

ST세그먼트 검출성능향상을 위한 종속 적응필터의 설계

박 광 리 · 이 경 중

=Abstract=

Design of a Cascade Adaptive Filter for the Performance in Detection of ST Segment

Kwang Li Park, Kyoung Joung Lee

This paper is a study on the design of the cascade adaptive filter (CAF) for baseline wandering elimination in order to enhance the performance of the detection of ST segments in ECG.

The CAF using Least Mean Square (LMS) algorithm consists of two filters. The primary adaptive filter which has the cutoff frequency of 0.3Hz eliminates the baseline wandering in raw ECG. The secondary adaptive filter removes the remnant baseline wandering which is not eliminated by the primary adaptive filter. The performance of the CAF was compared with the standard filter, the recursive filter, and the adaptive impulse correlated filter (AICF). As a result, the CAF showed a lower signal distortion than the standard filter and the AICF. Also, the CAF showed a better performance in noise elimination than the standard filter and the recursive filter. In conclusion, considering the characteristics of the noise elimination and the signal distortion, the CAF shows a better performance in the removal of the baseline wandering than the other three filters and suggests the high performance in the detection of ST segment.

Key words : cascade adaptive filter, baseline wandering elimination, LMS algorithm, signal distortion, noise elimination

서 론

심전도 신호처리시 심전도 신호에 섞여 있는 60Hz잡음, 기저선 변동, 근잡음을 제거하기 위해 필터를 이용하여 신호를 전처리한다. 이 때 심근허혈이나 심근경색과 같은 심장질환의 진단 파라미터인 ST 세그먼트를 정확히 검출하기 위해서는 기저선 변동의 제거가 필수적이다¹⁾. ST 세그먼트는 저주파 성분으로써 기저선 변동과 같은 저주파 잡음과 주파수 대역이 겹치는 경우 잡음을 제거하기 위해 설계한 필터에 의해 왜곡이 발생하게 되므로 정확한 ST 세

그먼트의 검출에 어려움을 준다. 따라서 기저선 변동 제거를 위한 필터 설계시 신호 왜곡을 최소화하는 것은 정확한 ST세그먼트의 검출을 위해 매우 중요하다.

기저선 변동을 제거하기 위한 필터로는 FIR필터, IIR필터²⁾, cubic spline 필터³⁾, 그리고 적응필터⁴⁾가 일반적으로 사용되고 있다. FIR필터나 IIR필터는 차단 주파수 대역 내에서는 잡음제거 특성이 좋고 신호왜곡도 적지만 차단 주파수 대역을 넘는 기저선 변동은 제거할 수 없으며, 차단 주파수를 크게 할 경우 신호의 왜곡이 발생되므로 정확한 진단 파라미터를 검출할 수 없게 된다. Cubic spline 필

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

† 본 연구는 1995년도 연세대학교 학술연구비에 의해 이루어졌음.

통신저자: 박광리, (222-701) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234, Tel. (0371) 760-2133, Fax. (0371) 760-2197

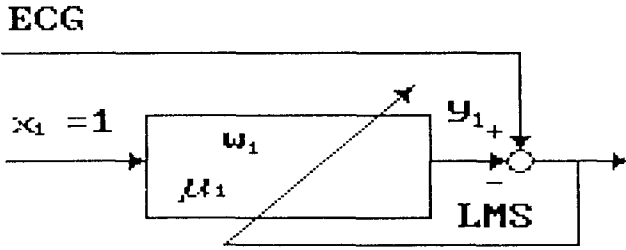


그림 1. 초단 적응필터의 구조
Fig. 1. Structure of the primary adaptive filter

터는 신호의 왜곡도 없고 기저선 변동이 적은 경우에는 효과적으로 제거할 수 있지만 기저선 변동이 급격하거나 신호의 샘플링 간격이 넓은 경우에는 큰 오차를 발생시키는 단점을 갖고 있으므로 실제 진단을 위해서는 사용이 어렵다. 적응필터는 기존의 신호처리와는 달리 시변(time-varying) 시스템에서 신호 조건의 변화에 따라 적응적으로 대처할 수 있는 장점 때문에 여러 분야에서 응용되고 있으며, 최근 심전도 신호 처리분야에서도 많이 사용되고 있다⁵⁾. 적응필터는 고정된 주파수에 상관없이 잡음제거가 가능하지만 수렴계수에 따라 신호의 왜곡이 심해지는 단점이 있다⁶⁾.

이에 본 논문에서는 고정된 차단주파수에서의 단점을 극복하고 효과적인 기저선 변동을 제거하기 위해 심전도 신호의 왜곡을 최소화한 종속 적응 필터를 설계하고 표준 디지털 필터, 가역필터, 그리고 AICF(Adaptive Impulse Correlated Filter)와의 성능비교를 통해 유용함을 보이고자 한다.

종속 적응필터의 설계

1. 초단 적응필터의 설계

초단 적응필터는 ST세그먼트의 검출을 위해 종속 적응 필터를 설계할 때 후단 적응필터에서 필요로하는 R점의 위치를 효율적으로 검출하기 위해 0.3Hz이하의 기저선 변동만을 먼저 제거하도록 설계한다. 초단 적응필터는 기저선 변동이 있는 심전도 신호를 주입력(primary input)으로 인가하고, 주입력에 포함된 기저선 변동과 상관성 있는 잡음을 기준입력(reference input)으로 인가한다.

그림 1과 같이 구성된 초단 적응필터는 주입력과 기준입력의 오차 e_1 이 최소가 되도록 가중치 w_1 을 조정하는 LMS 알고리즘에 근거하며^{7, 8)}, 식(1)과 같이 가중치를 설

정한다.

$$w_1(k+1) = w_1(k) + 2\mu_1 e_1(k) x_1(k) \quad (1)$$

여기서 x_1 은 초단 적응필터에서의 기준입력이고, μ_1 은 초단 적응필터에서의 수렴계수이다. AHA(American Heart Association)에서 ST 세그먼트의 왜곡을 방지하기 위해 추천한 0.8Hz이하의 차단 주파수를 갖도록 하기 위하여 식(2)에 의해 샘플링 주파수 f_s 가 240Hz 일 때, $\mu_1 = 0.00393$ 으로 하여 차단 주파수 f_c 가 0.3Hz가 되도록 설계하였다⁹⁾.

$$f_c = \frac{\mu_1}{\pi} f_s \quad (2)$$

2. 잡음구간 설정을 위한 R파 검출

후단 적응필터를 설계할 때 신호의 왜곡을 최소화하기 위해서는 잡음구간과 신호구간을 설정해야 한다. 이 구간은 R파를 기준으로 설정이 되므로 정확한 R파 검출 알고리즘이 필요하다. 이에 본 연구에서는 입력신호에 미분을 취한 후 가변 문턱치 적용방법을 이용하여 QRS 콤플렉스와 R파를 검출하는 방법을 이용한다¹⁰⁾. 검출된 R파를 근거로 P-QRS-T까지의 범위는 영('0')의 값을 갖는 신호구간으로 설정하고, 나머지 T-P 범위는 상수('1')를 갖는 잡음구간으로 설정한다. R-R 간격이 변화함에 따라 각 구간을 적응적으로 설정할 수 있도록 한다¹¹⁾.

3. 후단 적응필터의 설계

그림 2는 후단 적응필터의 구조이며, 후단 적응필터는 초단 적응필터에서 제거된 0.3Hz이하의 기저선 변동외에 남아 있는 기저선 변동을 제거함으로써 효과적인 ST세그먼트를 검출할 수 있도록 설계한 필터이다. 이 때 ST 세그먼트에서 발생하는 신호왜곡을 최소화하기 위하여 신호구간과 잡음구간을 구분하여 잡음구간에 인가된 상수('1')만이 후단 적응필터의 가중치를 설정하는데 관여하게 한다.

즉 후단 적응필터는 초단 적응필터를 통과한 필터출력을 주입력으로 인가하고, 기준입력은 P-QRS-T까지의 신호구간에는 영('0')을 인가하고 나머지 T-P까지의 잡음구간에는 상수('1')를 인가한다. 후단 적응필터의 구현을 위해 LMS 알고리즘을 사용하였으며, 가중치는 매샘플마다 변화시키지 않고 개수는 20개로 설정한 후 주입력의 20샘플마다 가중치를 변화시킴으로써 임펄스 신호가 인가된 기준입력만이 가중치를 조정하게 설계하였다. 심전도 신

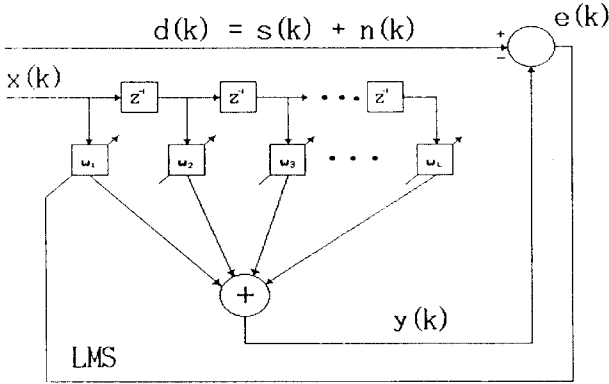


그림 2. 후단 적응필터의 구조
Fig. 2. Structure of the secondary adaptive filter

호가 빈맥 (120회/분)일 경우, 240Hz 샘플링 주파수에서 T-P 구간의 가중치 개수는 약 40개이고, 이 범위내에서 가중치 개수를 설정하는 것이 오차를 최소화하는데 효율적이므로, 본 논문에는 20개의 가중치를 설정하였다. 또한 수렴계수는 표준필터의 왜곡도보다 낮은 왜곡도를 갖도록 설정하였다. 입력신호 $d(k)$ 는 원하는 신호 $s(k)$ 와 초단 적응필터에서 제거되지 못한 잡음 $n(k)$ 를 포함하고 있다.

$$d(k) = s(k) + n(k) \tag{3}$$

필터 입력신호 $x(k)$ 는 $n(k)$ 와 상관성 있는 잡음으로서,

$$x(k) = x((m-1)L + l), \tag{4}$$

($m = 1, \dots, N, L = \text{샘플 개수}, l = 1, \dots, L$)

과 같으며 잡음구간에는 '1'을 신호구간에는 '0'을 인가한다. 필터의 출력은 식 (5)와 같이 필터 입력과 가중치의 곱으로 표시된다.

$$y(k) = \sum_{i=1}^L w_i(k)x(k-i-1) = W_k^T X_k, \tag{5}$$

($W_k = [w_{1k} \ w_{2k} \ \dots \ w_{Lk}]^T$)

식 (5)에 LMS 알고리즘을 적용하면, 오차 $e_s(k)$ 는 초단 적응필터의 출력 $d(k)$ 과 후단 적응필터의 출력 $y(k)$ 의 차이로 식 (6)과 같이 표시되고

$$e_s(k) = d(k) - y(k) = s(k) + n(k) - y(k) \tag{6}$$

오차의 제곱에 대한 기대값 ξ

$$\xi = E[e_s(k)^2] = E[d(k)^2] + E[(n(k) - y(k))^2] + 2E[d(k)(n(k) - y(k))] \tag{7}$$

이 되며, 원하는 신호에 포함된 잡음은 원하는 신호와는 상관성이 없으므로, 기준입력에 인가된 상관성 있는 잡음만을 고려하면, 식 (7)은

$$\xi = E[d(k)^2] + E[(n(k) - y(k))^2] \tag{8}$$

이 된다. 평균제곱오차를 최소화하기 위해 LMS 알고리즘을 적용하면, 후단 필터의 가중치는 식 (9)로 표시된다.

$$w_2(k+1) = w_2(k) + 2\mu_e e_s(k)x_2(k-i+1) \tag{9}$$

결과 및 고찰

본 논문에서 설계한 중속 적응필터의 성능을 평가하기 위한 비교대상 필터로 0.5Hz의 차단주파수를 갖는 표준필터와 대역폭이 1.79Hz이고 DC, 60Hz 및 고조파를 제거할 수 있는 가역필터, 그리고 AICF를 이용하였다. ST 세그먼트의 왜곡도와 주파수 스펙트럼에서의 평균전력을 중속 적응필터의 성능평가 파라미터로 설정하여 실험하였다. 실험 데이터는 MIT/BIH 데이터 베이스와 Marquette사의 MAC-15 실제 임상 데이터를 사용하였으며 샘플링 주파수는 240Hz로 재구성하였다.

1. 주파수 스펙트럼 분석

그림 3, 그림 4, 그림 5, 그림 6는 기저선 변동이 심한 실제 임상 데이터 176raw에 대한 각 필터의 주파수 특성을 나타내고 있다.

그림 3, 그림 4, 그림 5, 그림 6에서 (a)는 입력신호의 주파수 스펙트럼, (b)는 필터의 출력신호에 대한 주파수 스펙트럼, (c)는 제거된 잡음에 대한 주파수 스펙트럼이고, (d)는 필터의 전달함수를 나타낸다. 각 그림의 (a), (b), (d)는 심전도에서의 ST 세그먼트의 영향을 알아보기 위하여 0~5Hz까지의 저주파 영역을 고려했으며, ST 세그먼트의 왜곡을 방지하기 위해서 필터는 AHA에서 권장한 0.8Hz 이하의 차단 주파수를 가져야 하므로, 각 그림의 (c)는 0.8Hz를 중심으로 잡음제거 특성을 알아보기 위하여 0~1.5Hz까지의 주파수 대역을 고려하였다.

그림 3의 (d)는 가역필터에 비해 신호왜곡이 심한 것을

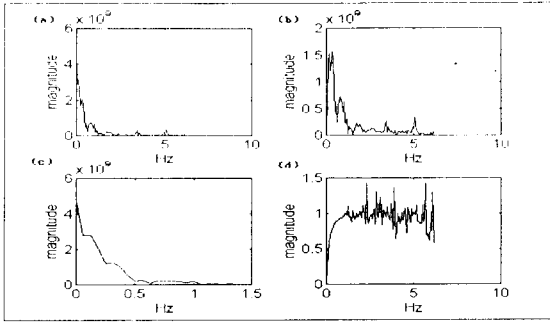


그림 3. 표준필터의 주파수 스펙트럼 (176raw)
Fig. 3. Frequency spectrum of the standard filter

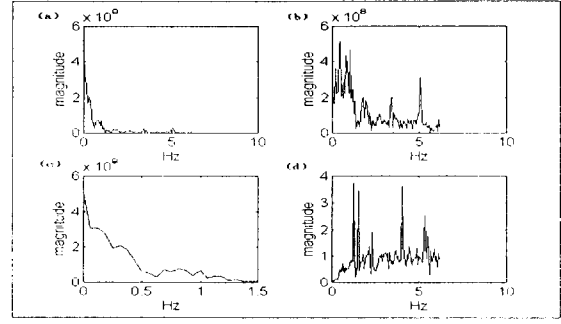


그림 5. AICF의 주파수 스펙트럼 (176raw)
Fig. 5. Frequency spectrum of the AICF

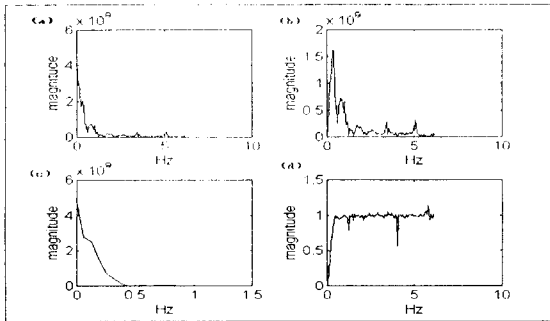


그림 4. 가역필터의 주파수 스펙트럼 (176raw)
Fig. 4. Frequency spectrum of the recursive filter

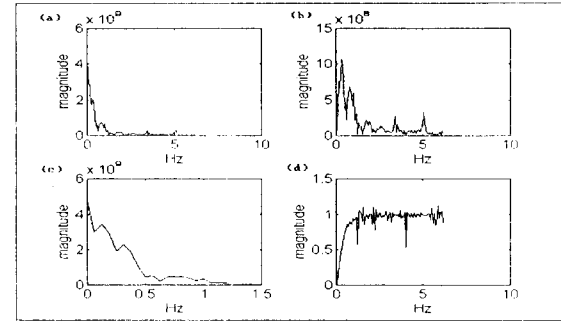


그림 6. 종속 적응설계의 주파수 스펙트럼 (176raw)
Fig. 6. Frequency spectrum of the cascade adaptive filter

보여주지만 잡음제거 특성은 더 좋다. 그림 4의 (d)는 신호 왜곡이 매우 적고 전달함수 특성이 선형적이지만, (c)에서 잡음제거 특성이 좋지 않은 것을 볼 수 있다. 그림 5의 (d)는 표준필터나 AICF에 비해 선형적인 전달함수 특성을 보여주고 있으며, 신호의 왜곡도 적은 것을 볼 수 있다. 그림 6의 (c)에서 적응필터보다 잡음제거 특성이 우수하게 평가될 수 있지만 (d)는 전달함수 특성이 비선형적이며, 신호왜곡이 큰 것으로 나타났다.

각 그림의 (b)는 필터링된 출력에 대한 주파수 스펙트럼으로써 잡음구간(0.8Hz이하)의 주파수 성분을 보면 AICF가 가장 낮게 분포되어 있고, 종속 적응필터, 표준필터, 가역필터 순으로 낮게 분포됨을 볼 수 있다. 각 그림의 (c)에서 잡음대역에서의 주파수 스펙트럼 평균전력을 보면 종속 적응필터가 2.06×10^8 으로써 가역필터의 1.63×10^8 , 표준필터의 1.86×10^8 과 비교할 때 잡음제거 특성이 우수하였지만 AICF의 2.35×10^8 보다는 좋지 않았다(표 4 참조).

2. 왜곡도 비교

기저선 변동의 제거는 정확한 ST 세그먼트의 검출과 밀접한 관계를 갖기 때문에 신호의 왜곡을 최소화하는 것이 매우 중요하다. MIT/BIH 데이터 베이스와 실제 임상 데이터를 이용하여 ST 세그먼트 왜곡도를 측정하였다. 왜곡도는 PR 세그먼트의 후단부와 ST 세그먼트의 시작부인 J점에서의 차이를 측정하였다¹²⁾.

표 1, 표 2는 MIT/BIH 데이터 베이스와 환자 데이터에서 정상파형만을 실험한 결과이다. 기저선 변동이 있을 경우에는 기저선 변동이 원래 신호에 왜곡을 유발시키고 왜곡도 측정이 부정확해지기 때문에 정상 파형만을 선택하여 실험하였다. 가역필터는 선형적인 특성이 좋기 때문에 종속 적응필터에 비해 왜곡도가 낮지만 급격한 기저선 변동을 제거할 수 없는 단점이 있고, ACIF는 기저선 변동 제거에는 좋은 특성을 갖고 있지만 왜곡도는 종속 적응필

표 1. MIT/BIH 데이터 베이스를 사용한 왜곡도 평가

Table 1. Estimation of the signal distortion level using MIT/BIH data base (단위 : mV)

필터종류 데이터	표준필터	가역필터	AICF	중속 적응필터
T100	437.5	308.1	881.2	427.3
T101	422.9	175.3	721.6	346.5
T117	600.0	401.1	664.9	537.1
T123	557.7	223.4	794.4	463.5
T124	413.5	345.6	922.4	400.0
T213	911.9	559.5	1237.9	810.9
T215	701.3	232.8	912.3	607.8
T222	640.0	156.3	853.1	454.1
T230	689.0	315.8	840.0	702.1
T234	535.4	247.7	963.0	542.7
평균	590.9	296.6	879.1	529.2

표 2. 환자 데이터를 사용한 왜곡도 평가

Table 2. Estimation of the signal distortion level using patient data (단위 : mV)

필터종류 데이터	표준필터	가역필터	AICF	중속 적응필터
12 raw	304.1	248.3	597.6	306.9
18 raw	360.0	232.6	402.5	325.6
21 raw	355.3	313.7	545.5	350.8
25 raw	1131.1	656.3	1171.8	692.3
30 raw	164.4	89.6	314.7	101.1
31 raw	515.6	389.3	833.3	600.6
184 raw	1774.1	1422.7	2037.1	1741.9
평균	657.8	478.9	843.2	588.4

터에 비해 높게 나타났다. 결과적으로 중속 적응필터는 표준필터나 AICF보다 왜곡도 측면에서 우수하게 평가되었으나, 가역필터보다는 성능이 좋지 않았다.

3. 제거된 잡음의 평균전력 비교

표준필터나 가역필터와 같은 고정된 차단 주파수를 갖는 디지털 필터의 단점은 차단 주파수 외의 잡음성분에 대

표 3. MIT/BIH 데이터베이스를 사용한 제거된 잡음의 평균전력

Table 3. Average power of the eliminated noise using MIT/BIH data base (단위 : 10⁸)

필터종류 데이터	표준필터	가역필터	AICF	중속 적응필터
T 113	1.39	1.35	1.87	1.54
T 115	0.94	0.59	1.41	1.04
T 116	1.37	1.27	1.68	1.52
T 121	1.00	0.89	1.50	1.11
T 202	1.47	1.33	1.97	1.63
T 203	1.39	1.27	1.94	1.54
T 208	1.59	1.45	2.09	1.76
T 210	0.34	0.31	0.79	0.38
T 212	1.08	0.75	1.37	1.19
T 222	1.42	1.27	1.71	1.57
T 234	1.51	1.34	1.75	1.63
평균	1.23	1.21	1.64	1.36

표 4. 환자 데이터를 사용한 제거된 잡음의 평균전력

Table 4. Average power of the eliminated doise using patient data (단위 : 10⁸)

필터종류 데이터	표준필터	가역필터	AICF	중속 적응필터
12 raw	1.81	1.66	2.41	2.00
21 raw	1.37	1.23	1.77	1.51
132 raw	1.59	1.45	2.08	1.75
159 raw	1.83	1.66	2.33	2.02
171 raw	1.73	1.58	2.16	1.91
173 raw	1.57	1.44	1.98	1.74
176 raw	1.86	1.63	2.35	2.06
평균	1.68	1.52	2.15	1.86

한 제거가 어렵다는 점이다. 적응필터의 경우 시변적으로 변하는 파형에 따라 가중치를 변화시키면서 잡음을 제거하기 때문에 잡음제거 특성이 디지털 필터에 비해 우수하다.

본 연구에서 ST 세그먼트 왜곡을 일으키지 않기 위한 필터의 차단 주파수 범위는 0.8Hz이므로, 0.8Hz이하 주파수 대역에서의 잡음제거 특성을 알아보기 위하여 각 주파수에서의 전력에 대한 평균을 취하였다²⁾. 표 3, 표 4는

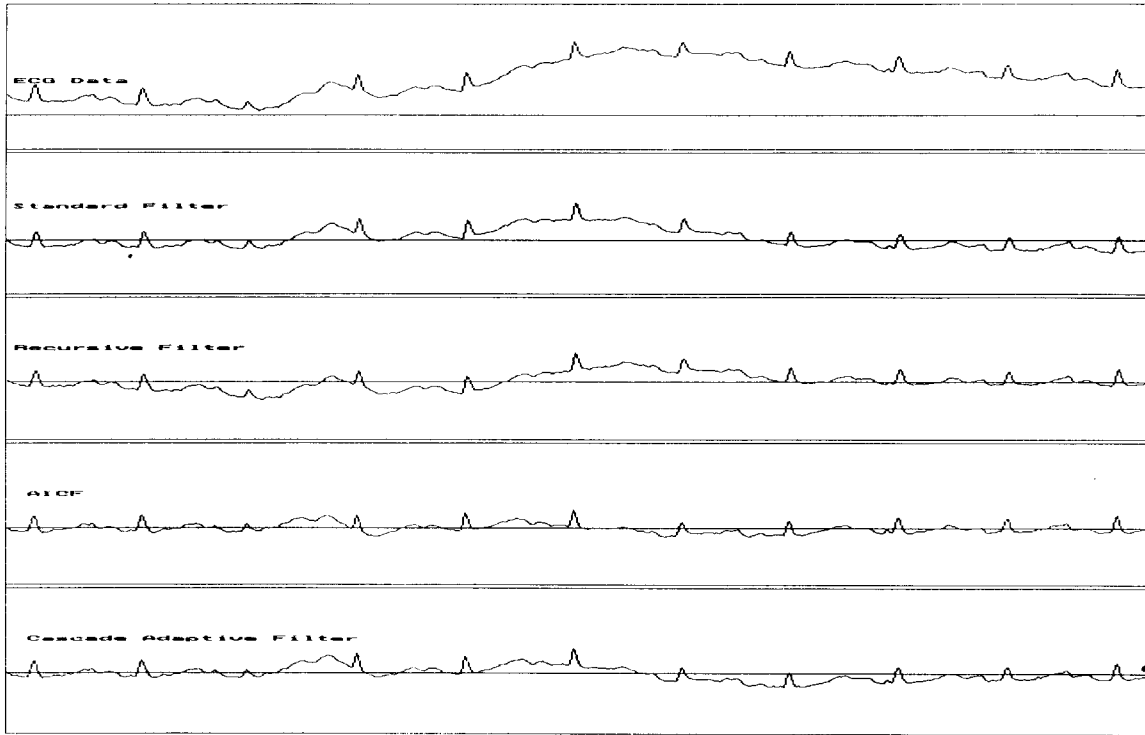


그림 7. 필터링된 출력파형 비교(176raw)
 Fig. 7. Comparison of the filtered output signal (176raw)

MIT/BIH 데이터 베이스와 환자 데이터에서 기저선 변동이 있는 데이터를 선택하여 주파수 평균전력을 비교한 결과이다. 표 3, 표 4에서 전력잡음제거 특성은 종속 적응필터가 고정된 차단 주파수를 가지고 있는 표준필터나 가역필터와 같은 디지털 필터에 비해 잡음성분을 많이 제거하였지만, AICF에 비해서는 낮은 수치를 보였다. AICF는 기저선 변동을 많이 제거하지만 왜곡도 측면에서는 표준필터에 비해 왜곡도가 너무 크기 때문에 임상에 사용하기는 어렵다.

상기의 결과를 종합해 보면, 본 연구에서 설계한 종속 적응필터는 왜곡도가 AHA에서 권장한 표준필터에 비해 우수하고, 잡음을 제거하는 성능도 가역필터나 표준필터에 비해 좋게 설계되었다.

4. 결과 파형 비교

그림 7은 기저선 변동이 심한 환자 데이터 176raw에 대한 결과 파형이다.

그림 7에 의하면 AICF가 기저선 변동을 가장 많이 제거하였고, 본 연구에서 설계한 종속 적응필터도 표준필터나

가역필터에 비해 우수한 성능을 나타내고 있다. 그러나 표 1에서도 볼 수 있듯이 AICF는 ST 세그먼트의 왜곡이 너무 심하기 때문에 실제 진단에 응용하기는 부적합하다.

그림 8은 비교적 기저선 변동이 적은 환자 파형을 이용하여 신호의 왜곡도를 실험한 결과파형으로서 표준필터, 가역필터, 종속 적응필터는 원래 신호에 대해 왜곡이 거의 없는 반면 AICF는 심한 왜곡현상을 나타내고 있다.

적응필터를 설계할 때는 잡음을 제거하기 차단 주파수를 선정하는 것과 신호왜곡을 최소화할 수 있도록 수렴계수를 설정하는 것이 매우 중요하다. 수렴계수인 μ 는 필터의 수렴속도나 차단 주파수 대역과 의존성을 갖고 있기 때문에 본 연구에서 후단 적응필터를 설계할 때 신호의 왜곡도와 기저선 변동 제거 특성을 고려해서 최적의 수렴계수를 선정하였다. 수렴계수가 너무 크면 기저선 변동 제거 특성은 매우 좋아지나, 신호의 왜곡이 커지므로 ST 세그먼트를 측정하는데는 어려움이 있으며, 수렴계수가 너무 작으면 신호의 왜곡은 줄일 수 있지만 기저선 변동을 효과적으로 제거할 수 없게 된다.

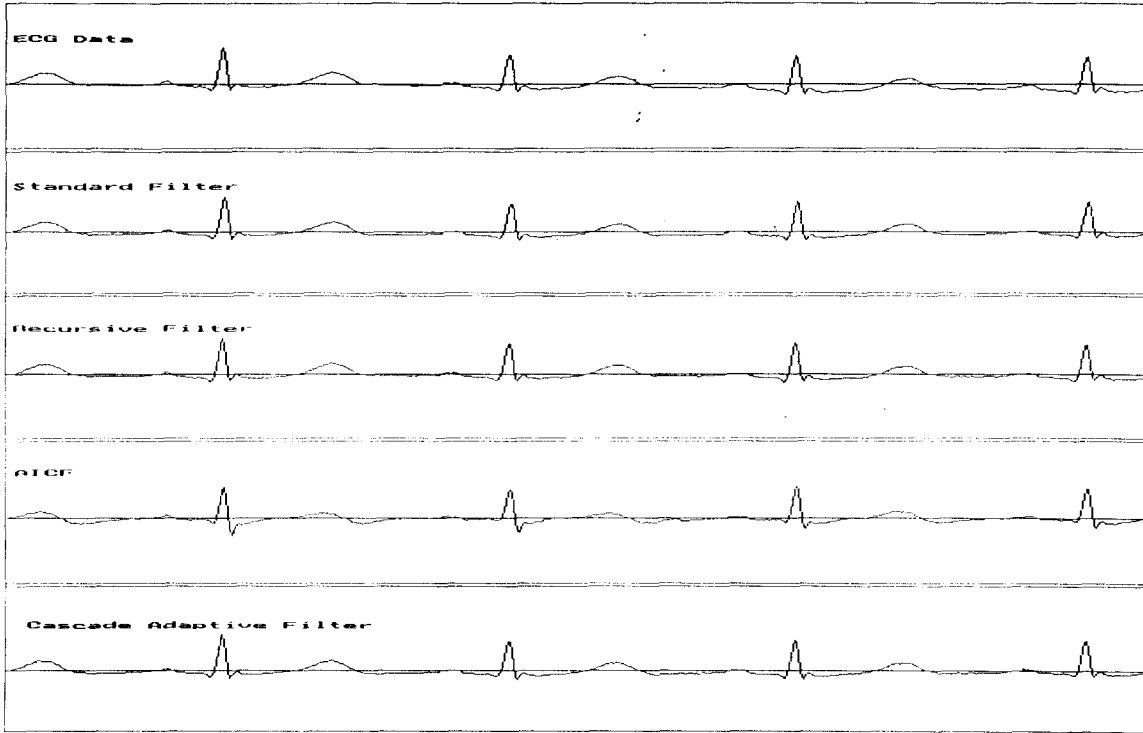


그림 8. 필터링된 출력파형 비교(18raw)
 Fig. 8. Comparison of the filtered output signal(18raw)

결 론

본 연구에서는 기저선 변동을 효율적으로 제거하기 위해 초단 적응필터와 후단적응필터로 구성된 종속 적응필터를 설계한 후, 기존의 표준필터, 가역필터 그리고 ACIF와 성능을 비교하여 실험한 결과, 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 잡음대역(0.8Hz이하)의 주파수 스펙트럼에서 종속 적응필터의 기저선 변동 제거 특성이 표준필터나 가역필터에 비해 우수하게 평가되었다.
2. 종속적응 필터의 ST 세그먼트의 왜곡도는 상업적으로 많이 사용되고 있는 표준필터나 AICF보다 작게 나타났다.

참 고 문 헌

1. Y. Suzuki, and K. Ono, "Personal computer system for ECG ST-segment recognition based on neural networks", *Medical & Biological Engineering & Computer*, Vol. 30, No. 1, pp. 2-8, 1992.
2. R. A Frankel et. al, "A Filter to Suppress ECG Baseline Wander and Preserve ST-segment Accuracy in a Real-time Environment", *J. of electrocardiology*, Vol. 24, No. 4, pp. 315-323, 1991.
3. C. D. McManus, U. Teppner, and D. Neubert, "Estimation and Removal of Baseline drift in the Electrocardiogram", *Computer and Biomedical Research*, Vol. 18, pp. 1-9, 1985.
4. R. Jane, P. Laguna, N. V. Thakor, and P. Caminal. "Adaptive Baseline Wander Removal in the ECG: Comparative analysis with Cubic spline Technique", *Computers in cardiology*, pp. 143-146, 1992.
5. Mohammed Ferdjallah, Ronald E Barr, "Adaptive Digital Notch Filter Design on the Unit Circle for the Removal of Power line Noise from Biomedical Signals", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 41, No. 6, 1994.
6. Bernard Widrow, and Samuel D. Stearns, "Adaptive Signal Processing", Prentice Hall, 1985.
7. Samuel D. Stearns, "Fundamentals of Adaptive Signal Processing", SAND84, 1985.
8. Thakor, N. V., Zhu, Y. "Application of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancelation and arrhythmia detection", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 38, No. 8, pp. 785-794. 1991.
9. R. Jane, P. Laguna, N. V. Thakor, and P. Caminal. "Adaptive Baseline Wander removal in the ECG: Comparative analysis with Cubic spline Technique", *Computers in cardiology*, pp. 143-146, 1992.

10. P. Laguna, N. V. Thakor, P. Caminal, R. Jane, and Hyung-Ro Yoon, "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications", Med. & Bio. Eng. & Comput., Vol. 28, NO 1, pp. 67-73, 1990.
11. Frank H. Netter, "The CIBA collection of medical illustration", Vol. 5, pp. 50, 1978.
12. 이경중, "파이프라인 프로세서에 의한 심전도 자동진단 시스템에 관한 연구", 연세대학교 전기공학과 박사논문, pp. 39, 1988.