

형태연산자를 이용한 심전도신호에 있어서의  
임펄스 노이즈와 기저선 흔들림의 제거

김창재·남승우·신전수·이영호

Rejection of Impulsive Noise and Baseline Wandering  
Using Morphological Operators

Chang-Jae Kim, Seung-Woo Nam, Gun-Soo Shin, Myoung-Ho Lee

=Abstract=

A new approach to impulsive noise rejection and background normalization of digitized electrocardiogram signals is presented using mathematical morphological operators that incorporate the shape information of a signal. A brief introduction to these nonlinear signal processing operators, as well as detailed description of the new algorithm, is presented. Empirical results show that the new algorithm has good performance in impulsive noise rejection and background normalization.

1. 서론

심전도 신호는 흔히 근육의 활동과 파워라인의 간섭에 의해서 임펄스 노이즈를 가지기 쉽다. 더우기 배경의 정규화(background normalization)는 인간의 호흡과 움직임에 기인한 기저선의 흔들림을 제거하는데 필요하다. 노이즈 제거는 일반적으로 심전도 신호처리의 첫번째 단계이다. QRS검출과 같은 처리가 행해지기 전에 노이즈 제거 알고리즘에 의한 심전도 신호의 지그재짐을 제한하는 것은 아주 중요한 문제이다. 노이즈 제거의 목적중에 하나는 QRS검출용 검출을 용이하도록 하는 출력을 발생하는 것이다. 따라서 노이즈 제거 후에도 QRS검출률이 보편되어야 하는 것은 상당히 중요한 문제이다.

노이즈 제거의 가장 기본적인 방법은 저역통과필터이나 이 방법은 임펄스 노이즈 제거에는 아무런 효과도 없다. 기저선의 흔들림은 상대적으로 매우 낮은 주파수를 가지고 있으므로 기저선 흔들림의 교정은 고역통과필터에 의해서 이루어진다. 임펄스 노이즈를 제거함에 있어서 이전의 선형필터의 효과적인 대안으로서 매디안 필터와 같은 비선형 연산자가 개발되고 있다. 본 논문에서는 신호의 노이즈 제거와 신호의 형태를 그대로 보존하는 강력한 연산자로 알려진 수학적 형태연산자를 이용한 심전도 신호에 있어서의 임펄스 노이즈와 기저선 흔들림의 제거에 관한 새로운 알고리즘을 제시하고자 한다.

2. 형태연산자

집합연산에 근거한 수학적 형태(mathematical morphology)는 어떤 신호의 형태정보를 통합하는 비선형 신호처리 연산자의 개발에 새로운 접근방법을 제시했다. 수학적 형태연산자에 있어서, 다른 집합에 의해서 변형된 어떤 집합의 결과는 관련된 두 집합의 형태에 의존한다. 어떤 신호의 형태는 그 신호가 가지는 값들에 의해서 결정된다. 어떤 신호의 형태 정보는 그 신호를 처리하는 구조요소(structuring element)에 의해서 얻어질 수 있다.

형태연산자는 마신 비전과 의학 영상처리분야에서 개발되었고, 제한된 방법으로 생물학적 신호의 배경 정규화에 사용되어왔다. 본 논문에서 설명될 ECG신호에 있어서의 노이즈 제거와 배경 정규화에 사용된 형태연산자는 영상처리 분야에서는 그레이스케일 형태연산자(gray-scale morphological operator)로 알려져 있다. 여기에는 두 가지의 근본적인 형태연산자가 있는데 침식(erosion)과 팽창(dilation)연산자이다. 이 연산자들은 보통 순차적으로 적용된다. 열음과 담음은 침식과 팽창에 의해서 정의된 두 개의 연산자이다.

2.1 침식(Erosion)과 팽창(Dilation)연산

f와 k는 각각  $F=\{0,1,\dots,N-1\}$ 와  $K=\{0,1,\dots,M-1\}$ 위에 정의된 두 개의 불연속 함수라 정의하자. 즉,  $f:F \rightarrow I$  그리고  $k:K \rightarrow I$ 이다. 여기서 I는 정수 집합을 나타낸다. 그리고  $N>M$ 라 가정하자.

구조 요소라 불리는 함수 k에 의한 함수 f의 침식은  $f \ominus k$ 로 나타내고 다음과 같이 정의 된다.

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

$$\text{for } m=0, \dots, N-M.$$

침식연산은  $f \ominus k$ 의 값이 f의 값보다 항상 작기 때문에 축소 연산자이다. 점 m에서  $f \ominus k$ 의 값은 다음 과정에 의해서 결정된다.

- 1) 구조요소를 점 m으로 이동시킨다.
- 2) 입력신호에서 구조요소를 뺀다.
- 3) 그 중에서 최소값을 찾는다.

그림1에 침식연산의 한 예가 있다. 구조요소의 길이는 3이고, 값은 1이다. 본래의 데이터는 불필요한 임펄스 노이즈가 포함된 정현신호로 그림1(a)에 나타나 있다. 침식연산 후의 결과는 그림1(b)에 나타나 있다. 구조요소 k에 의한 f의 팽창연산은  $f \oplus k$ 로 표시되고 다음과 같이 정의 된다.

$$(f \oplus k)(m) = \max_{n=m-M+1, \dots, m} f(n) + k(m-n),$$

$$\text{for } m=M-1, M, \dots, N-1.$$

팽창연산은  $f \oplus k$ 의 값이 f의 값보다 항상 크기때문에 확장 연산자이다. 점 m에서  $f \oplus k$ 의 값은 다음 과정에 의해서 결정된다.

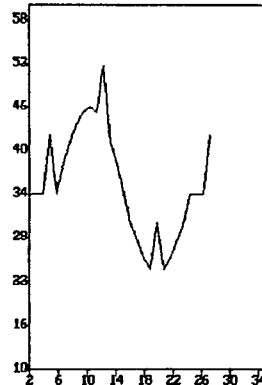


그림1(a) 양의 노이즈가 포함된 정현신호

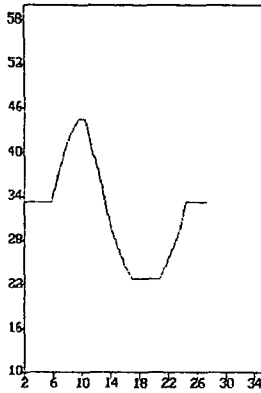


그림1(b) 그림1(a)의 데이터의 침식연산후의 결과

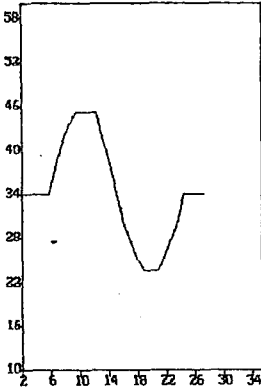


그림1(c) 그림1(b)의 데이터의 평창연산후의 결과

- 1) 구조요소의 순서를 뒤바꾼다.
- 2) 뒤바뀐 구조요소를 점 $m$ 으로 이동시킨다.
- 3) 뒤바뀐 구조요소를 입력신호에 더한다.
- 4) 그 중에서 최대값을 찾는다.

그림1 (c)에 평창연산의 한 예이다. 구조요소는 위의 침식연산에서 사용한 것과 같은 길이는 3이고 값은 1인 것이다. 그림1 (b)의 데이터가 평창되고 그 결과는 그림1 (c)와 같다.

침식, 평창연산의 복잡성은 discrete convolution의 복잡성에 필적할 만하다. 구조요소의 역할은 convolution의 윈도우 커널의 역할과 유사하다. 구조요소에 의해서 정의된 윈도우 내에서 점과 점의 곱셈 대신에 점과 점의 별첨 또는 덧셈이 행해진다. 그리고 그 윈도우에 해당하는 결과 값은 덧셈 대신에 최소값 또는 최대값에 의해서 결정된다.

## 2.2 열림(Opening)과 닫음(closing)연산자

두 개의 근근적인 연산인 침식과 평창은 보통 순차적으로 적용된다. 열림과 닫음은 이 두 연산에 의해서 정의된 두 개의 연산자이다. 구조요소에 의한 어떤 데이터에 대한 열림연산은 침식연산 후에 평창연산을 하는 것으로 정의된다. 구조요소에 의한 어떤 데이터의 닫음연산은 평창연산 후에 침식연산을 하는 것으로 정의된다.

열림연산 혹은 닫음연산의 결과는 구조요소의 형태에 의해서 영향을 받게된다. 따라서 보존되어야 할 신호의 형태적인 특징에 의존해서 특정한 구조요소가 고안되어야만 한다. 대부분의 응용에 있어서 열림연산은 양의 피크를 제거하기 위해서 사용되고, 닫음연산은 음의 피크를 제거하기 위해서 사용된다. 예를들어, 어떤 데이터를 일정한 값을 가지고 길이가  $M$ 인 구조요소로 열림연산을 한 결과는 길이  $M-1$ 인 어떤 구간내에서도 양의 피크를 포함하지 않는다. 한편, 위와같은 구조요소로 데이터를 닫음연산한 결과는 길이  $M-1$ 인 어떤 구간내에서도 음의 피크를 포함하지 않는다.

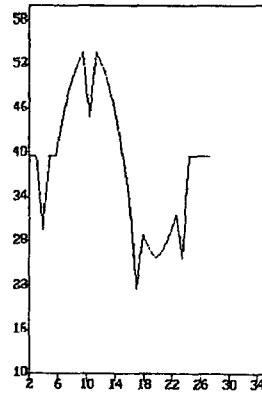


그림2(a) 음의 노이즈가 포함된 정현신호

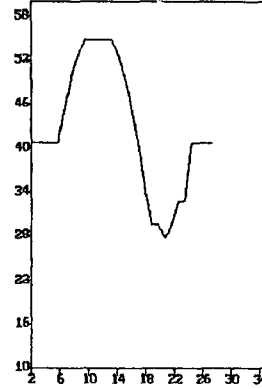


그림2(b) 그림2(a)의 닫음연산후의 결과 열림연산이 침식연산 후에 평창연산을 하는 것을 주목하면, 그림1의 (b) (c)에서 설명한 두 과정이 열림연산을 알 수 있다. 임펄스비 노이즈가 포함된 정현신호로 구성된 본래의 데이터가 그림1(a)에 표시되어 있다. 이 데이터는 길이 3, 일정한 값1을 가지는 구조요소에 의해서 침식, 평창되어 그 결과가 그림1(c)에 양의 피크가 모두 없어진 채로 표시되어 있다. 음의 임펄스비 노이즈가 포함된 정현신호에 의해서 구성된 데이터를 닫음연산한 예가 그림2에 나타나 있다. 본래의 데이터는 그림2(a)에 표시되어 있고 닫음연산후의 결과는 그림2 (b)에 나타나 있다. 결과에서 알 수 있듯이 닫음연산에 의해서 모든 음의 피크가 제거되었다.

## 3. 알고리즘

본 논문에서 제안한 알고리즘은 ECG신호처리를 위해서 다음과 같이 두 단계로 구성된다.

- 1) 임펄스비 노이즈의 제거
- 2) 배경 정규화(background normalization)

알고리즘의 블록 다이어그램은 그림3과 같다.

첫째로, 임펄스비 노이즈의 제거는 열림과 닫음연산으로 데이터를 처리함으로써 이루어진다. 기저선의 흔들림 뿐만 아니라 ECG신호의 속성은 데이터를 열림연산 후에 닫음연산으로 처리함으로써 이루어진다. ECG신호에 대한 두번째 속성은 데이터를 닫음연산 한 후에 열림연산으로 처리함으로써 이루어진다. 이 단계의 결과는 위의 두 속성의 평균값이 된다. 만약 처리시간이 문제가 되면, 약간의 정확성이 문제가 되겠지만 블록 다이어그램의 한 쪽이 생략될 수 있다.

구조요소의 고안은 보존되어야 할 신호의 형태에 의존한다. 닫음과 열림연산은 노이즈를 제거하기 위한 것이므로 구조요소는 ECG신호의 파형이 위의 처리에 의해서 제거되지 않도록 고안되어야 한다. 구성요소의 형태는 길이와 높이(값)에 의해서 결정된다. 길이는 보통 대상 신호의 주요 파의 간격과 샘플링 비에 의해서 결정된다. 주요 파의 간격을  $T$ 초로 나타내고, 샘플링 비율  $S$  Hz로 나타내면, 위의 파에 해당하는 샘플의 수는  $T \times S$ 이다. 따라서, 구성요소의 길이는  $T \times S$ 보다 작아야 한다.

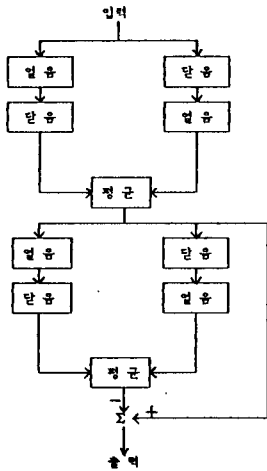


그림3 알고리즘의 블록다이어그램

구성요소의 값은 출력파형의 형태를 결정한다. 실제로 ECG신호는 이상적인 결정적(deterministic)신호가 아니기때문에, 단지 파의 형태를 삼각형 혹은 둥근 형태라고 분류할 수 밖에 없다. 이러한 부정확한 분류로 인해서 실제로 구성요소의 길이는  $T \times S$ 보다 훨씬 작아야만 한다.

둘째로, 배경의 정규화는 배경의 흔들림을 측정하여 그것을 입력신호로부터 제거함으로써 이루어진다. 배경의 흔들림의 측정은 입력 데이터로부터 ECG신호를 제거함으로써 이루어진다. 첫번째 배경의 흔들림의 측정은 데이터를 처음에 구성요소로서 얼음연산함으로써 양의 피크를 제거하면 ECG신호가 위치한 곳에 음의 피크가 남게된다. 이 피크는 더 큰 구성요소로서 얼음연산함으로써 제거된다. 이러한 과정을 통해서 기저선 흔들림을 측정할 수 있게 된다.

위의 단계에 있어서, 두 가지의 구성요소를 사용하였다. 하나는 양의 피크를 제거하는 것이었고, 다른 하나는 음의 피크를 제거하는 것이었다. 첫번째 구성요소는 ECG신호의 파의 간격에 의해서 결정된다. 위에서 언급한 바와같이, 파의 간격을  $T$ 초로, 샘플링 비율  $S$  Hz로 각각 나타내면 파의 샘플의 수는  $T \times S$ 가 된다. 이 파를 제거하기위해서 구성요소의 길이  $L$ 은  $T \times S$ 보다 커야만 한다. 두번째 구성요소는 위의 처리 후에 남은 음의 파를 제거하기기때문에 길이가 대략  $2L$ 이 되어야한다.

두번째 배경의 흔들림의 측정은 첫번째와 역순으로 입력 데이터를 구성요소로서 얼음연산한 후에 더 큰 구성요소로 얼음연산함으로써 완료된다. 위의 두 측정을 평균하여 기저선 흔들림의 측정을 완료하게된다. 다음에 기저선 흔들림의 교정은 알고리즘의 첫번째 단계의 결과에서 기저선 흔들림을 제거함으로써 완료된다.

#### 4. 실험 및 결과 고찰

노이즈제거에 사용되는 구성요소는 길이는 5, 값은 (0.1, 5.1, 0), 배경 정규화에 쓰이는 첫번째 구성요소는 삼각형 모양이고 길이는 41, 두번째 구성요소는 삼각형 모양의 길이 81인 것이다. 이것은 그림 4에 잘 나타나있다. CSE database의 ECG신호를 이용하여 알고리즘의 성능을 평가해보았다. 각 데이터는 500Hz로 샘플링되었고 전극이 환자의 오른쪽 어깨와 왼쪽 복부에 위치되어있다. 그림 5는 처리되지 않은 파형이고 그림 6은 노이즈만 제거된 파형이다. 그림 7은 기저선이 제거된 파형인데 본래의 신호가 어느정도 변형되어 있음을 눈으로 확인할 수 있다. 특히 ST segment부분에서 많은 변형이 있음을 알 수 있다. 배경정규화에 의하여 신호의 기저선이 영으로 정규화됨을 또한 알 수 있다.

그림 8은 임펄스 노이즈를 포함한 신호이며, 노이즈 제거를 한 결과는 그림 9와 같다. 이로부터 다시 기저선 흔들림을 제거하면 그 결과는 그림 10과 같다.

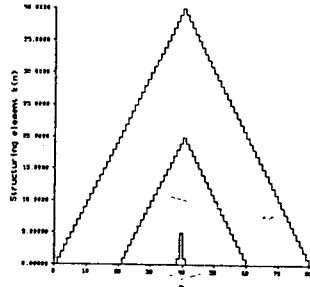


그림4 구성요소

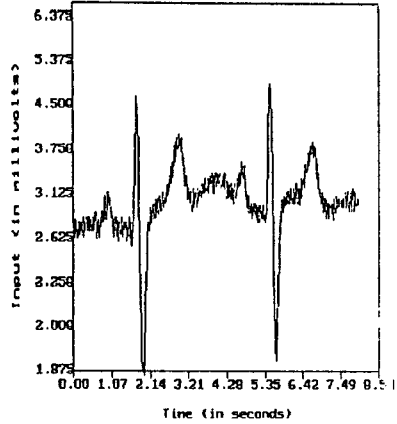


그림5 입력 ECG신호

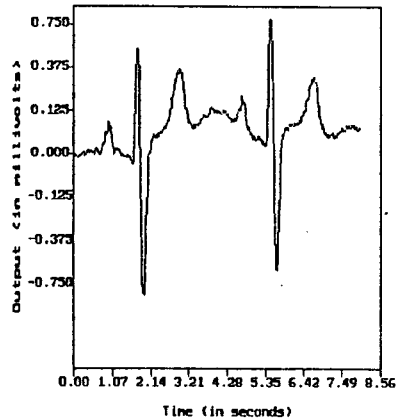


그림6 그림5 데이터의 노이즈제거후의 파형

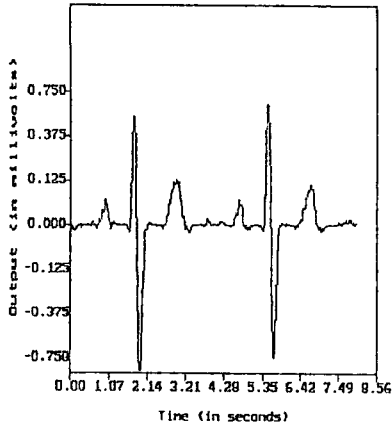


그림7 그림6 데이터의 기저선교정후의 파형

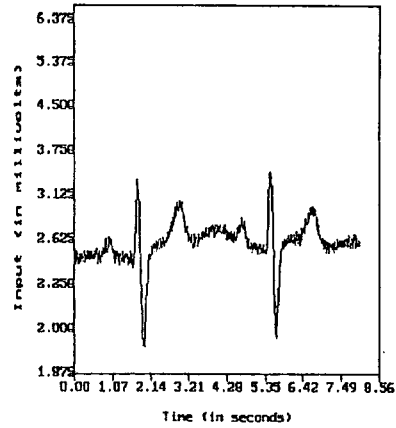


그림8 입력 ECG신호

### 5. 결론

본 논문은 수학적 형태연산자를 이용하여 ECG신호처리 의 새로운 접근방식을 제시한 것으로서, 알고리즘의 성능은 임상 ECG데이터를 이용하여 평가 하였다. 본래의 데이터형태와 노이즈제거후의 형태와 기저선 교정 후의 신호를 비교해보면 대부분의 수정은 기저선 교정에 의한 것임을 알 수 있었다. 알고리즘의 성능은 다음의 세가지 요소에 의해서 결정된다. 노이즈의 정도, 구성요소의 선택, 샘플링 비, 특히 구성요소에 있어서 그 값이나 모양보다도 그 길이에의해서 알고리즘의 성능에 가장 큰 영향을 미친다는 것을 실험을 통해서 확인할 수 있었다. 본 논문에서는 형태연산자의 ECG신호처리에 대한 응용면을 다루었는데 이 연산자는 상대적으로 간단한 계산으로 인해서 더욱 더 매력적인 면을 가지고 있다. 왜냐하면 계산이 모두 덧셈, 뺄셈 그리고 논리적인 비교로만 구성되기 때문이다. 이러한 종류의 알고리즘은 실시간 처리를 위해서 VLSI로 쉽게 구성될 수도 있는 것점이 있다.

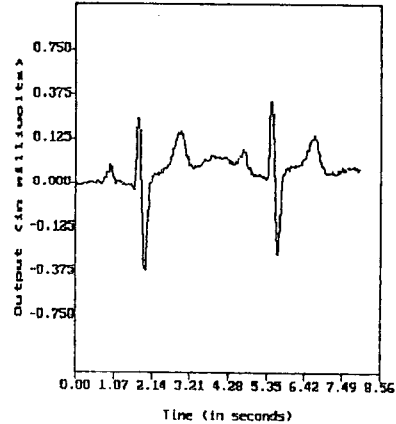


그림9 그림8 데이터의 노이즈제거후의 파형

### 5. 참고문헌

1. M.L. Ahlstrom and W.J. Tompkins, "Digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessors," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 708-713, sept, 1985.
2. O. Pahl and L. Sornmo, "Software QRS detection in ambulatory monitoring-A review," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 22, pp. 289-297, July 1984.
3. J.A. van Alste and T.S. Schilder, "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, pp. 1052-1060, dec. 1985.
4. N.C. Gallagher and G.L. Wise, "Atheoretical analysis of the properties of median filters," IEEE trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-29, pp. 1136-1141, dec. 1981.
5. P. D. Wendt, E. J. Coyle, and N. C. Gallagher, "Stack filters," IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-34, pp. 898-911, Aug. 1986.
6. P. Maragos and R. W. Schafer, "Morphological filters-Part I: Their set-theoretic analysis and relations to linear shift-invariant filters," IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-35, pp. 1153-1169, Aug. 1987.
7. B. C. Yu, S. Liu, M. Lee, C. Y. Chen, and B. N. Chiang, "A nonlinear digital filter for cardiac QRS complex detection," J. Clin. Eng., vol. 10, pp. 193-201, 1985.
8. M. M. Skolnick and D. Butt, "Cellular array algorithms for the analysis of ECG signals," in Proc. 1985 IEEE Workshop Computer Architectures Pattern anal. Image Database Manage., Miami, FL, Nov. 1985, pp. 438-443.
9. common standard for quantitative electrocardiography. CSE MULTILEAD ATLAS., Jos L. Willems, M.D. CSE Project Leader, 1988.

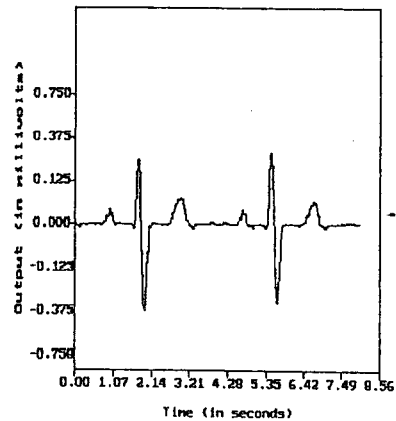


그림10 그림9 데이터의 기저선교정후의 파형