

# 심전도 자동 진단 알고리즘 및 장치 구현(II)

## - 잡음 성분 평가 및 제거기

권 혁제, 공 인옥, 이 상학, 신 건수, 이 명호

연세대학교 전기공학과

### An implementation of automated ECG interpretation algorithm and system(II)

#### - Estimation and Eliminator of interference components

H.J. Kweon, I.W. Kong, S.H. Lee, K.S. Shin, M.H. Lee

Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.

#### Abstract

This paper described the estimator and eliminator for three kinds of artifacts in electrocardiogram. The most efficient estimation of baseline drift could be obtain in the cubic spline interpolation method with the PQ and TP segment, which are considered to be isoelectric, from the experimental results obtained from the applied 4 types of algorithms. The time loss and distortion could be avoided with the aid of detection criteria by checking if baseline drifts exist or not. The AIEF proposed in this paper was verified as having the best removal performance with less distortion in the QRS complex through the comparison of 5 proposed algorithms. Furthermore, the AIEF are most suitable for the ECG analyzer which was only needed relatively short time data due to the fast conversion into the stable state. The proposed parabolic filter with 11 points width was identified as having the best performance for the elimination of muscle artifacts. Also we could obtain 99.7% detection accuracy of spike component and minimize the error identifying QRS complex as spike.

#### 서론

심전도 신호에 대한 최적의 신호 처리를 위해서는 입력 신호의 질이 좋아야 한다. 그러나 실제적으로 심전도 신호에는 여러가지 종류의 잡음 성분들이 존재한다. 잡음 성분들은 각각 고유한 특성들을 가지고 있는데, 심전도 신호에 존재하는 잡음

성분을 구분하면 기저선 동요(baseline wandering), 전원 잡음(powerline interference), 근잡음(muscle artifact), 스파이크성 잡음(spike), 및 급작성 기저선 변동(sudden baseline shifts)와 같이 5가지 성분으로 나눌 수 있다. 본 논문은 위 5가지 잡음 성분을 다시 크게 급작성 기저선 변동을 포함 기저선 동요 평가 및 제거, 근잡음 및 스파이크성 잡음 검출 및 제거, 60Hz 전원잡음 평가 및 제거 방법으로 나누어 각각에 대하여 설명한다. 각각의 제안된 필터 방법의 실험 및 성능 평가는 인위적으로 만든 잡음 성분을 포함한 심전도 신호와 해당되는 잡음 성분이 존재하는 실제 심전도 데이터를 통한 양적, 질적 비교 평가방법을 사용하였다. YECGA에서는 기저선 동요만 입력되는 심전도 파형 전체에 적용되고, 60Hz 전원잡음과 근잡음 성분은 대표 비트에만 적용 함으로서 필터링 과정에서 소요되는 처리 시간을 줄였다.

#### 기저선 동요 평가 및 제거

심전도 신호처리에 있어서 안정된 기저선은 모든 특성 파라미터의 진폭을 측정하는 데 기준이 된다. 따라서 기저선 동요 현상이 발생하는 심전도 신호에서 적절한 교정 과정 없이는 정확한 진단 결과를 기대하기 힘들다. 특히 Q파와 ST-T 세그먼트와 같이 저 진폭, 저 주파수 성분을 갖는 파형에 대한 기저선 동요의 발생으로 인한 왜곡은 심근 경색이나 허혈증의 진단에 영향을 끼친다<sup>(1)</sup>.

기저선 동요는 주로 호흡이나 환자의 움직임 때문에 발생되며, 대부분이 1 Hz 미만의 주파수 성분을 갖는다. 기저선 동요의 검출 및 제거 알고리즘의 구현에 있어서 가장 큰 어려움은 이 기저선 동요를 예측할 수 없다는 것이다. 따라서 기저선 동요의 모델링 방법은 구현이 불가능하고, 대부분 분석적 방법을 사용한다. 대표적인 기저선 동요 제거를 위한 분석적 방법은 보간법(interpolation), 다항식 곡선 조정 방법(polynomial curve fitting) 및 고 대역 통과 필터링 방법이 있다. 보간법을 이용한 기저선 동요 평가 방법은 선형 근사화 방법(linear approximation)과 3차 스플라인 근사화 방법(cubic spline approximation)으로 나눌 수 있다. 본 논문은 기존에 제안된 기저선 동요 제거 방법들 즉, 선택적인 선형 근사화 방법과, 3차 스플라인 보간법, 6차 다항식 곡선 조정(6th polynomial curve fitting) 방법, 쌍선형 널 위상 필터(bilinearly transformed null-phase filter)<sup>(2,5)</sup>들에 대한 장, 단점을 파악한 후, 개선된 기저선 제거 방법(CS\_PR & TP)을 제안하고자 한다. 또한 기저선 동요의 발생 유무에 대한 자동적 검출과 심전도 신호의 등전위면인 PQ세그먼트와 TP 세그먼트의 결정 과정도 제안하였다. 객관적인 성능 평가를 위하여 우선 그림 1과 같은 기저선 동요가 없는 기준 심전도 신호에 그림 2와 같은 4가지 형태의 인위적으로 만든 기저선 동요를 첨가한 신호에 각 필터 방법을 적용하여 기저선 동요 레벨을 평가한다(그림 3). 또한 기저선이 제거된 신호의 진폭 히스토그램과 RMSE를 조사함으로써 본 논문에서 제안한 방법이 가장 최적으로 기저선 동요 레벨을 평가함을 알 수 있다.

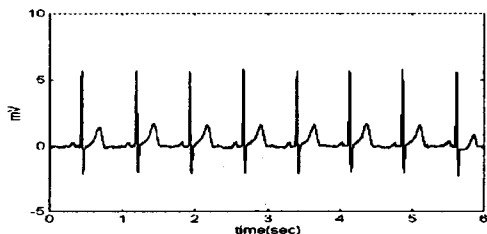


그림 2. 기저선 동요가 없는 기준 심전도 신호  
Fig. 2. Drift-free reference ECG signal.

**60Hz 전원 잡음 평가 및 제거기**

약간의 전기적인 잡음 신호가 존재하여도 표준 심전도 해석에서는 큰 오차를 발생시킨다. 특히 P

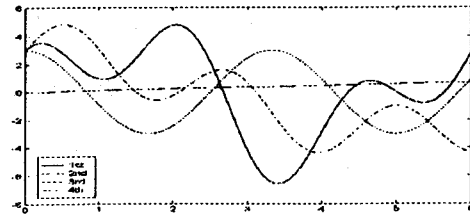
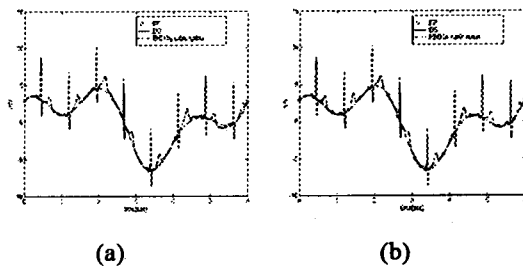


그림 3. 인위적으로 만든 4가지 형태의 기저선레벨  
Fig. 3. Four types of artificial baselines

파와 Q파는 각각 부정맥(arrhythmia)과 경색증(infarction)의 진단에 있어서 중요한 진단 파라미터가 되는데, 이 파들의 진폭과 간격은 잡음의 성분과 유사한 작은 진폭과 간격을 갖기 때문에 잡음에 의해 왜곡되는 경우에는 부정확한 검출로 진단 결과의 오류를 초래할 수 있다. 또한 전도 검출(conduction detection)과 전해 불균형(electrolyte imbalance) 측정에 중요한 파라미터인 QRS 컴플렉스와 QT 간격의 측정에 있어서도 잡음에 의해 왜곡되는 경우 정확한 간격을 측정할 수 없다(7).

심전도 신호에서 중요한 전기적인 잡음 신호는 전원 라인 전위에 의해 발생하는 50Hz 또는 60Hz 주파수 성분을 갖는 변조 파형이다. 전원 잡음은 전기적인 성분과 자기적인 성분으로 나눌 수 있다. 자기적인 성분은 전원 장치의 변환기에 의해 발생하는 것으로, 높은 고조파 성분을 갖는다. 전기적인 성분은 신체에 부착되는 전극의 변위전류를 포함하는데, 이 성분은 특정한 주파수에 집중되어 있는 특성을 가지고 있다. 현재 많은 심전도 기록 장치에서는 아날로그 증폭 단에서 큰 공통 모드 제거비(CMRR)를 갖는 차동 증폭기를 사용하여 전원 잡음을 줄이지만 피부와 전극 사이의 임피던스 불균형에 의한 전원 잡음은 계속 남아 있게 되는데 이러한 잡음 성분을 줄이기 위하여 디지털 필터가 널리 사용된다.



## 심전도 자동진단 알고리즘 및 장치구현(II)

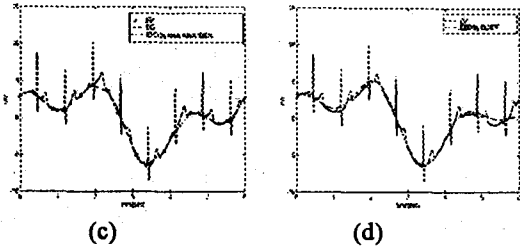


그림 3. 인위적으로 만든 기저선 동요를 첨가한 심전도 신호에 대한 기저선 동요 레벨의 평가 결과 (a)CS\_PQ (b)CS\_PQ & TP (c)LI\_PQ&TP (d)BLNPF

심전도 신호에서 전원잡음을 제거하기 위하여 지금까지 연구된 디지털 필터를 구분하면 다음과 같이 4가지로 분류 할 수 있다. ①저역통과필터(lowpass filter), ②협대역 제거필터(narrow-band-rejection filter), ③적응필터(adaptive filter), ④증가평가필터(incremental estimation filter)<sup>(6-11)</sup>. 이중 저역통과필터방법은 차단주파수를 50/60Hz 이하로 하여 그 이상의 주파수 성분을 제거하기 때문에, 50/60Hz 근처와 그 이상의 심전도 성분도 제거된다. 현재 전원 잡음 제거를 위한 대부분의 디지털 필터에서는 이 방법을 사용하지 않기 때문에 본 논문에서는 이 필터에 대한 설명은 제외하였다. 본 논문은 협대역 제거필터, 적응필터 및 증가평가필터(IEF) 방법에 대한 구조와 성능을 60Hz 전원잡음 성분과 유사하게 인위적으로 만든 데이터와 실제적인 심전도 데이터를 시간과 주파수 영역 해석을 통해 비교 평가하고, 각 필터의 장점과 단점을 파악하여 개선된 성능을 갖는 AIEF필터 방법을 제안한다. 그림 4는 제한된 AIEF필터의 블록선도를 나타낸 그림이다. 그림 5은 전원 잡음이 없는 심전도 신호에 대한 각 전원잡음 필터의 영향을 나타낸 그림이고, 그림6은 CSE 데이터 셋 3중 전원 잡음 성분이 있는 것으로 평가된 10개의 데이터에 대하여 필터 전,후 신호의 차에 대한 절대값의 평균과 표준 편차를 필터 폭을 결정하는 파라미터 값들에 대한 함수로 나타낸 그림이다.

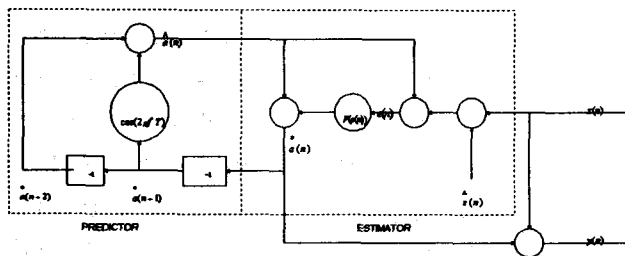


그림 4 IEF 필터의 블록선도

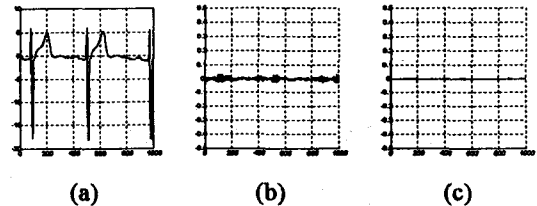


그림 5. 전원 잡음이 없는 파형에서의 필터의 영향 (a)전원 잡음이 없는 원 심전도 파형 (b) IEF 방법에 의해 필터링 한 후 신호와 원래의 신호와의 차이(15배 확대) (c) AIEF 방법에 의해 필터링한 후 신호와 원래 신호와의 차이 (15배 확대)

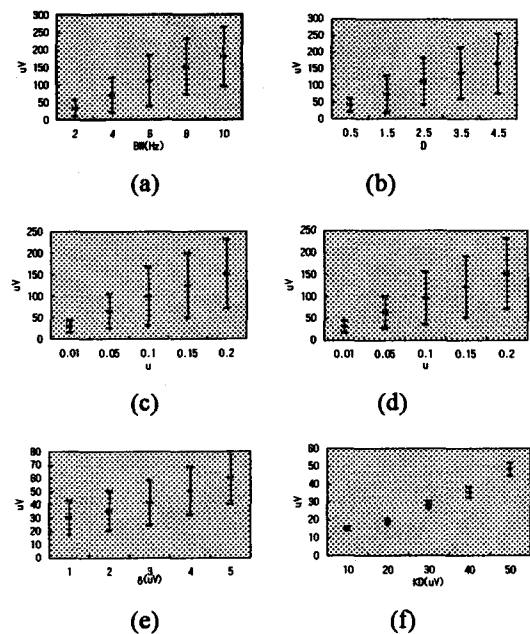


그림 6 QRS 컴플렉스 내에서 필터 전, 후 신호의 차에 대한 절대값의 평균과 표준 편차를 필터 폭 결정 파라미터에 대한 함수로 나타낸 그래프 (a) Lynn 필터 (b) Weaver 필터 (c)적응 필터(60Hz) (d) 적응 필터(60Hz고조파) (e)IEF (f)AIEF

### 근 잡음,스파이크 성분 평가 및 제거기

근 잡음은 넓은 대역에 걸친 주파수 특성을 나타내며,실제적인 진폭을 가지고 있다.또한 스파이크 성분은 수 ms 이내의 아주 짧은 간격에 바늘 모양으로 발생하는 특성이 있는데, 이는 외부기기에 유입되는 경우(대부분이 기저선에 발생)와 페이스메이커에 의해 발생하는 경우(대부분이 QRS 컴플렉스상에 발생)로 나눌 수 있다.

일반적으로 널리 사용되는 근 잡음 제거 방법으

로는 저역 통과 필터, 적응 필터 또는 유사한 신호끼리의 응집 평균(coherent average)을 이용한 방법이 있다. 그러나 저역 통과 필터나 적응 필터는 필터 특성에 따라서 QRS 컴플렉스에 왜곡을 가져올 수 있으며, 응집 평균을 구하기 위해서는 우선 QRS 컴플렉스 검출 및 특성 표시 과정을 거쳐야 하는 단점이 있다. 또한 필터링 과정은 반드시 지나친 잡음 성분 때문에 정확한 진단을 수행하기 어려울 경우에만 적용해야 한다. 잡음 성분이 없는 심전도 신호에 대한 필터링의 수행은 원 신호의 왜곡을 불러일으키기 때문에 필터링 과정을 수행할 경우에는 정확한 잡음 성분의 검출이 선행되어야 한다. 자동 진단에 있어서 페이스 메이커 리듬 분석뿐만 아니라 정확한 QRS 컴플렉스의 검출을 위해서도 스파이크의 검출은 매우 중요하다. 스파이크 검출은 QRS 컴플렉스 검출 과정 전에 수행되어, 스파이크에 대한 정보를 이용하여 QRS 컴플렉스와 스파이크를 구분해야 한다. QRS 컴플렉스 검출의 성능은 스파이크 검출 성능에 크게 의존한다. 본 논문은 근 잡음 제거를 위한 포물선 필터 방법을 제시하고, QRS 컴플렉스의 왜곡을 최소화 하면서 최적의 잡음 제거를 위한 필터 폭 결정을 위하여 근 잡음 성분과 유사한 진폭을 갖는 100uV의 RMS 값을 갖는 정규화된 가우시안 랜덤 잡음을 원 신호에 첨가하여 원 신호의 왜곡 정도와 잡음 성분 제거 정도를 실험적으로 평가하였다. 또한 정확한 스파이크 검출을 위하여 새로운 검출 파라미터 및 검출 알고리즘을 이용하여 정확한 스파이크 검출을 수행하였다. 그림 7은 100uV의 가우시안 랜덤 잡음을 추가한 100개의 심전도 신호에 9,11,13,15,17점 필터 폭을 갖는 포물선 필터를 거친 후, 평가된 잡음 신호의 RMS평가에 대한 평균과 표준편차를 나타낸 결과이다.

$$pulse(l,m) = \frac{\left| \sum_{i=m-5}^{m-1} y(l,i)/5 \right| + \left| \sum_{i=m+1}^{m+5} y(l,i)/5 \right|}{maxpk(l,m)} \quad (1)$$

여기서 maxpk(l,m)은 리드 l에서 m(m=1,2,...n)번째 maxpk를 나타내며, y(l,i)는 원신호 리드 l에서 i번째 진폭을 나타낸다.

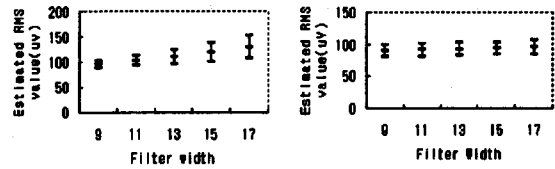


그림 7 100uV의 가우시안 랜덤 잡음을 추가한 100개의 심전도 파형에 9,11,13,15,17점 필터 폭을 갖는 포물선 필터를 거친 후, 평가된 잡음 신호의 RMS평가에 대한 평균과 표준편차. (a)QRS 컴플렉스를 포함한 파형에 대한 결과 (b)QRS 컴플렉스를 제외한 나머지 신호에 대한 결과

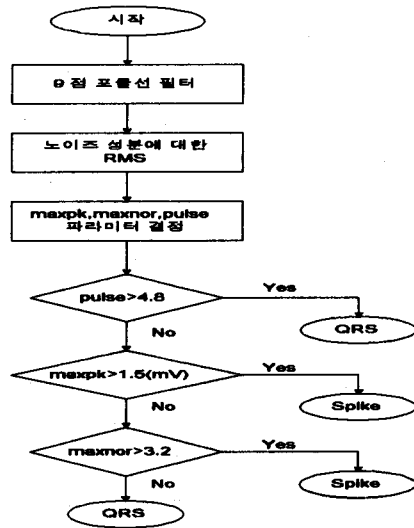


그림 8 스파이크 검출 흐름도

다음은 스파이크 검출을 위해 제안된 3개의 파라미터들 이며, 그림 8는 이와같은 파라미터를 이용한 스파이크 검출 흐름도를 나타낸 그림이다.

1. maxpk 파라미터: 설정한 문턱치(4xRMS)를 넘는 점을 중심으로 좌우 80ms에서 최대값
2. maxnor 파라미터: RMS에 대한 maxpk의 정규값
3. pulse 파라미터: maxpk를 갖는 위치에 대한 원 신호의 좌우 5개 진폭에 대한 평균의 절대값을 maxpk로 나눈값으로 식 (1)과 같다.

### 결론

본 논문은 YECGA에서 사용되는 잡음성분 제거 기로서 다음과 같이 세가지의 필터 방법에 대한 결론을 얻을 수 있었다. 1. 제안된 4가지의 기저선 동요 제거 알고리즘에 대한 성능 평가를 통해 심전도 신호의 등전위 면인 PQ 세그먼트와 TP 세그먼트를 기준점으로 설정한 후 3차 스플라인 보간법을 이용한 결과가 가장 최적으로 기저선 동요

레벨을 근사화 함을 알 수 있었다. 또한 기저선 동요의 유,무 검출을 위한 기준을 마련 함으로서, 기저선 동요가 없는 경우에 기저선 동요 제거를 수행 함으로서 발생하는 신호의 왜곡 현상과 시간적 손실을 줄일 수 있었다. 2. 제안된 5가지의 60Hz 전원 잡음 제거 알고리즘의 성능 평가를 통해 본 논문에서 제안된 AIEF(advanced incremental estimation filter)가 QRS 컴플렉스에 발생하는 왜곡을 최소화 하면서 가장 우수한 제거 성능을 나타냄을 알 수 있었다. 또한 다른 필터 방법보다도 AIEF 필터가 가장 빠르게 안정 상태로 수렴하기 때문에 심전도 자동 진단 장치와 같이 비교적 짧은 시간의 신호를 이용하는 시스템에 적합함을 알 수 있었다. 3. 제안된 포물선 필터의 성능 평가를 통하여 11점 필터 쪽을 갖는 포물선 필터가 가장 우수한 근 잡음 제거 성능을 나타냄을 알 수 있었으며, 제안된 스파이크 검출 알고리즘을 이용하여 99.7%의 검출율을 얻을 수 있었으며 또한 QRS 컴플렉스가 스파이크로 인식되는 경우를 최소화 하였다.

#### 참고문헌

- [1]C.D. MacManus, U. Teppner, and D.Neubert, "Estimation and removal of baseline drift in the electrocardiogram", *Comp. & Biomed Res.* vol 18, pp1-9,1985
- [2]JA van Alste, 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. Biomed. Eng.* vol 32, 1052-1060,1985
- [3]E.W. Pottala, J.J. Bailey, et al, "Suppression of baseline wander in the ECG using a bilinearly transformed, null phase filter, *Jour. Electrocardiology*, vol 22, pp 243-247,1989
- [4]R.A. Frankel, E.W. Pottala, et al, "A filter to suppress ECG baseline wander and preserve ST-segment accuracy in a real-time environment",*Jour. Electrocardiology*, vol 24, pp 315-323,1991
- [5]Mortara,DW."Digital filters for ECG signals", *Proc. Computer in Cardiology*,1977,pp.511-514
- [6]Huhta,J.C, and Webster.J.G,"60Hz interference in electrocardiography", *IEEE Tras.Biomed. Eng.*, vol 20, pp.91-95, 1973
- [7]Lynn,P.A.,"Recursive digital filter for biological signals",*Med. Biol. Eng.* vol 9.,pp.37,1971
- [8] Weaver,C.S., and Lawrence, R.W.,"Digital filtering with applications to electrocardiogram processing", *IEEE Trans., Audio Electroacoust.* vol 16(3), 1968
- [9]Thakor,and Zhu.,"Application of adaptive filtering to Eelctrocardiogram analysis:Noise cancellation and arrhythmia detection", *IEEE Trans., Biomed. Eng.*, vol 38, pp.248-254
- [10]Cramer,E., Mcmanus,C.D., and Neubert, D.,"Estimation and removal of power line interference in the electrocardiogram: A comparison of digital approaches" *Comput. Biomed. Res.* vol.20,pp12-19,1987
- [11]Kors,J.A.,"Interference Removal with an Improved Incremental Estimation Filter",*Meth. Inform. Med*, vol 33,pp.15-19,1994