

심전도의 상승 기울기 추적파를 이용한 기저선 변동의 제거방법

論 文

55D-11-1

A Eliminating Method for Baseline Wander Using Ascending Slope Tracing waves in ECG

李基榮[†] ·金正國^{*}
(Ki Young Lee · Jungkook Kim)

Abstract - In this paper, we propose a method to eliminate the baseline wander for ECG based on waveform morphology analysis. This method uses the ascending slope tracing waves to approximate the baseline wander in ECG and subtracts these waves from the original ECG to eliminate the baseline wander. This ascending slope tracing waves was developed for efficient enhancement of slope inverting points and sudden slope changing points. This method has been applied to MIT/BIH database to verify its efficacy and validity in practical applications.

Key Words : ECG, Baseline wander, Ascending slope tracing waves, Efficient enhancement, MIT/BIH database

1. 서 론

심전도의 기저선 변동은 ECG 신호를 기록하고 모니터링 하는 경우 쉽게 접하는 문제 중 하나이다. 기저선 변동은 인체의 특정 부위에 전극을 붙여 ECG신호를 기록할 때, 호흡, 신체의 움직임 등에 따른 피부와 전극 사이의 임피던스가 원하지 않게 변할 때 0-2 Hz 범위의 주파수 성분이 섞여 발생한다[1,2].

기저선 변동을 제거하는 기존의 방법은 여러 가지가 제안되었다. 3차 윤형(cubic spline) 보간법을 이용하여 기저선을 예측하고 심전도 원 신호에서 삭제하는 방법[3]이 있으며, 선형 필터링에 의한 방법으로는 0.8Hz의 차단주파수를 갖는 협대역 선형위상 디지털필터를 이용한 방법[4,5]이 있다. 그러나 3차 윤형 보간법에 의한 근사접근이 뛰어나도 낮은 심박수의 심전도에서는 그 정확도가 떨어지는 단점이 있으며, 선형필터링 방법은 그 임펄스 응답의 길이가 너무 길어 지연시간을 크게 하거나 기저선과 심전도의 스펙트럼이 중첩되어 심전도의 원 신호를 왜곡시키는 문제가 있다. 또한 AHA(American Heart Association)의 권고에 따르면 심전도 하위 차단주파수의 경계를 0.05Hz로 하고 있으며, 그 이상의 주파수 성분을 제거하면 R파 뿐만 아니라 그보다 미세한 P파 및 T파 등을 훼손시키는 왜곡을 발생시킨다[6]. 최근에는 선형필터링에서 심전도의 왜곡을 유발하는 단점을 보상하는 방법으로 웨이브렛 변환에 의한 방법[7]이 제안되어 기저선과 심전도를 독립된 두 개의 신호로 가정하고 기저선의 제거를 시도하였으며, 적응필터를 적용한 방법[8,9]에

서는 기저선을 표준 신호로 선택할 때 신경회로망을 이용하였다. 그러나 이들 방법에서는 처리를 위한 계산량의 증가를 수반하게 된다.

본 연구에서는 심전도에서 P파나 R파 및 T파 등의 주요 파형이 상승 기울기와 하강 기울기를 포함한 피크점과 급작스런 기울기의 변화를 갖는다는 점에서 착안하여 계산이 단순하면서도 효과적인 기저선 변동의 제거방법을 제안하고자 한다. 이 방법에서 이용할 상승 기울기 추적파(the ascending slope tracing waves)는 심실 세동을 효과적으로 판별하는 제세동기를 위해 실시간으로 개발된 하강 기울기 추적파[10]를 변형한 것이며, 기존의 하강 기울기 추적파와는 달리 신호가 상승하다가 다시 하강하는 기울기를 가질 때까지 추적파를 발생시켜 심전도의 기저선을 근사적으로 추적하여 원 신호에서 감산함으로써 기저선의 변동을 제거하였다. 제안된 방법의 효용성을 검증하기 위하여 MIT/BIH 데이터베이스에서 기저선의 변동이 있는 심전도 데이터들을 대상으로 제안 방법을 적용하여 그 타당성을 확인하였다.

2. 상승 기울기 추적파에 의한 기저선 변동의 제거

기존의 기울기 추적파는 심전도 신호에서 하강하는 기울기가 큰 R파를 비교적 정확히 검출하여 심실 세동을 효과적으로 판별하도록 개발되었다[10]. 이에 대해 본 연구의 상승 기울기 추적파는 심전도 신호가 상승하는 기울기에서 시작하여 다시 하강하는 기울기를 가질 때까지 동일한 최저진폭으로 일정시간을 유지하는 추적파를 발생시키기 때문에 심전도의 기저선을 근사적으로 추적하게 된다는 점이 기존의 것과 다르다. 본 장에서는 상승 및 하강 기울기 추적파의 생성과정과 기저선 변동을 제거하는 과정을 기술한다.

[†] 교신저자, 正會員 : 關東大學 情報通信工學 教授

E-mail : kylee@kwandong.ac.kr

^{*} 正會員 : 明知大學 電子工學科 副教授

接受日字 : 2006年 6月 15日

最終完了 : 2006年 10月 16日

2.1 기저선 제거를 위한 상승 기울기 추적파

그림 1의 직선은 원 신호 $x(n)$ 이고 점선은 상승 기울기 추적파 $s(n)$ 이다. 이 상승 기울기 추적파의 생성과정은 다음과 같다.

- ① 원 신호의 진폭이 편평하거나 하강 기울기이면 추적파의 진폭은 원 신호의 진폭과 동일하게 갱신된다.
- ② 원 신호의 진폭이 상승하기 시작하는 낮은 점(the lower point)에서 추적파의 진폭은 그 때의 최저진폭을 일정한 유지시간(hold time : 수~수십ms) 동안 그대로 유지한다.
- ③ 일정한 유지시간이 다 지나가기 전에 원신호의 진폭이 추적파의 진폭과 같거나 작아지면 ①과정으로 간다. 아니면
- ④과정으로 간다.
- ④ 일정한 유지시간이 다 지나간 후 원 신호의 진폭이 추적파의 최저진폭보다 크면 일정한 유지시간 전의 원 신호 진폭으로 추적파를 갱신한다.
- ⑤ ④과정으로 추적파의 진폭을 갱신하다가 원 신호의 진폭이 추적파의 진폭과 같거나 작아지는 전환점(the inverting point)에서 ①과정으로 간다. 여기서 전환점의 진폭은 낮은 점의 것보다 크다.

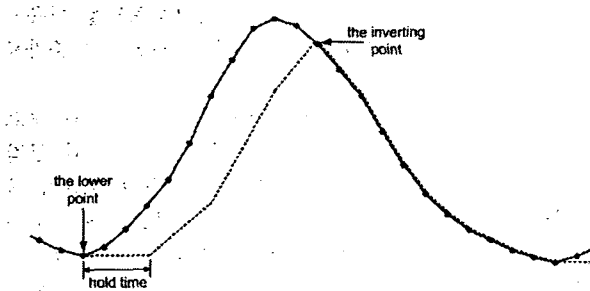


그림 1 원 신호와 상승 기울기 추적파(점선)
Fig. 1 Original signal and the ascending slope tracing wave(dotted)

이상의 과정으로 신호의 상승이 시작하는 점에서 하강이 끝나는 점까지의 간격이 일정한 유지시간과 차이가 크지 않으면 생성되는 상승 기울기 추적파는 신호의 기저선을 근사적으로 추적하게 된다. 따라서 이 추적파는 심전도에서 기저선의 변동을 제거하기 위해 이용할 수 있다. 이를 확인하기 위해 심전도 신호 $x(n)$ 와 상승 기울기 추적파 $s(n)$ 의 차신호 $d(n)$ 를 다음과 같이 정의하였다.

$$d(n) = x(n) - s(n); 0 \leq n < N \quad (1)$$

그림 2(a)에서 굵은 선은 심전도 신호 $x(n)$ 이며 점선은 그에 상응한 상승 기울기 추적파 $s(n)$ 을 보이고 있다. 여기서 점선의 상승 기울기 추적파는 심전도의 R파와 같은 피크파형의 상승이 시작하는 점에서 하강이 끝나는 점까지 일정한 크기의 진폭을 유지하다가 다시 피크파형 이후의 신호를 계속 추적하고 있기 때문에 근사적으로 기저선을 추적하고 있음을 볼 수 있다. 실제로 그림 2(b)는 식(1)에 의해 그림(a)의 직선인 심전도 신호 $x(n)$ 에서 점선인 상승 기울기 추적파 $s(n)$ 을 감산한 차신호 $d(n)$ 이며, 심전도 신호 $x(n)$ 에서

기저선을 제거한 신호이면서 피크파형의 크기가 작은 P파나 T파도 크게 훼손되지 않고 있음을 보이고 있다.

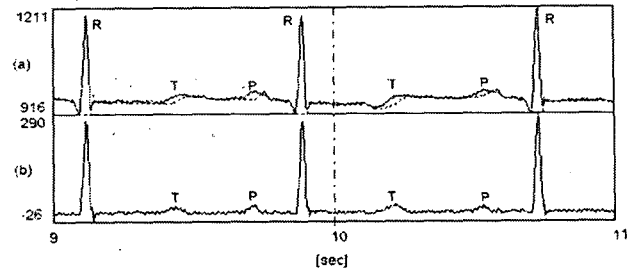


그림 2 상승 기울기 추적파에 의한 기저선의 제거
(a) 심전도 신호 $x(n)$, 상승 기울기 추적파 $s(n)$ (점선)
(b) 차신호 $d(n)$

Fig. 2 Baseline eliminated by the ascending slope tracing waves

- (a) ECG signal $x(n)$, the ascending slope tracing waves $s(n)$ (dotted)
- (b) The difference signal $d(n)$

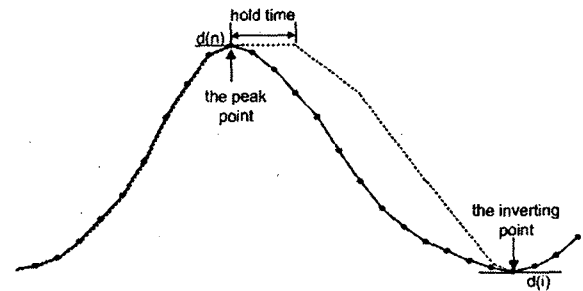


그림 3 원 신호와 하강 기울기 추적파(점선)
Fig. 3 Original signal and the descending slope tracing wave(dotted)

2.2 하강 기울기 추적파와 피크값

본 연구의 하강 기울기 추적파는 기존에 제안된 추적파 [10]와 생성과정이 동일하며 그 생성과정이 2-1절의 상승 기울기 추적파 생성과정에서 하강과 상승을 서로 바꾸고, 원 신호와 추적파의 진폭 크기 관계를 서로 바꾸어 적용하면 된다.

그림 3은 이 생성과정에 의해 원 신호에 적용한 하강 기울기 추적파를 보이고 있다. 하강 기울기 추적파는 원 신호의 하강 기울기가 시작되는 피크파형의 피크 점(the peak point) 이후 일정한 유지시간(hold time; 수~수십ms)이 지나도록 원 신호의 진폭 크기가 추적파의 진폭보다 크지 않으면 추적파는 상승 기울기 추적파와 같이 일정 유지시간 전의 원 신호와 동일한 진폭 값으로 갱신되면서 추적파가 생성된다. 여기에서도 추적파와 원 신호가 만나는 점을 전환점(the inverting point)이라 한다. 이 전환점의 진폭 $d(i)$ 과 유지시간이 시작되었던 피크 점에서의 진폭 $d(n)$ 와의 차이는 이신호의 피크값 $P(n)$ 으로 피크 점의 위치 n 에 저장한다. 또한 나머지 피크 점이 아닌 위치의 $P(n)$ 은 0이다. 식(2)에 의한 피크값들은 피크 점으로 나타나는 심전도의 주요파형들을 검토하기 위해 사용되며 3장 실험에서 검토한다.

$$P(n) = \begin{cases} d(n) - d(i) & \text{if } n = \text{the peak point} \\ 0 & \text{elsewhere} \end{cases} \quad (2)$$

3. 실험 및 고찰

본 연구에서는 제안한 방법의 효용성을 검증하기 위하여 MIT/BIH 데이터베이스의 심전도를 대상으로 기저선 변동의 제거방법을 실험하였다. 이들 데이터의 샘플링주파수는 360Hz이며 각 심검자로부터 약 30분(=1800초) 동안 심전도를 측정한다. 본 장에서는 상승 기울기 추적파에 의해 기저선 변동을 제거한 실험 결과들과 그들에 대하여 고찰한다.

3.1 기저선 변동의 제거

심전도에서 발생하는 기저선의 변동을 제거하기 위하여 식(1)의 차신호를 이용하였다. 그림 4는 심전도 신호의 기저선이 위로 변동하는 경우 처리한 결과를 보이고 있다. 그림(a)는 심전도 신호이며 그림(b)는 식(1)에 의해 구한 심전도 신호와 그의 상승 기울기 추적파와의 차신호이다. 여기서 기저선의 변동이 제거된 것을 보이고 있다. 또한 그림(c)는 그림(b)의 차신호에 하강 기울기 추적파를 구할 때 식(2)에 의해 구한 피크값들이다. 이 피크값들은 그림 2와 같이 심전도 신호에서 피크파형으로 발생하는 주요파형의 위치들을 보이고 있으며 더 구체적인 고찰은 3-2에 기술한다.

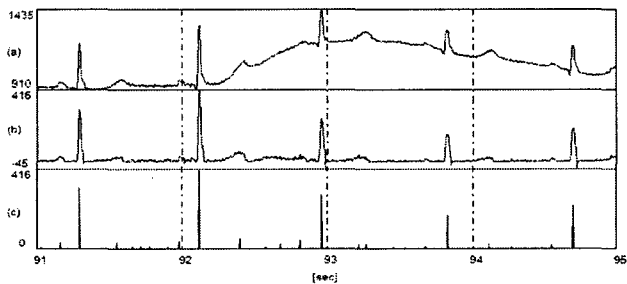


그림 4 심전도의 기저선 변동이 제거된 예
(a) 심전도 신호 $x(n)$ (b) 차신호 $d(n)$ (c) 피크값들 $P(n)$

Fig. 4 Example of removing baseline wander in ECG
(a) ECG signal $x(n)$ (b) Difference signal $d(n)$
(c) Peak values $P(n)$

그림 5는 기저선이 아래에서 위로 또는 작거나 크게 변동하는 심전도 신호를 처리한 결과이다. 그림(a)는 심전도 신호이며 그림(b)는 식(1)에 의해 구한 심전도 신호와 그의 상승 기울기 추적파와의 차신호이다. 여기서 그림 4에서와 같이 기저선의 변동이 제거된 것을 보이고 있다. 또한 그림(c)는 그림(b)의 차신호에 하강 기울기 추적파를 구할 때 식(2)에 의해 구한 피크값들이며, 심전도 신호에서 피크파형으로 발생하는 주요파형의 위치들을 보이고 있다.

그림 6은 기저선이 변동하면서 큰 피크의 R파 외의 미세한 피크파형들 즉 P파나 T파들이 없고 R파도 그 크기가 작은 부분의 심전도를 처리한 결과이다. 그림(a)는 심전도 신호이며 그림(b)는 식(1)에 의해 구한 심전도 신호와 그의 상승 기울기 추적파와의 차신호이며, 기저선의 변동이 제거된

것을 보이고 있다. 또한 그림(c)는 식(2)에 의해 구한 피크값들이다.

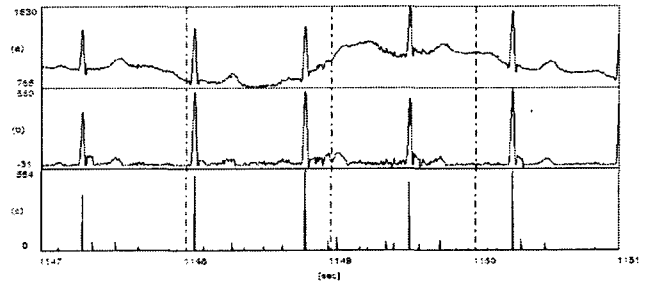


그림 5 심전도의 기저선 변동이 제거된 예
(a) 심전도 신호 $x(n)$ (b) 차신호 $d(n)$ (c) 피크값들 $P(n)$

Fig. 5 Example of removing baseline wander in ECG
(a) ECG signal $x(n)$ (b) Difference signal $d(n)$
(c) Peak values $P(n)$

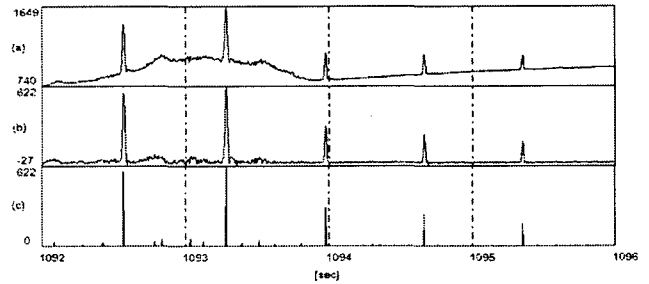


그림 6 심전도의 기저선 변동이 제거된 예
(a) 심전도 신호 $x(n)$ (b) 차신호 $d(n)$ (c) 피크값들 $P(n)$

Fig. 6 Example of removing baseline wander in ECG
(a) ECG signal $x(n)$ (b) Difference signal $d(n)$
(c) Peak values $P(n)$

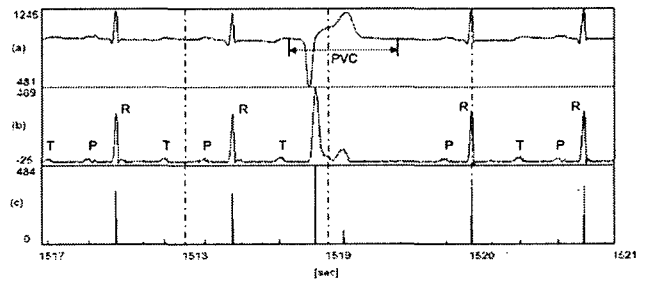


그림 7 심전도의 기저선 변동이 제거된 예
(a) 심전도 신호 $x(n)$ (b) 차신호 $d(n)$ (c) 피크값들 $P(n)$

Fig. 7 Example of removing baseline wander in ECG
(a) ECG signal $x(n)$ (b) Difference signal $d(n)$
(c) Peak values $P(n)$

그림 7은 심전도에 PVC(premature ventricular contraction, 조기심실수축)가 있는 경우를 처리한 결과이다. 그림(a)는 심전도 신호이며 그림(b)는 식(1)에 의해 구한 심전도 신호와 그의 상승 기울기 추적파와의 차신호이다. 여기서 기저선의 변동이 제거된 것을 보이고 있으며 원 신호의 미세한 피크파형 P파나 T파를 보이고 있다. 그러나 그림(a)에 보는 바

와 같이 PVC가 역 피크 임에도 불구하고 그림(b)의 차신호는 마치 R파와 같이 큰 피크파형을 발생시킨다. 이에 따라 그림(c)의 피크 값들에서도 PVC가 발생한 위치에 큰 진폭의 피크가 삽입되어 마치 R파가 있는 것처럼 보이고 있다. 이와 같이 PVC의 파형이 크게 하강하였다가 상승하는 파형의 경우에는 원 신호에서 근사적인 기저선인 상승 기울기 추적파를 제거함에 따라 하강하는 부분의 파형이 손실되고 상승하는 파형만 피크파형으로 삽입되는 오류가 발생하였다.

이상의 결과로부터 본 연구에서 제안한 기저선 변동의 제거 방법은 관측할 심전도에 PVC의 발생을 제외하면 어떠한 모양의 기저선 변동이 발생하여도 기저선의 변동을 제거하는데 효과적이고 유용함을 확인 하였다.

3.2 피크파형들의 검토

심전도 신호와 상승 기울기 추적파를 이용한 식(1)의 차신호에 의해 심전도의 기저선 변동을 제거하였으며, 기저선의 변동을 제거하여도 피크파형으로 나타나는 심전도의 주요파형들이 크게 훼손되지 않았음을 확인하기 위하여 2-2절의 식(2)에 의해 피크파형들의 위치를 나타내는 피크값들을 구하였다. 3-1절의 그림 4부터 7까지의 그림(c) 보인 피크값들은 심전도의 주요파형들인 P파, R파 및 T파 등이 기저선 변동을 제거하여도 크게 훼손되지 않았음을 보이고 있다. 또한 심전도의 기저선이 제거된 차신호에 주요파형들의 위치를 나타내는 이 피크값들의 효용성을 확인하기 위하여 MIT/BIH 데이터베이스의 심전도 중에서 기저선의 변동을 포함하고 있는 심전도 5개를 선택하여 피크값들이 큰 R파의 위치를 검출하고 MIT/BIH 데이터베이스에서 R파의 표준 위치를 제공하는 주석파일(annotation file)과 비교하였다.

기저선 변동을 제거한 신호로부터 R파의 위치를 구하기 위하여 식(2)에 의해 주어지는 피크값들을 이용하였으며 식(3)에 만족하는 피크값들을 R파의 위치들로 검출하였다. 1800초의 심전도에 대한 분석구간과 이동구간은 각각 8초로 하였으며, 주어진 분석구간 $N=8(\text{초}) \times 360(\text{Hz})=2880(\text{샘플})$ 의 이 피크값들 중에서 최대치 P_{MAX} 를 구하고 가중치 α 를 곱한 후, 그 값을 문턱값 $P_{threshold}$ 로 하여 이 문턱 값보다 크거나 같은 피크 값의 위치를 R파의 피크 위치 n_R 로 검출한다.

$$n_R = \arg\{P(n) \geq P_{threshold}, 0 \leq n < N\} \quad (3)$$

여기서, $\arg\{ \}$ 는 괄호안의 조건을 만족하는 모든 n 을 구하는 함수이며, $P_{threshold} = \alpha \times P_{MAX}$ 이고 $P_{MAX} = \max\{P(n), 0 \leq n < N\}$ 이다. 본 실험에서 사용한 가중치 α 는 0.35로 하였다. 이상의 방법으로 R파의 위치를 검출하여 MIT/BIH 데이터베이스에서 R파의 표준 위치를 제공하는 주석파일(annotation file)과 비교한 결과는 표 1과 같다.

표 1에서 표준수는 주석파일에 기록된 R파의 갯수이며, 일치수는 제안한 방법에 의해 검출된 수와 그 위치가 일치하는 수이다. 삽입수는 R파가 아닌 위치를 R파로 오검출한 수를 말한다. 그 결과 제안한 방법에 의해 표준수와 일치하는 R파의 검출율은 약 99.9%이었다. 이 결과로부터 상승 기울기 추적파를 이용한 기저선 변동의 제거 방법은 심전도의 주요파형들인 P파, R파 및 T파 등의 큰 손상 없이 제위치를 확인할 수 있는 유효성과 타당성을 확인하였다.

표 1 R파의 위치 비교결과

Table 1 Comparison result of the positions of R waves

데이터	표준수	일치수	삽입수
100	2239	2239	1
101	1860	1858	6
103	2082	2073	1
122	2476	2476	0
123	1515	1515	0
합	10,172	10,161	8

4. 결 론

본 연구에서는 심전도의 기저선 변동을 제거하기 위하여 상승 기울기 추적파를 이용하는 방법을 제안하였으며 MIT/BIH 데이터베이스에서 기저선의 변동이 있는 심전도 데이터들을 대상으로 제안 방법을 적용한 결과 그 실효성을 확인하였다. 이방법의 상승 기울기 추적파는 심전도 신호의 상승하는 기울기에서 시작하여 다시 하강하는 기울기를 가질 때까지 상승시의 낮은 진폭으로 일정한 유지시간을 유지하는 추적파를 발생시키기 때문에 심전도의 기저선을 근사적으로 추적하게 되고 원 신호로부터 이 추적파를 감산하여 기저선 변동을 효과적으로 제거하였다. 또한 심전도의 기저선 변동을 제거하여도 주요파형들인 P파, R파 및 T파 등이 크게 훼손되지 않았음을 확인하였다. 따라서 상승 기울기 추적파는 신호가 상승하였다가 하강하는 피크파형을 효과적으로 나타내주는 방법임을 알 수 있었다. 그러나 심전도의 특이 형태인 PVC가 크게 하강하였다가 상승하는 파형의 경우에는 원 신호에서 근사적인 기저선인 상승 기울기 추적파를 제거하였을 때 하강하는 부분의 파형이 손실되고 상승 부분의 파형만 피크파형으로 삽입되는 오류가 있었다. 이러한 경우 심전도 신호의 전처리 과정이나 후처리 과정에서 PVC와 같은 특이한 형태의 파형을 분리해 낸 후 처리한다면 오류를 더욱 감소시킬 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] L. Sornmo, "Time varying digital filtering of ECG baseline wander", Med. & Biol. Eng. & Computing, pp. 503-508, 1993.
- [2] S.H. Oguz, M.H. Asyali, "A morphology based algorithm for baseline wander elimination in ECG records", Proceedings of the 1992 International Conference Biomedical Engineering Days, 18-20 August 1992, Istanbul, Turkey, pp. 157-160, 1992.
- [3] C. R. Meyer, H. N. Kelsner, "Electrocardiogram baseline noise estimation and removal using cubic splines and state-space computation techniques", Computers and Biomedical Research, vol. 10, 00. 459-470, 1977.
- [4] J. A. Van Alste, W. Van Eck, O. E. Herrman, "ECG

baseline wander reduction using linear phase filters", Comput. Biomed. Res., 1986, Vol. 19, pp : 417-427

- [5] J. A. Van Aleste, 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, no. 12, pp. 1052-1060, 1985.
- [6] American Heart Association on Electrocardiography, "Recommendations for standarization on lead and specifications for instruments in ECG/VCG", Circulation, 52, pp. 11-254, 1975
- [7] B. Mozaffary, M. A. Tinati, "ECG baseline wander elimination using wavelet packets", Enformatika Trans. Eng., Comput. & Tech. V3, ISSN 1305-5313, pp. 22-24, 2004.
- [8] J. Lee, W. Jo, G. Lee, "Adaptive filtering for baseline wander noise of ECG using neural networks", IEOCE Trans. Inform. & Syst., vol.E87-D, no. 1, pp.261-266, 2004.
- [9] Jane, R., Laguna, P., Thakor, N.V., Caminal, P., "Adaptive baseline wander removal in the ECG: comparative analysis with cubic spline technique", Computers in Cardiology, pp. 143-146, 1992.
- [10] 김정국, 정석훈, 권철기, 함광근, 김응주, 박희남, 김영훈, 허웅, "Biphasic 자동형 제세동기 시스템 개발", 의공학회지, 제25권, 2호, pp.119-127, 2004.

저 자 소 개



이 기 영(李基榮)

1961년 5월 7일생. 1994년 명지대학교 전자공학과 졸업 1996년 명지대학교 대학원 전자공학과 (공학석사) 1992년 명지대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
1993년~현재 관동대학교 전자정보통신공학부 교수
Tel : 033-670-3413
E-mail : kylee@kd.ac.kr



김 정 국(金正國)

1960년 4월 5일생. 1992년 명지대학교 전자공학과 졸업 1994년 명지대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
1992년 University of Illinois at Chicago, Biomedical electronics (공학박사)
1999년~현재 명지대학교 전자공학과 교수
Tel : 031-321-7091
E-mail : jk.kim@mju.ac.kr