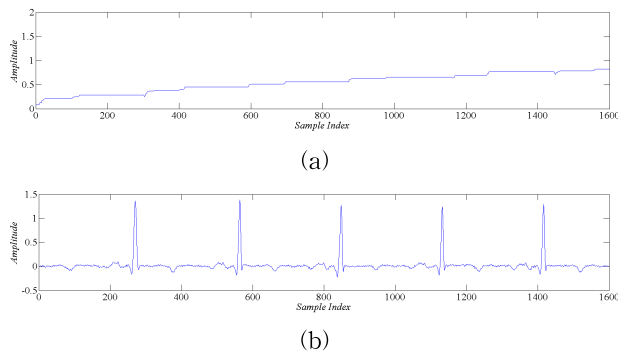


그림 6. 그림 5(c)에 대한 제안 방법 적용 결과.
(a) 추정된 기저선 변동 잡음 신호,
(b) 기저선 변동 잡음 제거 신호

Fig. 6. Result of proposed method on Fig. 5(c).
(a) Estimated signal of baseline wander,
(b) Result signal of baseline wander eliminated

실제 심전도 신호는 단조증가 및 단조감소 이외에 증감이 반복된 형태를 가지는 경우도 빈번하므로, 그림 7과 같이 정현파 형태의 함수를 이용하여 제안 방법의 적용 결과를 살펴보았다. 그림 7(a)에 나타난 심전도 원 신호의 크기는 약 -0.5~1의 범위를 가지므로 최소값과 최대값의 차이가 약 1.5이며, 인위적 기저선 변동 잡음 신호인 그림 7(b)는 -0.8~0.8의 범위에서 10Hz의 주파수를 가진다. 그림

7(c)는 그림 5(c)와 같이 그림 7(a)와 7(b)의 산술합을 통해 도출된다.

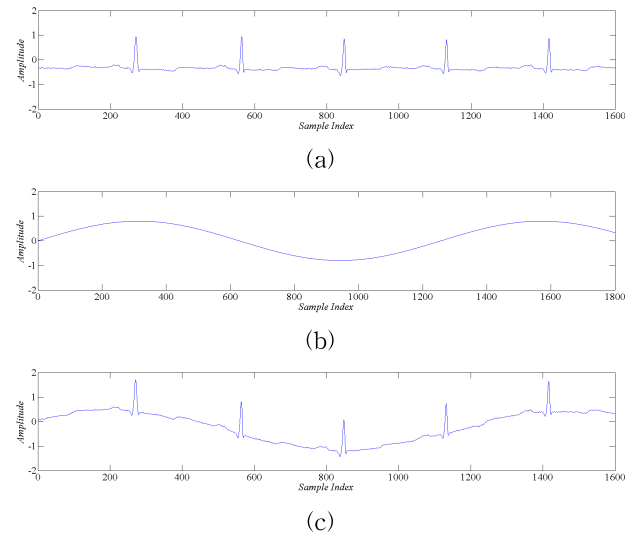


그림 7. (a) 심전도 원 신호, (b) 정현파 형태의 인위적 기저선 변동 잡음 신호, (c) 인위적 기저선 변동 잡음이 인가된 심전도 신호

Fig. 7. (a) Original ECG signal,
(b) Artificial baseline wander by sine wave,
(c) ECG signal added artificial baseline wander.

그림 8은 그림 7(c)에 대하여 제안 방법을 통해 도출된 결과 신호를 나타낸 것으로서, 그림 8(a)는 추정된 기저선 변동 잡음 신호를 나타내었으며, 그림 8(b)는 0을 *bias*로 설정한 결과를 나타낸다.

그림 6에서의 경우와 같이, 정현파 형태의 기저선 변동 잡음이 유입된 경우에도 제안한 방법이 이를 우수하게 추정할 수 있음을 그림 8(a)를 통해 확인할 수 있다. 또한 기저선 변동 잡음 제거 신호인 그림 8(b)에서 원 신호인 그림 7(a)의 신호 크기 폭을 유지하면서, 정현파 특성의 기저선 변동 잡음만을 제거하였음을 알 수 있다.

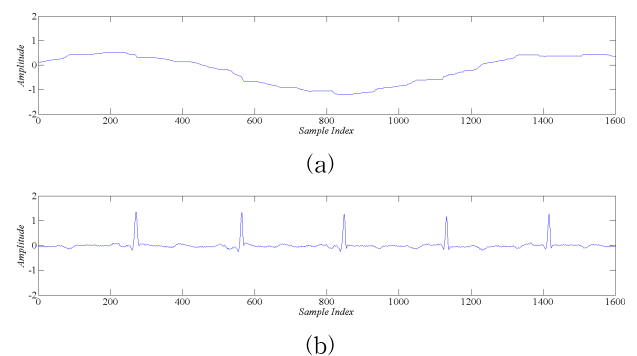


그림 8. 그림 7(c)에 대한 제안 방법 적용 결과.
(a) 추정된 기저선 변동 잡음 신호,
(b) 기저선 변동 잡음 제거 신호

Fig. 8. Result of proposed method on Fig. 7(c).
(a) Estimated signal of baseline wander,
(b) Result signal of baseline wander eliminated

그림 9(a)는 1600개의 샘플 구간에 대하여 최대값과 최소값의 차가 약 0.2인 기저선 변동 잡음을 가지는 심전도 신호를 나타낸다. 그림 9(b)에서 추정된 기저선 변동 잡음 신호의 크기 폭이 약 0.2정도로 실제 잡음 폭과 유사한 수준임을 확인할 수 있으며, 그림 9(c)를 통해 기저선 변동 잡음을 효과적으로 제거함을 알 수 있다. 특히 원 신호가 정상 심전도 신호와 달리 Q, S파가 정상 영역 대비 국부 최소값의 특성을 가지지 않은 경우에도, 결과 신호 상에서 Q, S파의 신호 왜곡이 발생되지 않았음을 그림 9(c)를 통해 확인할 수 있다.

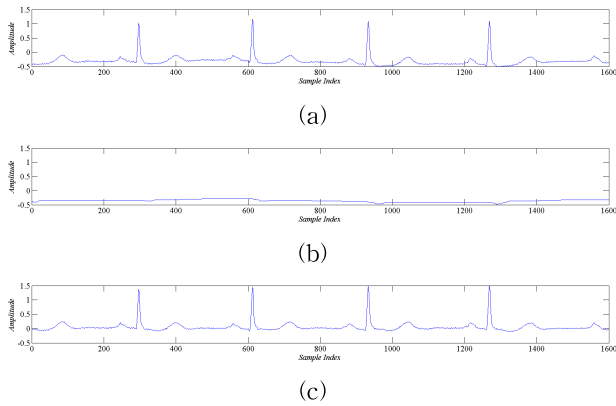


그림 9. (a) 심전도 원 신호, (b) 추정된 기저선 변동 잡음 신호, (c) 기저선 변동 잡음 제거 신호
 Fig. 9. (a) Original ECG signal, (b) Estimated signal of baseline wander, (c) Result signal of baseline wander eliminated

그림 10(a)는 P파, QRS-complex, T파로 구성되는 심전도 신호 주기에 대하여, 한 주기 상에서 기저선 변동 잡음이 증감을 반복하는 형태를 띤 경우의 심전도 신호를 나타내고 있다. 이러한 경우는 정현파 형태의 기저선 변동 잡음이 유입된 형태로 간주할 수 있으며, 그림 10(b)를 통해 증감이 반복되는 형태의 기저선 변동 잡음이 유추됨을 확인할 수 있다. 그림 10(c)는 그림 10(a)에 대하여 기저선 변동 잡음을 제거한 신호를 나타낸 것으로서, 한 주기 상에서 증감이 반복되는 형태의 기저선 변동 잡음도 효과적으로 제거할 수 있음을 확인할 수 있다.

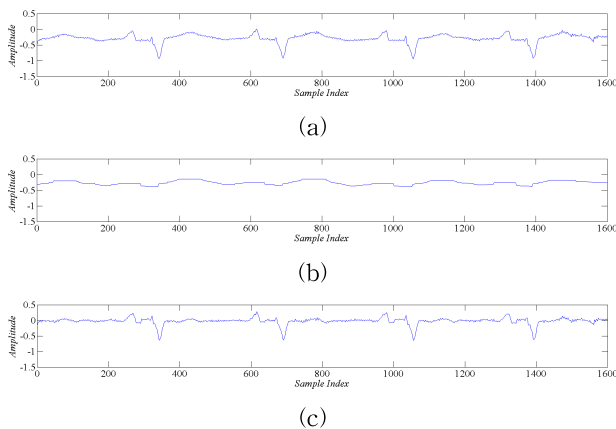


그림 10. (a) 심전도 원 신호, (b) 추정된 기저선 변동 잡음 신호, (c) 기저선 변동 잡음 제거 신호

Fig. 10. (a) Original ECG signal, (b) Estimated signal of baseline wander, (c) Result signal of baseline wander eliminated

4. 결 론

본 논문에서는 기저선 변동 잡음이 존재하는 심전도 신호에 대하여 이를 견실하게 추정하고 제거하는 방법을 제안하였다. 즉, 심전도 신호 내에서 국부 최대값 성분을 포함하는 P, R, T파와 국부 최소값 성분을 포함하는 Q, S파를 동시에 배제하면서 기저선 변동 잡음만을 추정할 수 있는 Morphology-pair를 제안하고, 추정된 신호와 원 신호의 차를 이용하여 기저선 변동 잡음 제거 신호를 도출하였다. 제안된 방법의 검증은 MIT/BIH 데이터베이스를 이용한 실험을 통해 이루어졌으며, 인위적으로 생성된 기저선 변동 잡음 신호에 대한 적용 결과를 관측하여 제안 방법의 특성을 부연하였다.

참 고 문 헌

- [1] B. U. Kohler, C. Henning, and R. Orglmeister, "The Principles of Software QRS Detection," *IEEE Eng. Medicine and Biology Magazine*, vol 21, pp. 42-57, 2002.
- [2] R. J. Lee, I. C. Chol, C. C. Lai, M. H. Liu, and M. J. Chiu, "A Novel QRS Detection Algorithm Applied to the Analysis for Heart Rate Variability of Patients with Sleep Apnea," *Journal of Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications(BME)*, vol. 17, pp. 258-262, 2005.
- [3] Gary, M. Frisen, Thomas, C. Jannett, Manal Afify Jadallah, Stanford L. Yates, Stephen R. Quint, and H. Troy Nagle, "A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 1, pp. 85-98, 1990.
- [4] J. S. Sahambi, S. N. Tandon, . and R. K. P. Bhatt, "Wavelet Based ST-segment Analysis," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 36, no. 5, pp. 568-572, 1998.
- [5] S. Kadambe, R. Murray, and G. Boudreaux-Bartels, "Wavelet Transform Based QRS Complex Detector," *IEEE Trans. Biometrical Engineering*, vol 46, no. 7, pp. 838-848, 1999.
- [6] S. H. Oguz, "A Morphology Based Algorithm for Baseline Wander Elimination in ECG Records," *Biomedical Engineering Days*, pp. 157-160, 1992.
- [7] J. A. Van Alst, T. S. Schilder, "Removal of Base-line Wander and Power-line Interference from the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps," *IEEE Trans.*

Biometrical Engineering, vol. BME-32, no. 12, pp. 1052-1060, 1985.

- [8] R. Jane, P. Laguna, N. V. Thakor, and P. Caminal, "Adaptive Baseline Wander Removal in the ECG: Comparative Analysis with Cubic Spline Technique," *Computer in Cardiology*, pp. 143-146, 1992.
- [9] Angelica R. Jimenez-Sanchez, Jorge D. Mendiola-Santibanez, Ivan R. Terol-Villalobos, Gilberto Herrera-Ruiz, Damian Vargas-Vazquez, Juan J. Garcia-Escalante, and Alberto Lara-Guevara, "Morphological Background Detection and Enhancement of Images with Poor Lighting," *IEEE Trans. Image Processing*, vol 18, no. 3, pp. 613-623, 2009.

저 자 소 개



김성완(Sung-Wan Kim)

1989년: 경북대학교 전자공학과 학사
 1993년: 경북대학교 전자공학과 석사
 1995년: 경북대학교 전자공학과 박사수료
 1997년~현재: 수원과학대학 컴퓨터정보과 부교수

관심분야 : 영상처리, 신경망, 병렬처리 등
 Phone : 053-940-8849
 Fax : 053-950-5508
 E-mail : sungkim@ssc.ac.kr



김세윤(Se-Yun Kim)

2005년: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 학사
 2007년: 경북대학교 전자공학과 석사
 2007년~현재: 경북대학교 전자전기 컴퓨터학부 박사과정

관심분야 : 영상처리, 패턴인식, Machine vision
 Phone : 053-940-8849
 Fax : 053-950-5508
 E-mail : sykim@ee.knu.ac.kr



김태훈(Tae-Hun Kim)

2004년: 부산외국어대학교 컴퓨터전자공학과 학사
 2009년: 경북대학교 산업공학과 회로 및 시스템공학 석사
 2010년~현재: 경북대학교 전자전기 컴퓨터학부 박사과정

관심분야 : 영상처리, 패턴인식, 생체신호처리
 Phone : 053-940-8849
 Fax : 053-950-5508
 E-mail : knukth@gmail.com



최병재(Byung-Jae Choi)

1987년: 경북대학교 전자공학과 공학사.
 1989년: 한국과학기술원 원자력공학과 공학 석사
 1998년: 한국과학기술원 전기전자공학과 공학박사
 1999년~현재: 대구대학교 전자공학부 교수

관심분야 : 지능제어 및 시스템, 마이크로프로세서 응용
 Phone : 053-850-6633
 Fax : 053-850-6619
 E-mail : bjchoi@daegu.ac.kr



박길흠(Kil-Houm Park)

1982년: 경북대학교 전자공학과 학사
 1984년: 한국과학기술원 전기전자공학과 석사
 1990년: 한국과학기술원 전기전자공학과 박사
 1990년~현재: 경북대학교 전자전기컴퓨터 학부 교수

관심분야 : 영상신호처리, 패턴인식, 영상압축
 Phone : 053-940-8849
 Fax : 053-950-5508
 E-mail : khpark@ee.knu.ac.kr