

Morphology-pair 연산과 중간 값을 이용한 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거

박길흠*, 김정홍**

Removing Baseline Drift in ECG Signal using Morphology-pair Operation and median value

Kil-Houm Park* , Jeong-Hong Kim**

요 약

본 논문에서는 심전도 파형에서 P, R, T-wave와 같은 local maxima 신호 영역과 Q, S-wave와 같은 local minima 신호영역을 제거하여 기저선 변동 잡음을 제거하기 위한 방법을 제시한다. 이를 위해 형태연산을 개선한 morphology-pair 연산을 심전도 파형에 적용하고, 그 결과 발생하는 돌출 파형을 제거하고자 중간 값 연산을 적용하였다. 제안한 알고리즘의 성능을 확인하기 위해 실제 심전도 임상 데이터인 MIT/BIH 데이터베이스를 이용하였으며, 실험 결과 원 신호를 왜곡 하지 않고, 기저선 변동 잡음을 효과적으로 제거함을 확인하였다.

▶ Keywords : 심전도 신호, 기저선 변동 추정, 형태연산, ECG 잡음

Abstract

This paper proposed the method of removing baseline drift by eliminating local maxima such as P, R, T-wave signal region and local minima Q, S-wave signal region. We applied morphology-pair operations improved from morphology operation to the ECG signal. To eliminate overshoot in the result of morphology-pair operation, we apply median value operation to the result of morphology-pair operation. We use MIT/BIH database to estimate the proposed algorithm. Experiment result show that proposed algorithm removing baseline drift effectively without original ECG signal distortion.

▶ Keywords : ECG signal, Baseline drift, Morphology operation, Noise in ECG

• 교신저자 : 김정홍

• 투고일 : 2014. 3. 25, 심사일 : 2014. 7. 4, 게재확정일 : 2014. 8. 11.

* 경북대학교 전자공학부 (School of Electronics Engineering, Kyungpook National University)

** 경북대학교 컴퓨터정보학부 (School of Computer and Information, Kyungpook National University)

※ 이 논문은 2012학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음

※ 이 논문은 2014년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. NRF-2013R1A1A4A01010737)

I. 서론

심전도 신호는 동방결절에서 발생된 미세 전류에 의한 심장의 수축과 이완 운동을 신체의 표면상에서 전기적으로 기록한 것으로서, 심장의 상태를 간접적으로 확인할 수 있는 가장 보편적이며 간편한 방법이다[1-4]. 심전도의 파형은 최대 크기가 mV 단위인 미세한 생체 신호이지만, 심전도 측정 시 발생하는 여러 잡음들은 심전도 신호 보다 큰 경우도 발생한다. 심전도 신호에 포함되어 있는 잡음의 종류에는 전력선 간섭(power-line interference), 전극접촉 잡음(electrode-contact noise), 움직임 왜곡(motion artifacts), 근육 수축(muscle contraction), 기저선 변동(baseline drift) 등이 있다. 정확한 심전도 신호 분석을 위해서는 측정된 심전도 신호에 섞여 있는 잡음 성분을 제거하여야 한다[4-7].

심전도 측정 시 발생하는 잡음 중 고주파 성분의 잡음은 뾰족한 피크 형태를 나타내지만, 1Hz 미만의 저주파 성분을 갖는 잡음은 심전도 신호의 기저선 변동을 발생 시키고 심전도의 ST 세그먼트 영역과 비슷한 주파수 대역을 가지므로 인해 자동으로 심전도 파형 분석 시 특징점 추출을 어렵게 한다. 기저선 변동을 일으키는 잡음 제거를 위해 측정된 심전도에서 저주파수 성분을 제거 할 경우 심전도 신호의 고유한 저주파 성분도 함께 제거되어 ST 세그먼트에 왜곡이 발생 할 수 있다[8].

기저선 변동을 제거하기 위해 사용하는 방법은 FIR/IIR 고역 통과 필터, 보간법(Interpolation), 메디안(Median) 필터, 적응(Adaptive) 필터, 웨이브렛(Wavelet) 형태연산(Morphological Operation) 등이 있다[9-10].

형태연산을 이용한 기저선 추정에는 덧셈, 뺄셈, 최대, 최소를 찾는 연산으로 구성되어 연산이 비교적 간단하며 우수한 성능을 나타내고 있지만 심전도 파형에 적용하기에는 정확한 구조 요소(Structuring Element)를 구하는데 어려움이 있다[11,12].

본 논문에서는 형태연산을 사용하여 심전도 원 신호로부터 QRS-complex와 T-wave 및 ST-segment의 왜곡을 최소화 하면서 기저선 변동 잡음만을 추정할 수 있는 알고리즘을 제시한다. 이를 위해 심전도 파형에서 P, R, T-wave와 같은 local maxima 신호 영역과 Q, S-wave와 같은 local minima 신호영역을 제거하여 기저선 변동을 추정하고자 morphology-pair 연산[13]과 중간 값 연산을 적용하였다. morphology-pair 연산은 morphology 연산을 이용하여 기

저선 변동 잡음을 추정시 침식(Erosion)연산, 팽창(Dilation)연산을 두 번씩 수행하는 문제점을 개선하여 구조요소를 다르게 하여 침식(Erosion)연산, 팽창(Dilation)연산을 한번만 수행하도록 개선하였다. 그러나 심전도 신호에서 구조요소를 정확히 구하기는 어려움으로 morphology-pair 연산 결과 돌출 파형이 발생하게 된다. 이러한 돌출 파형을 제거하기위해서 morphology-pair 연산 결과에 중간값 연산을 적용하였다. 제안한 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 실제 심전도 임상 데이터인 MIT/BIH 데이터베이스를 이용하여 실험을 하였으며, 실험 결과를 기존의 형태연산과 비교하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서는 심전도 신호와 형태연산에 대하여 기술하고, III장에서는 제안한 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 알고리즘을 설명한다. IV장을 통해 MIT-BIH 심전도 신호 데이터베이스에 있는 심전도 신호를 제안한 방법에 적용한 결과를 분석하고, 마지막 V장을 통해 본 논문의 결론을 맺는다.

II. 심전도 신호와 형태연산

1. 심전도 신호 특성

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. 일반적으로 심전도 신호는 약 0.05~100Hz의 주파수 대역을 가지며 200Hz 이상의 높은 표본화 주파수로 기록되므로 짧은 측정 시간에도 매우 많은 양의 데이터를 생성하게 된다. 그림 1은 심전도에 나타나는 파형으로는 P-QRS-T 파가 있다. P파는 심방의 탈분극에 의해 형성되며, QRS complex는 심실의 탈분극에 의해 형성되며, T파는 심실의 재 분극에 의해 형성된다.

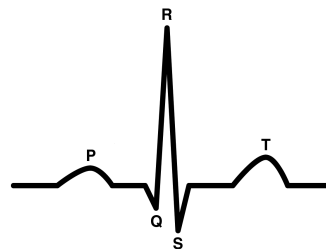
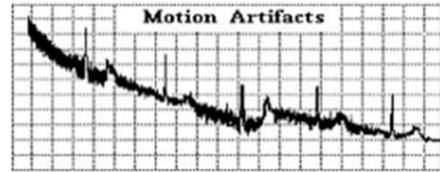


그림 1. 심전도 신호
Fig. 1. ECG signal

심전도 측정시 심전도 신호엔 여러 종류의 잡음 성분들이 존재하며, 잡음 성분들은 각각 고유한 특성들을 가지고 있다. 심전도 신호에 존재하는 잡음의 종류는 전력선 간섭, 기저선 변동, 근육 수축, 그리고 움직임 왜곡 잡음 등으로 그림 2와 같이 나누어 볼 수 있다.

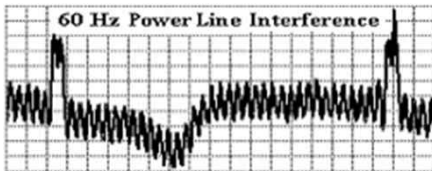
전력선 간섭 잡음은 자기적인 성분과 전기적인 성분으로 나눌 수 있으며, 자기적인 성분은 전원 장치의 변환기에 의해 발생되는 것으로 높은 고주파 성분을 가지며, 전기적인 성분은 신체에 부착되는 전극의 변위전류를 포함하는데, 이 성분은 특정한 주파수에 집중되어있는 특성을 가지고 있다. 심전도 측정시 발생하는 1Hz 미만의 저주파 성분을 갖는 잡음은 심전도 신호의 기저선 변동을 일으킨다. 근육 수축, 그리고 움직임 왜곡 잡음은 넓은 대역에 걸친 주파수 특성을 나타내며, 잡음은 수 ms 이내의 아주 짧은 간격에 비늘 모양으로 발생하는 특성이 있다. 이러한 종류의 잡음 성분들 중 가장 큰 문제를 야기하는 잡음 성분은 기저선 변동 잡음인데 전극을 부착한 부위의 근육수축과 호흡의 리듬에 따라서 발생하게 된다.



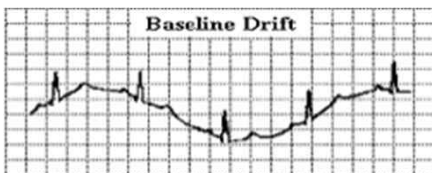
(d)

그림 2. 심전도 신호의 잡음 (a) 전력선 간섭, (b) 기저선 변동, (c) 근육 수축 (d) 움직임 왜곡

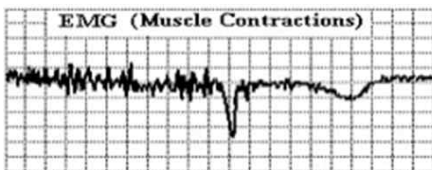
Fig. 2. Noise of ECG signal (a) power-line interface (b) baseline wander (c) muscle contraction (d) motion artifacts



(a)



(b)



(c)

기저선 변동을 제거하기 연구는 FIR/IIR 고역 통과 필터, 보간법(Interpolation), 매디안(Median)필터, 적응(Adaptive)필터, 웨이브렛(Wavelet) 형태연산(Morphological Operation) 등을 이용하였다. 이러한 연구 방식을 분류해보면 기저선을 변동시키는 주파수 범위를 제거하거나, 기저선 변동을 추정하는 방식으로 구분할 수 있다. 주파수 범위를 제거하는 방법은 잡음 제거 시 기저선 변동 잡음과 비슷한 ST 세그먼트 영역이 함께 제거 될 수 있어 원 파형의 왜곡이 발생 할 수 있다. 기저선 변동을 추정하는 방식은 기저선 변동을 얼마나 정확히 추정하느냐가 매우 중요한데 최근 들어 형태연산을 이용하여 ST 세그먼트의 왜곡을 최소화 하면서 기저선 변동을 추정하는 연구가 진행되고 있다.

2. 형태연산

수학적 형태학(Mathematical Morphology)은 경계, 골격과 같은 영역 모양의 표현 및 묘사에 유용한 영상 성분을 추출하는 것은 의미하며, 집합 연산을 기반으로 비선형 신호 처리 연산자의 새로운 접근 방법을 제시하였다. 수학적 형태학의 집합이 영상의 객체를 나타내며, 형태연산(Morphological operation)의 결과는 연산에 사용되는 집합의 형태에 따라 달라지며, 집합의 형태는 집합의 요소들이 가지는 값들에 의해서 결정된다. 형태연산에는 침식(Erosion)연산, 팽창(Dilation)연산, 제거(Opening)연산 그리고 채움(Closing)연산이 등이 있다.

함수 $f(n)$ 와 $g(m)$ 은 각각 $n = \{0, 1, \dots, N-1\}$ 와 $m = \{0, 1, \dots, M-1\}$ 로 정의 된 이산함수(Discrete Function)이며, $N > M$ 일 때, 구조 요소 함수 $g(m)$ 에 의한 함수 $f(n)$ 의 침식연산은 $f \ominus g(m)$ 로 나타내고 식 (1)과 같이 정의 된다.

$$f \ominus g(m) = \min_{m=0,1,\dots,M-1} \{f(n+m) - g(m)\} \quad (1)$$

침식연산 $f\Theta g(n)$ 의 결과는 항상 원 신호 $f(n)$ 보다 작기 때문에 축소(shrinking)연산이라 한다. 구조 요소 함수 $g(m)$ 에 의한 함수 $f(n)$ 의 팽창연산은 $f\oplus g(n)$ 로 나타내고 식 (2)와 같이 정의 된다.

$$f\oplus g(n) = \max_{m=0,1\dots M-1} \{f(n+m)+g(m)\} \quad (2)$$

팽창연산 $f\oplus g(n)$ 은 항상 원 신호 f 의 값보다 크기 때문에 확장(expansion)연산이라 한다. 침식연산과 팽창연산의 연산량은 이산-컨벌루션(Discrete Convolution)과 비슷하며, 구조 요소의 역할은 컨벌루션(Convolution)의 윈도우 커널과 유사한 역할을 한다[8]. 그림3은 심전도 신호에서 팽창연산과 침식연산의 결과를 나타낸다.

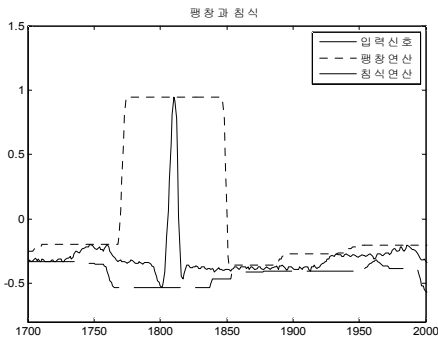


그림 3. 팽창과 침식연산
Fig. 3. Dilation operation and Erosion operation

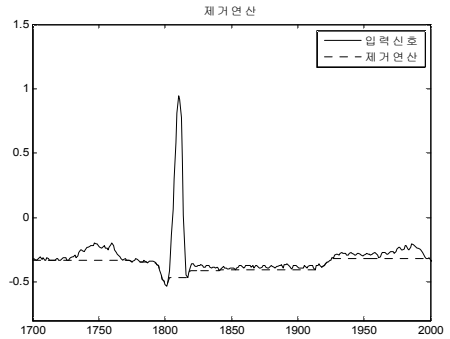
제거연산과 채움연산은 침식과 팽창연산을 순차적으로 적용한 것으로, 제거연산과 채움연산의 정의는 다음과 같다

$$\text{제거연산: } f \circ g = (f\Theta g) \oplus g \quad (3)$$

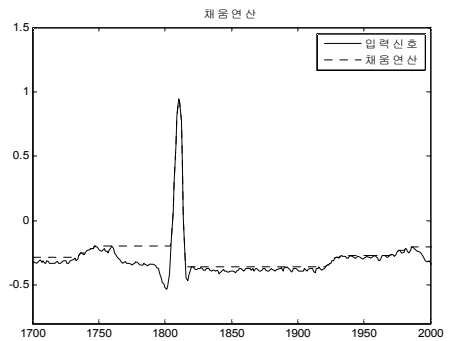
$$\text{채움연산: } f \bullet g = (f\oplus g)\Theta g \quad (4)$$

제거연산과 채움연산은 그림 4와 같이 local extrema 주변의 영역을 제외한 신호의 전체적 흐름을 추정할 수 있는 특성을 가지고 있다. 제거연산($f \circ g$)은 침식연산 후 팽창연산을 수행하는 방법으로서, 이 경우 local maxima 성분이 제거되며, 채움연산($f \bullet g$)은 팽창연산 후 침식연산을 하여 local minima 성분이 제거된다. 그림 4에서는 원 신호에 대하여 제거연산의 결과를 나타내는 파형으로 local maxima 성분이 제거됨을 보여주며, 4-b에서는 채움연산의 결과를 나

타낸다.



(a)



(b)

그림 4. 제거연산과 채움연산 (a) 제거연산 (b) 채움연산
Fig. Opening operation and Closing operation (a) Opening operation (b) Closing operation

기저선 변동 잡음이 있는 심전도 신호 $ECG(n)'$ 은 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$ECG(n)' = ECG(n) + BW(n) \quad (5)$$

식 (5)에서 $ECG(n)$ 은 기저선 변동이 없는 심전도 파형이며, $BW(n)$ 은 기저선 변동을 나타낸다. 아래 식 (6)에서 $BW(n)'$ 는 추정된 $BW(n)$ 를, SE 는 구조 요소를 나타내며, $BW(n)'$ 은 형태연산을 이용하여 다음과 같이 구할 수 있다.

$$BW(n)' = ECG(n)' \circ SE \bullet SE \quad (6)$$

그림 5는 식 (6)을 사용하여 MIT/BIH 101레코드에서

추정한 기저선 변동을 나타낸다.

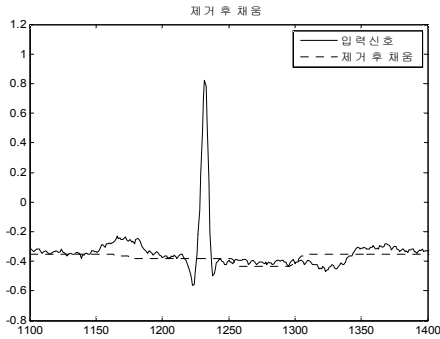


그림 5. 형태연산을 이용한 기저선 변동 추정
Fig. 5. Detected baseline drift by the morphology operation

형태연산자를 이용하여 기저선 변동을 구하기 위해서 P, Q, R, S, T파의 파형을 효율적으로 제거해야하는데, 가장 중요한 요소는 구조 요소의 크기, 모양, 길이를 어떻게 선택하는가 하는 것이다. 구조 요소의 길이는 제거할 파형의 길이에 따라 달라지는데 제거할 파형의 길이가 T sec이고 샘플링 주기가 F Hz이라면, 구조 요소의 길이 L은 최소한 $T \cdot F$ 보다 커야 한다. 그림 6은 식 (5)를 이용하여 기저선 변동을 추정하고, 원 신호와 기저선 변동을 제거한 신호를 나타내며, 타원 표시는 원 신호에 대한 왜곡된 부분을 나타낸다.

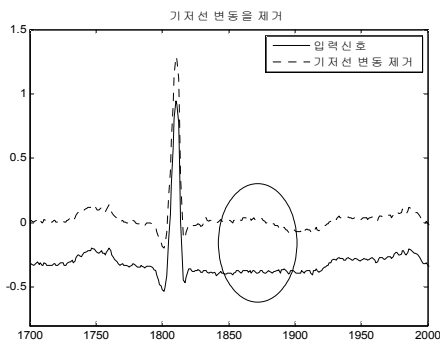
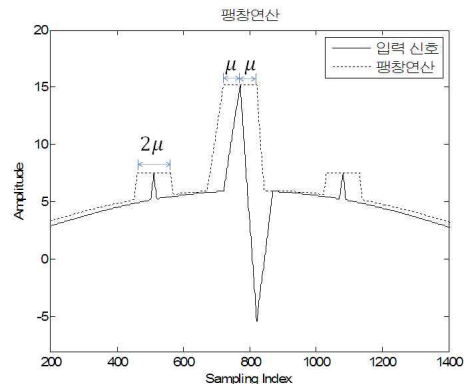


그림 6. 형태연산으로 기저선 변동을 제거
Fig. 6. Remove baseline drift by the morphology operation

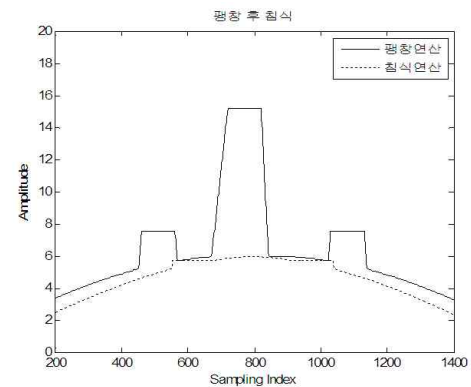
III. 제안 알고리즘

심전도 신호에 내포된 기저선 변동을 추정하기 위해서는 심

전도 신호에서 local maxima 성분을 포함하는 P, R, T-wave와 local minima 성분을 포함하는 Q, S-wave를 모두 제거하여야한다. 이를 위해서는 식 (3)과 식(4)에 있는 형태 연산자인 채움연산과 제거연산을 사용하면 된다. 이 경우 Dilation과 Erosion연산을 반복 수행하게 되므로 이를 개선하기 위해 morphology-pair 방법이 개발되었다[13]. morphology-pair 방법에서는 구조 요소의 길이를 달리하여 침식연산과 팽창을 한 번만 수행하여 기저선 변동을 추정한다. 즉 팽창 연산을 적용하면 local minima 성분을 제거할 수 있지만, 그 결과 local maxima의 값의 범위가 넓어지므로 넓어진 범위를 침식연산 수행 시 적용하였다. 그림 7(a)에서 minima 성분은 팽창연산으로 주변 local maxima 신호와 유사한 값으로 대체 되어 제거되지만, local maxima 성



(a)



(b)

그림 7. 기저선 변동 잡음 추정을 위한 Morphology-pair 연산 (a) 팽창연산 (b) 침식연산
Fig. 7. Morphology-pair operation for detection of baseline drift. (a) Erosion operation (b) Dilation operation after Erosion operation

분을 가지는 신호는 그림 7(a)와 같이 폭이 2배 증가된 2μ 가 된다. 그림 3(a)에 나타난 팽창연산 결과 파일에서 2μ 폭의 신호 성분을 제거하기 위해서는 $(2\mu + 1)$ 크기의 구조 요소를 이용한 팽창연산을 수행하면 된다.

그림 8은 심전도 신호에 Morphology-pair 연산을 적용할 경우 심전도 신호의 P, Q, R, S, T-wave의 폭이 변함으로 인해 추정된 기저선 변동 파형에 돌출부분이 발생된다. 이 돌출된 부분으로 인해 원 신호에 기저선 변동을 제거하면 원 신호에 대한 신호 왜곡이 발생되며, 왜곡된 부분은 타원을 표시하였다.

이와 같이 morphology-pair 연산을 심전도 신호에 적용할 경우 정확한 구조 요소를 구하기 어렵기 때문에 본 논문에서는 형태연산을 적용하여 기저선 변동을 구한 후, 기저선 변동 부분 중 돌출부를 제거하기 위해 다음과 같이 중간 값 연산을 적용하였다. 여기서 n 은 샘플의 위치, μ 는 구조요소의 크기이다.

$$BW(n) = Median(BW(n-u/2, n+u/2)) \quad (7)$$

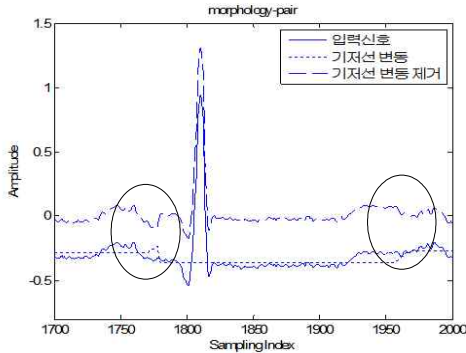


그림 8. morphology-pair 연산으로 기저선 변동을 제거
Fig. 8. Eliminate baseline drift by the morphology-pair operation

제안한 방식은 심전도 신호에서 기저선 변동 잡음만을 추정하고자 하는 것으로서, 구조 요소의 크기는 제거하고자 하는 신호, 즉 P, R, T-wave 및 Q, S-wave의 최대 폭에 의해 결정되며, 형태연산을 적용한 후 중간 값의 범위는 구조 요소 크기에 따라 달라진다. 그림 9는 본 논문을 통해 제안한 방법의 흐름도를 나타낸다.

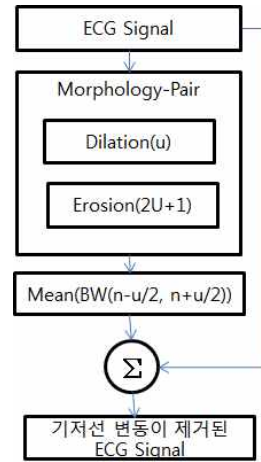


그림 9. 제안한 기저선 변동 잡음 제거 알고리즘의 흐름도
Fig. 9. Proposed flowchart for elimination of ECG baseline variation noise.

그림은 10은 제안한 알고리즘을 통해 구한 기저선 변동 파형과 이를 이용하여 원 신호에서 기저선 변동을 제거한 신호를 나타낸다. 입력되는 신호는 그림 7과 8에서 사용한 것과 동일한 MIT/BIH 데이터베이스에 있는 100 레코드이며, 기저선 변동이 거의 없는 신호이다. 실험 결과 기존의 형태연산보다 기저선 변동을 더 잘 추정하였으며, 그 결과 원 신호에 대한 왜곡도 발생 하지 않았음을 알 수 있다.

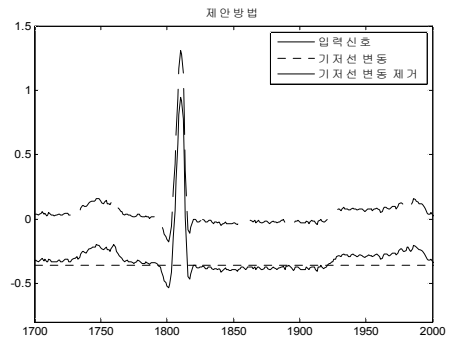


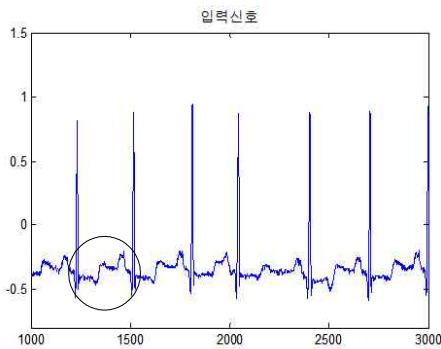
그림 10 제안알고리즘 수행 결과
Fig. 10. Result of the proposed algorithm

IV. 실험 및 고찰

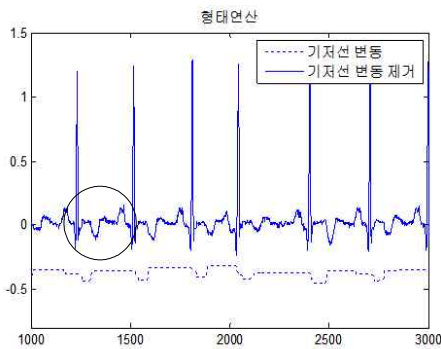
본 논문에서는 제안한 방법을 평가하기 위하여 MIT/BIH 데이터베이스의 심전도 신호를 사용하여 실험하였다. MIT/BIH 데이터베이스는 심전도 신호처리에 있어서 널리

이용되고 있으며, 샘플링 주파수는 360Hz이다. 실험용 PC는 3.3GHz Core2 Duo CPU와 4GByte memory의 사양이며, Matlab 7.0을 사용하였다. 기저선 변동 잡음에 대한 제안 방법의 성능을 평가하기 위해, MIT/BIH 심전도 신호와 인위적으로 생성한 기저선 변동 잡음과 유사 신호를 혼합한 신호를 이용하였다.

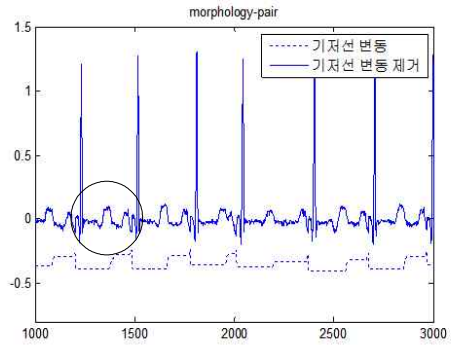
먼저 MIT/BIH 심전도 신호 중에서 기저선 변동의 거의 없는 100레코드에 대하여 형태연산과 Morphology-pair, 제안한 방식에 대하여 실험을 하였다. 아래 그림 11에서 나타난 것처럼, 형태연산과 Morphology-pair를 적용하여 기저선 변동 파형이 구형과 형태로 나타나며, 제안한 방식을 적용하면 기저선 변동이 완만함을 알 수 있다. 구조 요소에 대한 정확한 값을 알 수 없기 때문에 형태연산이나 Morphology-pair를 적용하면 특정 부분에서 기저선 변동이 급격히 변화함으로써 원 신호의 왜곡이 발생한다. 그림 11에 원표시 부분을 보면 ST파의 형태가 제안한 방식만이 원신호의 형태를 가지고 있다.



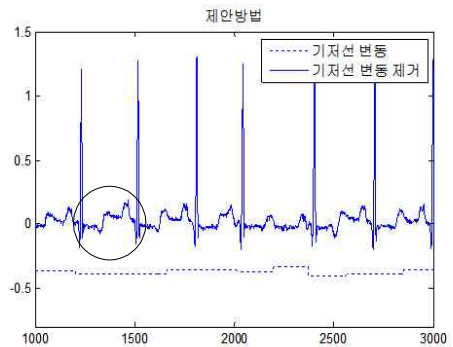
(a)



(b)



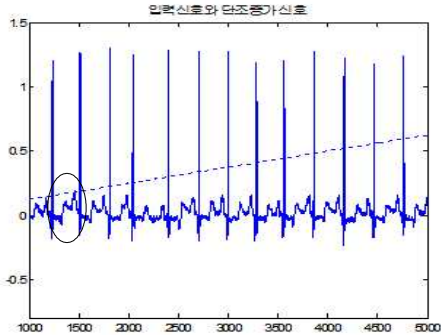
(c)



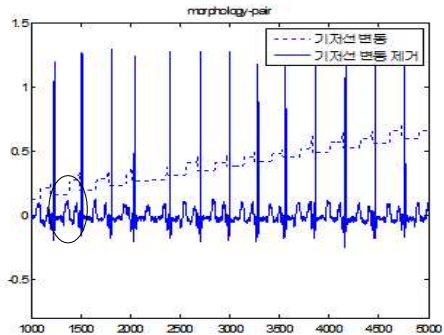
(d)

그림 11. MIT/BIH 100 레코드에 대한 결과 (a) ECG 신호 (b) 형태연산 결과 (c) Morphology-pair 연산 결과 (d) 제안 알고리즘 결과
 Fig 11. Results of MIT/BIH 100 record (a) ECG signal (b) Result of Morphology operation (c) Result of Morphology-pair operation (d) Result of the proposed algorithm

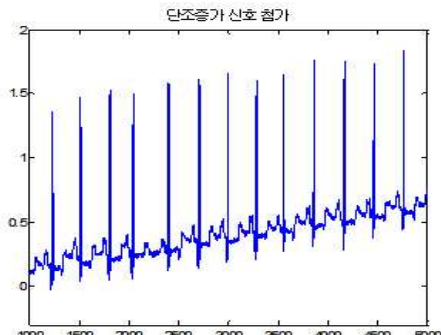
그림 12는 단조 증가 형태의 기저선 잡음을 MIT/BIH 100 레코드에 인가하여 제안 방법의 실험 결과를 나타낸다. 인위적 기저선 변동 잡음 신호는 그림 12 (b) 에서와 같이 $-0.3 \sim 0.3 \text{ mV}$ 의 범위의 값을 가지며, 중간 값을 결정하기 위한 윈도우 사이즈는 구조 요소의 4배로 하였다. 실험 결과 제안한 방식에서 출력한 기저선 변동이 감소하는 단 한번 뿐이며, 샘플위치는 2373이다. 형태연산과 Morphology-pair를 적용하면 기저선 변동이 감소하는 위치가 여러 번 나타나며 이로 인하여 원 신호의 왜곡이 심해진다.



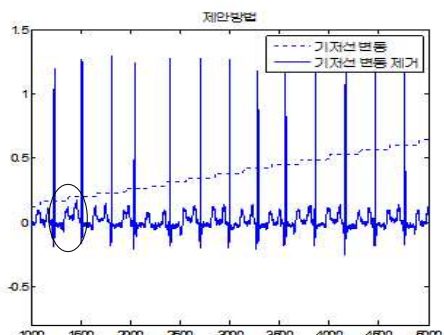
(a)



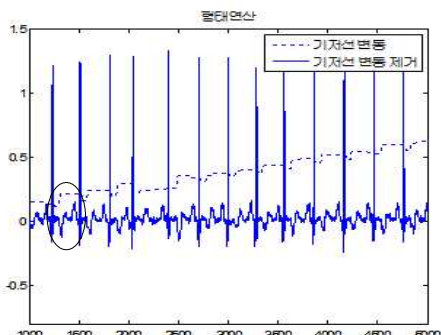
(d)



(b)



(e)



(c)

그림 12. 단조증가 파형이 첨가된 MIT/BIH 100 레코드에 대한 결과 (a) ECG 신호와 단조증가 파형 (b) 단조증가 파형이 첨가된 ECG 신호 (c) 형태연산 결과 (d) Morphology-pair 연산 결과 (e) 제안 알고리즘 결과

Fig 12. Results of MIT/BIH 100 record added the monotonic increasing wave (a) ECG signal and monotonic increasing wave (b) ECG signal added the monotonic increasing wave (c) Result of Morphology operation (d) Result of Morphology-pair operation (e) Result of the proposed algorithm

그림 13은 정현파 형태의 기저선 잡음을 MIT/BIH 100 레코드에 인가하여 제안 방법의 실험 결과를 나타낸다. 인위적 기저선 변동 잡음 신호는 그림 13(b)에서와 같이 $-0.1 \sim 0.1mV$ 의 범위에서 $0.1Hz$ 의 주파수를 가지도록 하였다. 중간 값을 결정하기위한 윈도우 사이즈는 구조 요소의 4배로 하였다. 그림 13(e)에 나타난 것처럼 제안한 방식에서 출력한 기저선 변동이 비교적 첨가된 단조증가 파형을 충실히 따라가고 있으며, 원 신호에 대한 신호 왜곡이 다른 방법보다 적음을 알 수 있다.

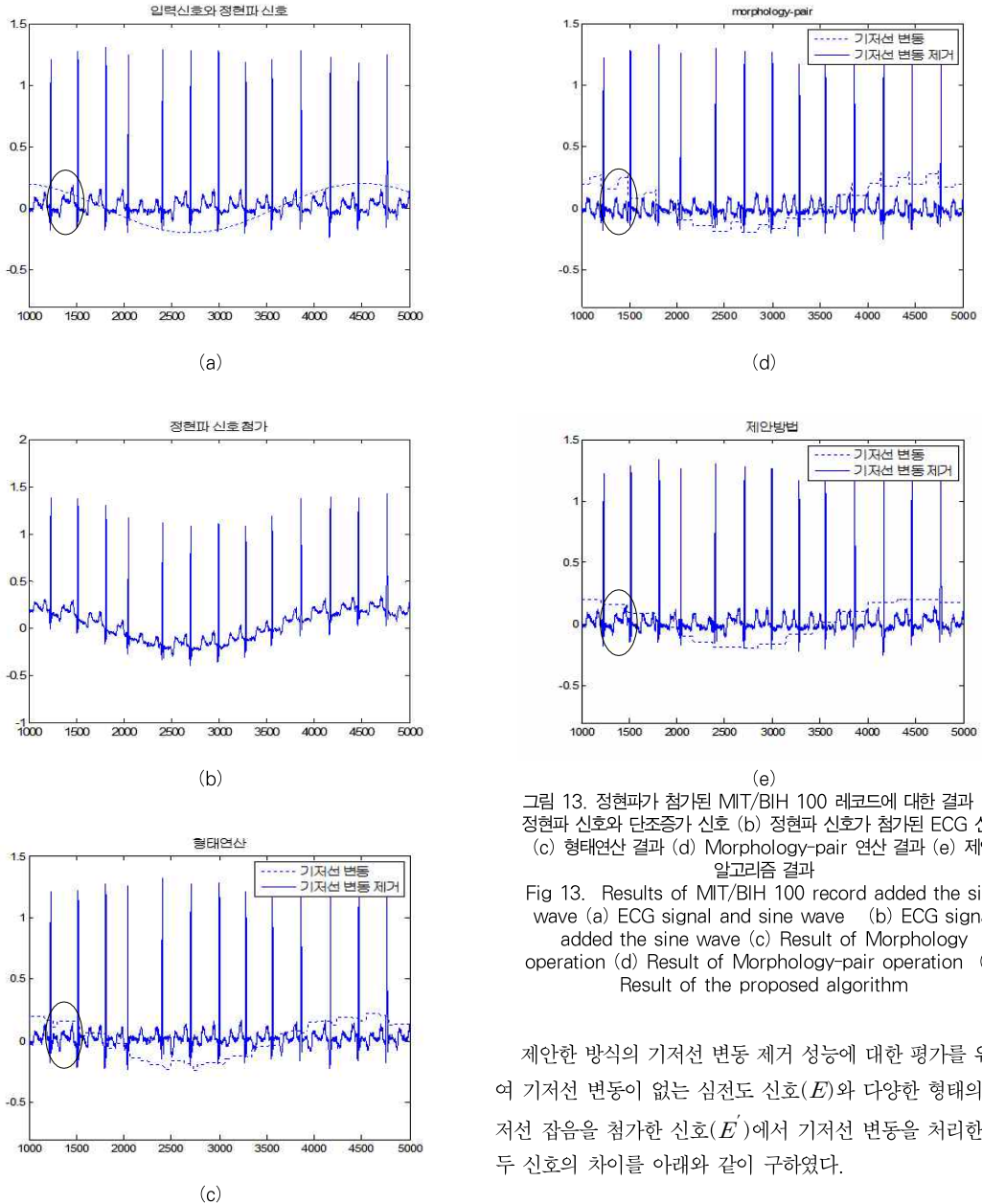


그림 13. 정현파가 첨가된 MIT/BIH 100 레코드에 대한 결과 (a) 정현파 신호와 단조증가 신호 (b) 정현파 신호가 첨가된 ECG 신호 (c) 형태연산 결과 (d) Morphology-pair 연산 결과 (e) 제안 알고리즘 결과

Fig 13. Results of MIT/BIH 100 record added the sine wave (a) ECG signal and sine wave (b) ECG signal added the sine wave (c) Result of Morphology operation (d) Result of Morphology-pair operation (e) Result of the proposed algorithm

제안한 방식의 기저선 변동 제거 성능에 대한 평가를 위하여 기저선 변동이 없는 심전도 신호(E)와 다양한 형태의 기저선 잡음을 첨가한 신호(E')에서 기저선 변동을 처리한 후 두 신호의 차이를 아래와 같이 구하였다.

$$d(E, E') = 10 \times \log_{10} \left(\frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} (E(n) - E'(n))^2 \right) \quad (8)$$

여기서 E 는 기저선 변동이 없는 ECG 신호를 나타내며 E' 은 신호 E 에 기저선 변동 잡음을 첨가한 후 제거한 신호를 나타내며, L 은 심전도 신호의 시간을 나타낸다.

표 1. 신호 차 (dB)
Table 1. Signal difference value(dB)

	단조 증가 잡음 첨가	정현파 잡음 첨가
형태연산	-7.8dB	-16.4dB
Morphology-pair	-7.4dB	-15.9dB
제안방법	-7.9dB	-16.5dB

표 1의 결과는 제안한 방식이 형태연산이나 Morphology-pair 보다는 원 신호와 차이가 적다는 것을 나타낸다. 비록 원 신호와의 차이 값은 다른 방식에 비해 크지 않지만 그림 11, 12, 13에와 같이 신호 형태에서는 많은 차이를 나타내며, 이를 원으로 표시하였다. 그림 11, 12, 13에 원표시 부분을 보면 ST파의 형태가 제안한 방식만이 원신호의 형태를 가지고 있다.

IV. 결 론

본 논문에서는 기저선 변동 잡음이 존재하는 심전도 신호에 대하여 형태연산을 이용하여 이를 추정하고 제거하는 방법을 제안하였다. 기존의 형태연산자를 이용한 방법에서는 하나의 구조 요소를 이용하여 심전도 신호 내에서 local maxima 성분을 포함하는 P, R, T-wave와 local minima 성분을 포함하는 Q, S-wave를 모두 제거하였으나 중복 연산이 발생한다. 이를 보완하기 위해 두개의 구조 요소를 사용하는 Morphology-pair 연산이 제안 되었으나, 실제 심전도 신호에서 P, R, T-wave 및 Q, S-wave의 최대 폭을 추정하기 어렵기 때문에 추정된 기저선 변동 신호에는 뾰족한 돌출 부분이 발생된다.

본 논문에서는 원신호의 왜곡을 최소화 하고 중복연산을 제거하기 위하여, ECG 신호에 Morphology-pair 연산을 적용한 후 추정된 기저선 변동 신호에 중간 값을 적용하였다. 제안된 방법의 효율성은 MIT/BIH 데이터베이스를 이용한 실험을 통해 이루어졌으며, 인위적으로 생성된 기저선 변동 잡음 신호에 대한 적용 결과 기존의 형태연산 보다는 더 우수함을 확인 하였다. 심전도 신호에 형태연산 적용 시 구조 요소의 넓이는 제안 알고리즘 성능에 영향을 미치므로 입력되는 신호에 따라 적응적으로 적용하기 위한 구조 요소에 대한 연구는 향후 과제로 남겨둔다.

참고문헌

- [1] Wang An-donga, Liu Lan and Wei Qin, "An Adaptive Morphologic Filter Applied to ECG De-noising and Extraction of R Peak at Real-time," AASRI Procedia, Vol. 1, pp. 474-479, 2012.
- [2] Jin-Sub Kim, Jea-Soo Kim and Jeong-Hong Kim, "An R-wave Detection method in ECG Signal Using Refractory Period," Journal of The Korea Society of Computer and Information, Vol. 18, No. 1, pp. 93-101, January, 2013.
- [3] Sung-Oan Kim, "Arrhythmia Detection Using Rhythm Features of ECG Signal," Journal of The Korea Society of Computer and Information, Vol. 18, No. 8, pp. 131-139, August, 2013.
- [4] Zhang Wei, Zhang Shi, Bao Xirong, et al, "ECG signal pretreatment and ECG analysis," Journal of Mordern Clinical Medical Bioengineering, Vol. 11, No. 4, pp. 264-267, 2005.
- [5] A. Fasano, V. Villani, L. Vollero, and F. Censi, "ECG P-wave smoothing and denoising by quadratic variation reduction," Int. Conf. on Bio-Inspired Systems and Signal Processing (BIOSIGNALS 2011), pp. 26-29, Rome, January, 2011.
- [6] Gary, M. F., Thomas, C. J., et al. "A comparison of the noise sensitivity of nine QRS Detection Algorithms," IEEE Trans. Biomed. Eng, Vol. 37, No. 1, pp. 85-98, January, 1990.
- [7] Van Alste, J. A. and Schilder and 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, Vol. BME-32, No. 12, pp. 1052-1060, December, 1985.
- [8] Ki-su Bae, "ECG Baseline Wander Rejection Use Improved Morphological filter," The Graduate School of Yonsei Unvesity, June, 2005.
- [9] Donoho D L. "De-noising by soft-thresholding," IEEE Transaction Information Theory, Vol. 41,

No. 3, pp. 613-627, May, 1995.

- [10] Fabio Badilini, Arthur J. Moss and Edward L. Titlebaum, "Cubic Spline Baseline Estimation in Ambulatory ECG Recordings For the Measurement of ST Segment Displacements," IEEE conference. Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 13, pp. 584-585, 1991.
- [11] Sun Y, Chan KL and Krishnan SM, "ECG signal conditioning by morphological filtering," Computers in biology and medicine, Vol. 32, No. 6, pp. 465-479, November, 2002.
- [12] Mao Ling, Sun Jixiang and Zhang Guomin, "ECG signal de-noising based on morphological operations and adaptive threshold," Signal Processing, Vol. 25, No. 1, pp. 6-10, 2009.
- [13] Sung-Wan Kim, Tae-Hun Kim, Byung-Jae Choi and Kil-Houm Park, "Minimizing Algorithm of Baseline Wander for ECG Signal using Morphology-pair," Journal of the Korean Institute of Intelligent Systems, Vol. 20, No. 4, pp. 574-579, August, 2010.

저 자 소 개



박길흠

1982년 : 경북대학교 전자공학과 학사

1984년 : 한국과학기술원

전기전자공학과 석사

1990년 : 한국과학기술원

전기전자공학과 박사

현재 : 경북대학교

전자전기컴퓨터학부 교수

관심분야 : 영상신호처리, 패턴인식

E-mail : khpark@ee.knu.ac.kr



김정홍

1986 : 경북대학교 전자공학과 학사.

1988 : 경북대학교 전자공학과 석사.

1988-1996 : 한국전자통신연구원

2001 : 충남대학교 컴퓨터공학과 박사.

현재 : 경북대학교 컴퓨터정보학부 교수

관심분야 : 신호처리, 유비쿼터스

Email : jhk@knu.ac.kr