

## 심전도 자동진단을 위한 60Hz 전원잡음 제거 필터에 관한 연구

권혁제·정기삼·이명호

= Abstract =

### A Study on the Elimination of 60Hz Powerline Interference for the Automated Diagnosis of Electrocardiogram

Hyukje-Kweon, Keesam-Jeong, Myoung-ho-Lee

Diverse digital filters have been designed previously to eliminate powerline(AC) interference in the electrocardiogram. This paper describes filtering methods which have been developed—recursive notch, adaptive, IEF(Incremental Estimation Filter)—and proposes a new AIEF(Advanced Incremental Estimation Filter) method. The performances of these filters are compared on artificial signals as well as actual ECG signals with the aid of validated CSE(Common Standards for Quantitative Electrocardiography). AC interference in this database is shown to exhibit two qualities especially relevant to filter design: considerable deviations from a nominal 60Hz frequency and substantial noise at higher harmonics.

**Key words :** Antomated ECG analyzer, 60Hz powerline interference, AIEF

### 서 론

약간의 전기적인 잡음 신호가 존재하여도 표준 심전도 해석에서는 큰 오차를 발생시킨다. 특히 P파와 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<sup>1,2)</sup>.

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<sup>2)</sup>. 자기적인 성분은 전원

장치의 변환기에 의해 발생하는 것으로, 높은 고조파 성분을 갖는다. 전기적인 성분은 신체에 부착되는 전극의 변위전류를 포함하는데, 이 성분은 특정한 주파수에 집중되어있는 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<sup>3,4,5)</sup>.

심전도 신호에서 전원잡음을 제거하기 위하여 지금까지 연구된 디지털 필터를 구분하면 다음과 같이 4가지로 분류할 수 있다.

①저역통과필터(lowpass filter), ②협대역 제거필터(narrow-band-rejection filter), ③적응필터(adaptive filter), ④증가평가필터(incremental estimation filter)

저역통과 필터방법은 차단주파수를 50/60Hz 이하로 하여 그 이상의 주파수 성분을 제거하기 때문에, 50/

60Hz 근처와 그 이상의 심전도 성분도 제거된다. 현재 전원잡음제거를 위한 대부분의 디지털 필터에서는 이 방법을 사용하지 않기 때문에 본 논문에서는 이 필터에 대한 설명은 제외하였다. 본 연구의 목적은 협대역 제거필터, 적응필터 및 증가평가필터(IEF)방법에 대한 구조와 성능을 60Hz 전원잡음성분과 유사하게 인위적으로 만든 데이터와 실제적인 심전도 데이터를 시간과 주파수영역 해석을 통해 비교 평가하고, 각 필터의 장점과 단점을 파악하여 개선된 성능을 갖는 필터방법을 제시하는 데 있다.

## 필터방법

### 1. 협대역 제거필터방법

일명 'Notch' 필터라고도 하는 이 필터링 방법은 회귀 필터(recursive filter)와 비회귀 필터(non-recursive filter)로 나눌 수 있는데, 비회귀필터가 회귀필터에 비해 안정성이 있으나 회귀필터에 비해 많은 계수를 필요로 하고 속도가 늦어지는 단점을 가지로 있다.

심전도에 사용되는 필터는 대부분이 회귀필터인데, 그 중에서 Lynn<sup>6)</sup>에 의해 제안된 2개의 극점(pole)과 영점(zero)을 가지고 있는 필터와 Weaver<sup>7)</sup>에 의해 제안된 6개의 극점과 영점을 가지고 있는 필터방법이 가장 널리 사용되며 안정된 특성을 나타낸다.

#### 1) Lynn 필터

T를 샘플링 간격(2ms), B를 -3db에서 제거되는 밴드 폭, fc를 센터 주파수(60Hz), 중앙대역전이폭을 c로 나타낼때 Lynn이 제안한 회귀필터의 차분방정식 형태는 식(1)과 같이 나타낼 수 있다.

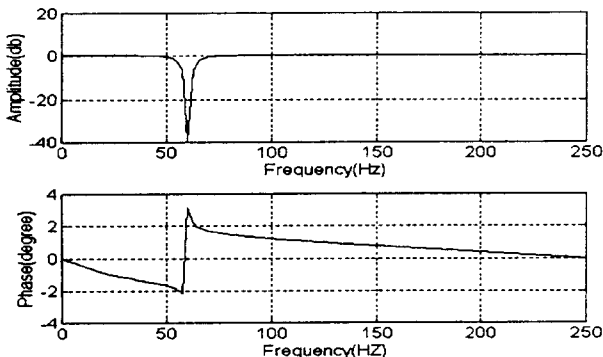


그림 1. Lynn에 의해 제안된 밴드제거 필터의 주파수 및 위상 특성  
Fig. 1. Frequency and phase characteristics of the band rejection filter proposed by Lynn

$$y(n) = c_1 y(n-1) + c_2 y(n-2) + x(n) + c_3 x(n-1) + c_4 x(n-2) \quad (1)$$

여기서, 각 항의 계수는 식(2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} b &= \pi BT, \quad a = bc, \\ c_1 &= 2(1-b)\cos(2\pi f_c T), \quad c_2 = -(1-b)^2 \\ c &= -2(1-a)\cos(2\pi f_c T), \quad c_4 = -(1-a)^2 \end{aligned} \quad (2)$$

Lynn에 의해 제안된 필터의 주파수 특성과 위상특성은 그림 1에 나타난 바와 같다.

#### 2) Weaver 필터

Weaver에 의해 제안된 회귀 필터방법은 안정된 필터 특성을 위해서 식(3)과 같은 직렬형태(cascade form)로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} f_1(n) &= x(n) - b_1 f_1(n-1) - b_2 f_1(n-2) \\ f_2(n) &= f_1(n) + a f_1(n-1) + f_1(n-2) - b_3 f_2(n-1) - b_4 f_2(n-2) \\ f_3(n) &= f_2(n) + a_1 f_2(n-1) + f_2(n-2) - b_5 f_3(n-1) - b_6 f_3(n-2) \\ y(n) &= f_3(n) + a_1 f_3(n-1) + f_3(n-2) \end{aligned} \quad (3)$$

또한, 각 항의 계수는 식(4)와 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} a_1 &= -2\cos(2\pi f_c T) \\ b_1 &= -2\sqrt{b_2} \cos(2\pi f_c T + a) \\ b_2 &= b_6 = 1 + 4 \times 10^{-5} \pi^2 D^2 - 2 \times 10^{-3} \pi D \\ b_3 &= -2\sqrt{b_4} \cos(2\pi f_c T) \\ b_4 &= 1 + 4 \times 10^{-5} \pi^2 D^2 - 4 \times 10^{-3} \pi D \\ b_5 &= -2\sqrt{b_6} \cos(2\pi f_c T - a) \end{aligned} \quad (4)$$

여기서  $\alpha = \arccos[1 + b_2 - 4 \times 10^{-5} \pi^2 D^2] / 2\sqrt{b_2}$ 를 나타내며, D는 극점과 영점사이의 거리를 결정하는 값이다.

### 2. 적응필터방법

적응필터방법은 각 샘플에서 설정기준에 대한 입력오차를 최소화하기 위하여 자동적으로 필터계수를 조정하는

필터방법이다. 이때 필터계수의 조정은 필터의 전단 출력으로 부터 계산된 오차신호를 기반으로 한다<sup>8,9)</sup>. 적응필터는 제거하려는 잡음과 상관관계에 있는 하나 또는 그 이상의 '기준'채널을 필요로 한다. 이 기준채널은 외부에서 샘플된 데이터를 사용하거나 내부에서 인공적으로 만든 주기 함수를 사용하기도 한다. 잡음을 제거하기 위한 적응필터의 형태는 식(5)와 같다.

$$y(n) = W_1 r_1(n) + W_2 r_2(n) + \dots + W_M r_M(n) \quad (5)$$

여기서 M은 사용된 기준채널의 수이고, W는 가중계수(weight coefficient)이고  $r_i$ 는 기준채널을 나타낸다. 오차는 식(6)과 같이 계산되고, 각각의 가중계수  $W_i$ 는 식(7)과 같이 조정된다.

$$e = x(n) - y(n) \quad (6)$$

$$W_i \leftarrow W_i + 2u e r_i(n) \quad (7)$$

여기서 u는 필터 조정비를 결정하는 상수이다. 기준 채널이 주기 신호이면, 필터는 밴드 폭 제거 필터로서 작용하고, 제거된 밴드 폭(notch bandwidth) B는 식(8)에 나타낸 바와 같이 u값에 비례한다.

$$b = (2u C^2 / \pi T) \quad (8)$$

여기서 C는 기준 채널인 주기 신호의 진폭을 나타낸다. 표준 심전도 신호에서 사용되는 기준 채널은 식(9)부터 식(11)에 나타낸 바와 같이 60Hz와 60Hz의 2차, 3차 고조파 성분을 포함하는 식으로 설정할 수 있다.

$$\begin{aligned} r_1(n) &= \cos(2n\pi f_c T) \\ r_2(n) &= \sin(2n\pi f_c T) \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} r_3(n) &= \cos(4n\pi f_c T) \\ r_4(n) &= \sin(4n\pi f_c T) \end{aligned} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} r_5(n) &= \cos(6n\pi f_c T) \\ r_6(n) &= \sin(6n\pi f_c T) \end{aligned} \quad (11)$$

이론적으로, 적응 노치 필터는 현재 입력  $x(n)$  자신의 과거 샘플된 데이터를 사용하고 식(12)와 같이 설정된다.

$$y(n) = W_1 x(n) + W_2 x(n-1) + \dots + W_M x(n-M+1) \quad (12)$$

여기서 가중 계수  $W_i$ 는 각 샘플마다 식(7)을 이용하여 조정된다. 그러나 적응 필터에서 사용되는 가중 계수의 개수 M은 일반적으로 필터 주파수 해상도에 대한 전체 신호 밴드폭 비의 2배를 필요로 한다. 따라서 특히 심전도 신호와 같은 짧은 기간 동안 기록되는 신호에 대한 협대역 진폭 제거에는 적합치 않다.

### 3. 증가평가 필터방법(IEF)

이 필터링 방법은 Mortara에 의해 제안된 방법으로 현재 CSE 프로그램 위원회에 의해 추천되고 있는 방법이다<sup>1,10)</sup>. 필터에서 입력되는 신호  $x(n)$ 이 잡음이 없는 원 신호  $s(n)$ 과 부가된 전원 잡음 신호  $a(n)$ 으로 이루어졌다고 가정하면 식(13)과 같이 나타낼 수 있다.

$$x(n) = s(n) + a(n) \quad (13)$$

$a(n)$ 이 60Hz의 주기를 갖는 정현파라 하면, 삼각함수 공식( $\sin(x+y) + \sin(x-y) = 2\sin(x)\cos(y)$ )을 통해 식(14)와 같이  $a(n)$ 의 연속적인 3샘플에 대한 회귀적인 관계식을 유도할 수 있다.

$$a(n) = 2\cos(2\pi f_c T) a(n-1) - a(n-2) \quad (14)$$

식(14)를 이용한 심전도 신호에서의 예측된 전원 잡음은 식(15)와 같이 된다.

$$\hat{a}(n) = 2\cos(2\pi f_c T) a^*(n-1) - a^*(n-2) \quad (15)$$

여기서  $a^*(n-1)$ 과  $a^*(n-2)$ 은  $(n-1), (n-2)$  샘플에서 측정된 전원 잡음의 진폭을 나타낸다.  $a^*(n)$ 의 값은 예측된  $\hat{a}(n)$ 값에 대해 다음과 같은 수정 과정을 거쳐 구할 수 있다. 즉  $\hat{s}(n)$ 을  $s(n)$ 의 예측 값이라고 가정하면 전원 잡음에 대한 예측 값의 오차는 식(16)과 같이 나타낼 수 있고 따라서  $a(n)$ 의 측정값  $a^*(n)$ 은 식(17)과 같이 된다.

$$e(n) = x(n) - (\hat{s}(n) + \hat{a}(n)) \quad (16)$$

$$a^*(n) = \hat{a}(n) + f(e(n)) \quad (17)$$

Mortara는  $s(n) = s(n-1)$ 이라 가정하고,  $\hat{s}(n)$ 과  $f(e(n))$ 을 식(18)과 식(19)와 같이 정의하였다<sup>1)</sup>.

$$\hat{s}(n) = x(n-1) - a^*(n-1) \quad (18)$$

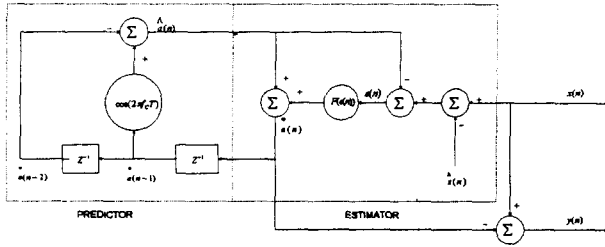


그림 2. IEF 필터의 블록선도  
Fig. 2. A block diagram of the incremental estimation filter

$$f(e(n)) = \delta \text{sign}(e(n)) \quad (19)$$

여기서  $\delta$ 는 증가량으로서, 평가된 진폭이 실제 전원 잡음 진폭으로 얼마나 빨리 조정되어 가는가를 결정한다. 따라서 낮은  $\delta$ 값에서는 조정 과정이 상대적으로 길고, 높은  $\delta$ 값에서는 빠르게 수렴하지만, 실제 잡음 진폭 근처에서 완전하게 조정하기에는 스텝 값이 너무 커서 진동이 발생하게 된다.  $\delta$ 는 실험적으로 결정하게 되는데 Mortara는 1.25uV값을 사용하였다. 이 필터에 대한 블록 선도는 그림 2와 같다.

#### 4. 개선된 증가평가 필터방법(AIEF)

Mortara에 의해 제안된 증가 평가 필터 방법(IEF)에서 언급되지 않은 문제점을 고려하여 개선된 필터방법(advanced incremental estimation filter : AIEF)을 제안한다. 우선 Mortara는  $s(n) = s(n-1)$ 이라 가정하고 원 신호의 예측 값  $\hat{s}(n)$ 을 구하였다. 그러나 이 가정은 P-

QRS-T 콤플렉스 구간 밖에서는 적용될 수 있으나, QRS 콤플렉스와 일부 T파 내부에서는 적용되지 않을 것이다. 즉 Mortara는 잡음이 없는 원 신호는 잡음의 변화에 비하여 상당히 느리게 변화된다는 가정하에 원 신호의 예측 값을 구하였으나 일부 큰 진폭 변화를 갖는 QRS 콤플렉스는 오히려 잡음보다 더 크게 변화되는 경우도 있다. 이런 경우 오차값  $e(n)$ 은  $\hat{a}(n)$ 보다는 오히려  $\hat{s}(n)$ 에 더 큰 영향을 받게 된다. 이와같은 가정이 가져오는 영향은 다음과 같이 모델링 할 수가 있다.

전원 잡음이 없고(즉,  $a(n)=0$ ), 양의 방향으로 크게 편향된 심전도 신호가 있다고 가정하자. QRS 콤플렉스 안에서 오차 신호  $e(n) > \delta$ 는 상승 기울기에 의해 발생된다. 최고 치에 이르면 다시 음의 방향으로 편향되는데 마찬가지로 오차 신호  $e(n) < -\delta$ 는 하강 기울기에 의해 발생된다. 따라서 이 증가 평가 필터링 방법을 이용하여 전원 잡음을 제거할 경우, 상승 기울기에서는  $\delta$ 만큼 보정되고 하강 기울기에서는  $-\delta$ 만큼 보정된다. 따라서 이와 같은 QRS 콤플렉스 안에서는 필터링 된 출력에서는 정현파의 진동이 발생하게 된다.

필터의 출력에서 발생하는 정현파의 진동은 전원 잡음을 잘못 평가하여 발생되거나 또는 잡음이 없는 원 신호의 큰 편향(QRS 콤플렉스와 같이)에 의해서 발생된다. 이 두 가지를 구분하는 것은 불가능하고, 우선 전자에 의해 발생하는 경우는 여러 가지 논문에 의해 검증되어 왔기 때문에 본 논문은 후자에 의해 발생하는 경우를 줄이기 위하여 제안된 여러가지 방법에 대하여 설명한다.

첫번째 접근 방법으로서 QRS 시작점과 끝점에서  $e(n) = 0$ 으로 설정 함으로서 QRS 콤플렉스 안에서는 진폭의 조정을 하지 않는 방법이다<sup>(1)</sup>. 따라서 QRS 시작점에서

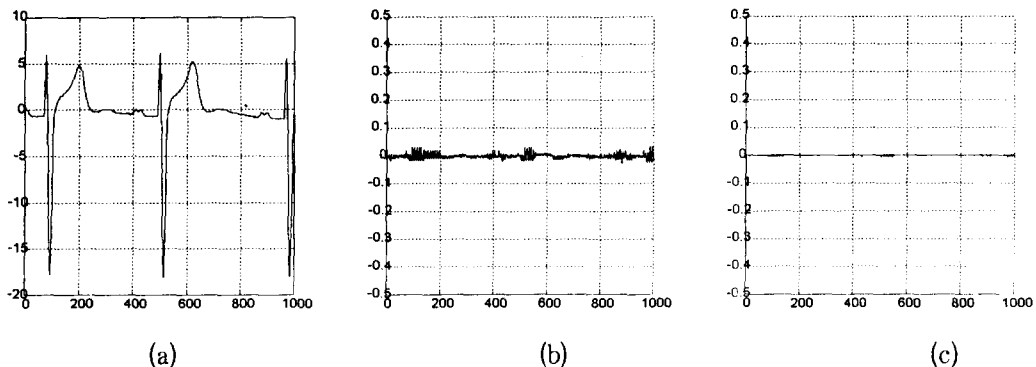


그림 3. 전원 잡음이 없는 파형에서의 필터의 영향 (a)전원 잡음이 없는 원 심전도 파형 (b) IEF 방법에 의해 필터링 한 후 신호와 원래의 신호와의 차이(15배 확대) (c) AIEF 방법에 의해 필터링한 후 신호와 원래 신호와의 차이 (15배 확대)  
Fig. 3. The filter effects with a free AC noise ECG signal. (a) Original ECG signal free of AC interference (b)The difference between after filtering by IEF and original signal (15 × magnified) (c) The difference between after filtering by AIEF and original signal (15 × magnified)

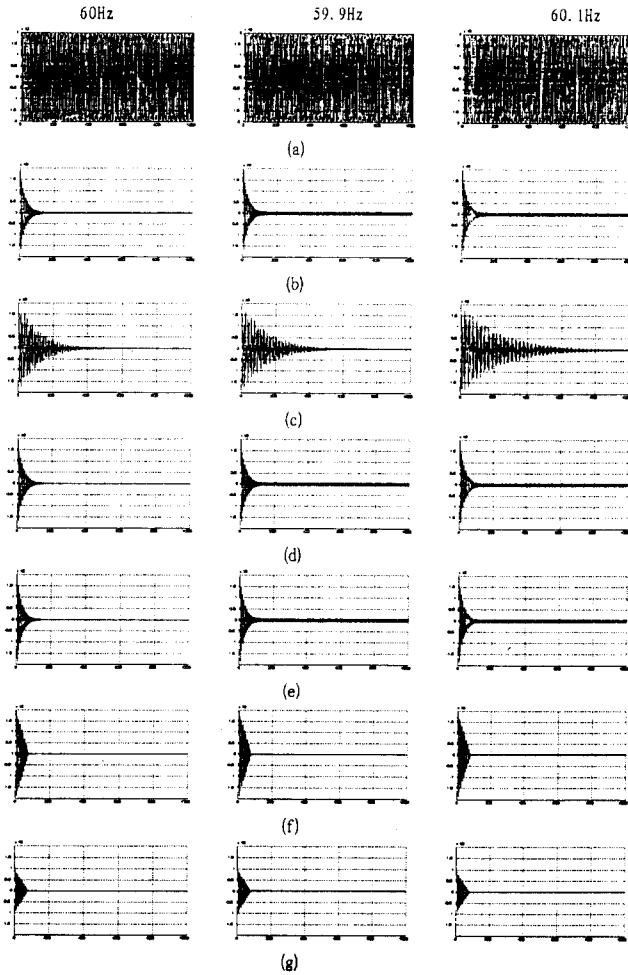


그림 4. 인위적으로 만든 60Hz, 59.9Hz, 및 60.1Hz 정현파에 대한 각 필터의 출력 응답 (a)0.2mV의 진폭을 갖는 인위적으로 만든 전원 잡음 (b)Lynn 필터 (c)Wiever 필터 (d)적응 필터(60Hz) (e)적응필터(60Hz 고조파) (f)IEF (g)AIEF

Fig. 4. The filter output responses for an artificial sinusoidal waves, 60Hz, 59.9Hz, and 60.1Hz (a)artificial AC interference of 0.2mV amplitude (b)Lynn filter (c)Wiever filter (d)adaptive filter(only 60Hz) (e)adaptive filter(harmonic of 60Hz) (f)IEF (g)AIEF

평가된 잡음의 진폭 값이 QRS의 끝점까지 그대로 유지 함으로서, QRS 컴플렉스의 편향에 의한 영향을 없애는 방법이다. 그러나 이 방법은 정확한 QRS 컴플렉스의 시작점과 끝점을 결정해야 한다는 단점이 있다. 왜냐하면 잡음 성분이 있는 상태에서 정확한 시작점과 끝점의 검출은 어렵기 때문이다. 또 다른 방법으로서 입력 신호와 필터링된 신호 사이의 시간 지연을 통해 QRS 컴플렉스의 편향에 의한 영향을 제거하는 방법이 있는데 이 방법은 실시간으로 처리가 불가능하고, ST-T 세그먼트에 진동을 발생시킬 수 있다는 단점이 있다<sup>12)</sup>. 따라서 본 논문은 다음과 같은 개선된 방법을 제안하였다.

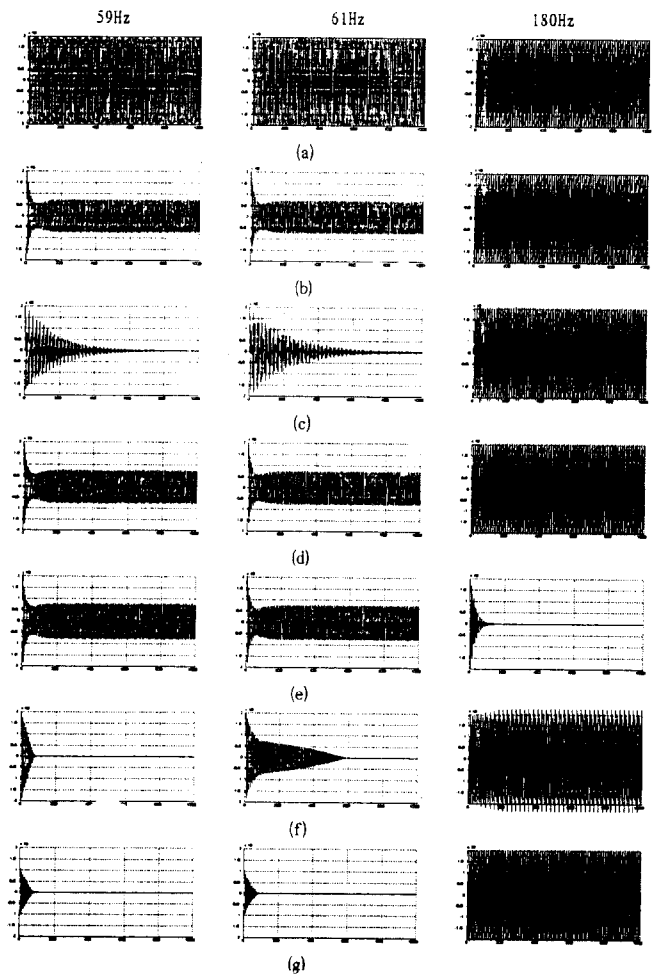


그림 5. 인위적으로 만든 59Hz, 61Hz, 및 180Hz(60Hz 3차 고조파 성분) 정현파에 대한 각 필터의 출력 응답 (a)0.2mV의 진폭을 갖는 인위적으로 만든 전원 잡음 (b)Lynn 필터 (c) Wiever 필터 (d)적응필터(60Hz) (e)적응 필터(60Hz 3차 고조파) (f)IEF (g)AIEF

Fig. 5. The filter output responses for an artificial sinusoidal waves, 59Hz, 61Hz, and 180Hz(harmonic of 60Hz) (a) artificial AC interference of 0.2mV amplitude (b)Lynn filter (c)Wiever filter (d)adaptive filter(only 60Hz) (e)adaptive filter(3rd harmonic of 60Hz) (f)IEF (g)AIEF

즉, 큰 오차신호는 잡음성분의 갑작스러운 변화에 의한 것보다는 잡음이 없는 원 신호의 변화에 의한 것이라는 사실을 이용하였다. 즉 CSE 데이터 베이스 중 250 개의 데이터를 이용하여, QRS 컴플렉스 밖에서 샘플 간격 당 30 $\mu$ V이상의 진폭차를 나타내는 경우는 약 0.6% 이고, QRS 컴플렉스 내부에서는 약 53%가 30 $\mu$ V이상의 진폭차를 나타내었다. 따라서 Mortara가 제안하였던 식(19)에 나타난 보정 함수식을 식(20)과 같이 변형하였다.

$$f^*(e(n)) = \begin{cases} f(e(n)) & \text{for } |e(n)| < KD \\ 0 & \text{for } |e(n)| \geq KD \end{cases} \quad (20)$$

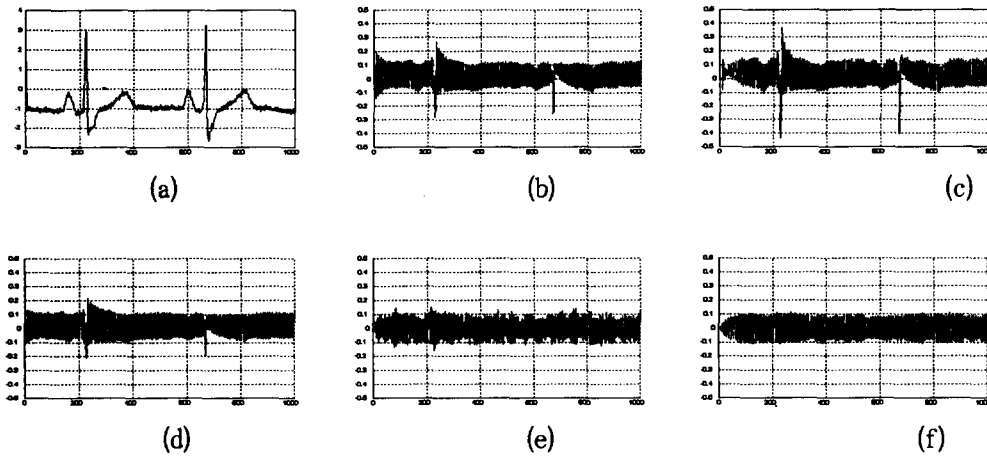


그림 6. 심전도 신호에 대한 각 필터의 영향(CSE #41(리드 II)) (a)입력 심전도 신호 (b)Lynn 필터에 의해 제거된 잡음 성분 (c)Wiever 필터에 의해 제거된 잡음 성분 (d)적응 필터(60Hz)에 의해 제거된 잡음 성분 (e)IEF에 의해 제거된 잡음 성분 (f)AIEF에 의해 제거된 잡음 성분

Fig. 6. The filter effects for real ECG signal(CSE #41(lead II)) (a)actual input ECG signal (b)Noise components eliminated by Lynn filter (c)Noise components eliminated by Wiever filter (d)Noise components eliminated by adaptive filter(60Hz) (e) Noise components eliminated by IEF (f)Noise components eliminated by AIEF

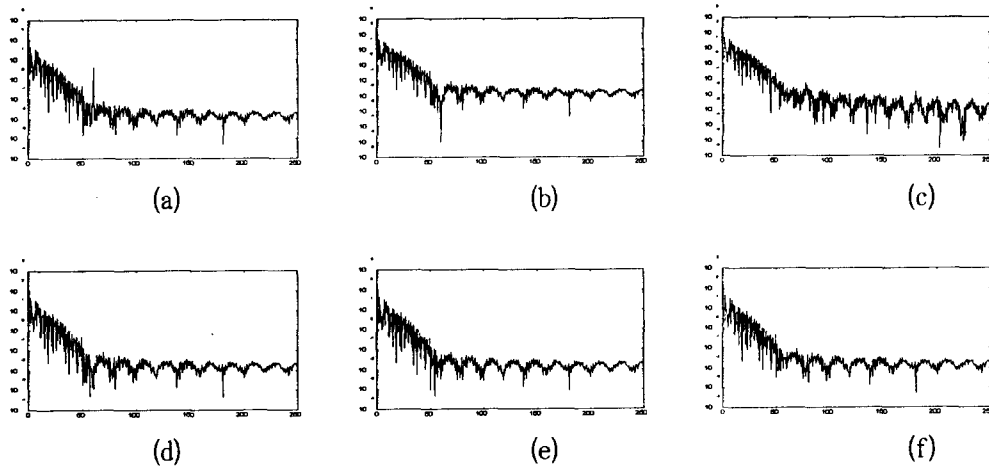


그림 7. 그림 6의 입력 심전도 신호에 대한 각 필터 후 출력 심전도 신호에 대한 파워 스펙트럼 (a)입력 심전도 신호의 파워 스펙트럼 (b)Lynn 필터 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (c)Wiever 필터 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (d)적응 필터(60Hz) 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (e)IEF 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (f)AIEF 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼.

Fig. 7. The power spectrums of an input ECG signal in Fig. 6 and an output ECG signal after each filter. (a)The power spectrum of input ECG (b)The power spectrum of output ECG after Lynn filter (c)The power spectrum of output ECG after Wiever filter (d)The power spectrum of output ECG after adaptive(60Hz) filter (e)The power spectrum of output ECG after IEF (f)The power spectrum of output ECG after AIEF

여기서 KD 값은 위에서 언급한  $30\mu V$ 를 사용하였다.

알 수 있다.

본 논문에서 제시한 방법에 따르면 정확한 QRS 시작점과 끝점을 찾지 않아도 되며, 또한 ST-T 세그먼트에서의 진동도 발생되지 않는다. 본 논문이 제시한 방법과 Mortara에 의한 결과는 그림 3에 나타낸 바와 같다. 전원 잡음이 없는 신호를 입력으로 하였을 때 IEF 필터는 QRS 콤플렉스와 ST-T 세그먼트 등에 약간의 왜곡을 발생시키지만, AIEF 필터는 왜곡이 거의 발생되지 않음을

### 실험 및 결과고찰

본 논문에서 전원 잡음 제거를 위해 사용되는 노치 필터, 적응 필터, IEF, 그리고 AIEF에 대한 성능의 비교 평가를 위하여 인위적으로 만든 실험 데이터와 실제 CSE 심전도 데이터를 사용하였다. 본 논문에서 이하의 모든

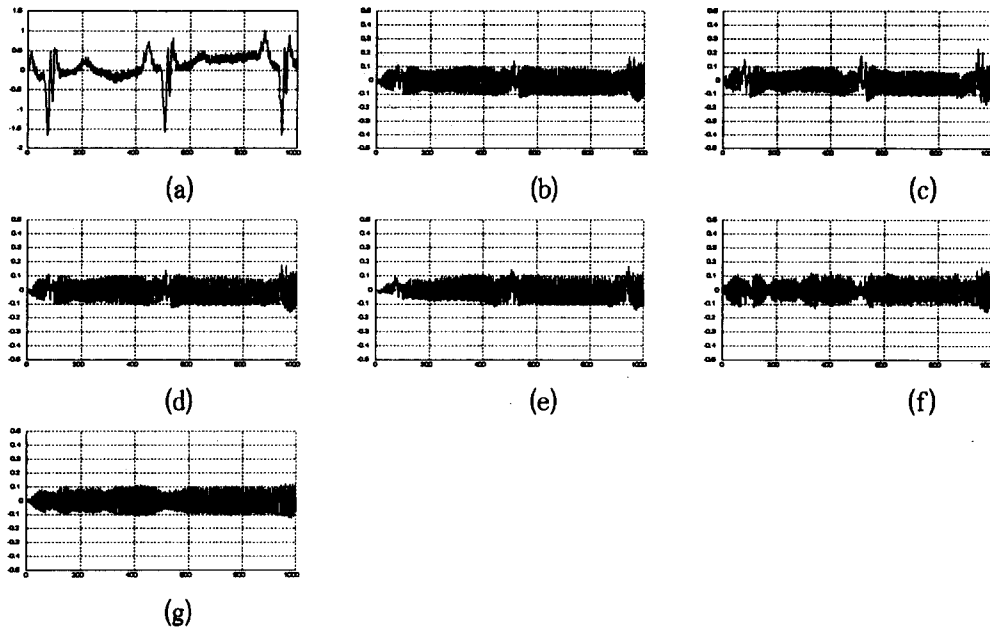


그림 8. 심전도 신호에 대한 각 필터의 영향(CSE #36(리드 II)) (a)입력 심전도 신호 (b)Lynn 필터에 의해 제거된 잡음 성분 (c)Wieber 필터에 의해 제거된 잡음 성분 (d)적응 필터(60Hz)에 의해 제거된 잡음 성분 (e)적응 필터(60Hz 4차 고조파)에 의해 제거된 잡음 성분 (f)IEF에 의해 제거된 잡음 성분 (g)AIEF에 의해 제거된 잡음 성분

Fig. 8. The filter effects for real ECG signal(CSE #36(lead II)) (a)actual input ECG signal (b)Noise components eliminated by Lynn filter (c)Noise components eliminated by Wiever filter (d)Noise components eliminated by adaptive filter(60Hz) (e)Noise components eliminated by adaptive filter(4th harmonic of 60Hz) (f)Noise components eliminated by IEF (g)Noise components eliminated by AIEF

실험에서 적용한 파라미터 값들은 다음과 같다. Lynn 방법 :  $B = 4$ ,  $C = 0.01(60\text{db})$ , Weaver 방법 :  $D = 1.5$ , 적응 필터 방법 :  $u = 0.03$ , IEF 방법 :  $\delta = 1.25 \cdot 10^{-6}$ , AIEF 방법 :  $KD = 30 \cdot 10^{-6}$  그리고 모든 방법에서 샘플링(T)은 2ms(500 samples/s), 그리고 차단 주파수( $f_c$ )는 60Hz를 사용하였다.

Macmanus<sup>13)</sup> 등은 CSE 데이터 베이스의 전원 잡음은 60Hz에서 최대 약 1.6%의 편차와 60Hz 배수배의 고조파 성분을 갖고 이 성분의 진폭은 60Hz 주변에서 나타나는 진폭의 약 20%임을 보여주었다. 따라서 본 논문에서 각 필터들의 성능 평가를 위해 사용된 인위적으로 만든 실험 데이터는 (i) 60Hz 주기의 정현파와 59.9Hz, 60.1Hz와 같이 60Hz에서 약간 편이된 주파수를 갖는 정현파, (ii) 59Hz, 61Hz와 같이 크게 편이된 정현파 그리고 (iii) 120Hz, 180Hz와 같이 60Hz의 고조파를 갖는 정현파를 사용하였다. 또한 실험에 사용된 심전도 데이터는 CSE 데이터 베이스 중 데이터 Set3를 사용하였다. CSE는 유럽의 7개국과 미국, 일본 등이 공동으로 참여하여 심전도 데이터 표준화를 위해 공동연구하는 그룹이다. 또한 데이터 Set3는 250명의 환자 데이터 베이스로 구성되었는데, 그 중 약 150환자가 미국 환자 데이터이기 때문에 50Hz

가 아닌 60Hz의 전원 주파수를 갖고, 본 논문 또한 이런 환자 데이터 베이스만을 사용하였다<sup>10)</sup>.

그림 4와 5는 인위적으로 만든 정현파를 입력으로 하였을 때 출력된 결과를 나타낸 그림이다. 모든 필터는 안정된 동작을 하기 전에 진동하는 현상이 나타난다. 이와 같은 진동의 진폭과 간격은 60Hz 전원 잡음과 실제 주파수와의 편차, 필터의 이론적인 밴드 폭, 그리고 필터를 초기화하는 초기값에 의해 결정된다.

그림 4에서 보는 바와 같이 60Hz 입력에 대하여는 모든 필터들이 어느 정도의 진동 기간을 지나 60Hz 성분이 모두 제거됨을 알 수 있다. 그러나 60Hz에서 약간의 편차(59.9Hz와 61.1Hz)를 갖는 정현파(그림 4(a)의 두 번째, 세 번째 그림)와 큰 편차(59Hz, 61Hz)를 갖는 정현파(그림 5(a)의 첫 번째, 두 번째 그림)에 대해서는, 편차가 크면 클 수록 IEF 필터와 본 논문이 제시한 필터 방법(AIEF)을 제외한 나머지 방법들에서는 출력 결과에 제거되지 못한 60Hz 성분이 편차에 비례하여 커짐을 알 수 있다. 그러나 180Hz 고조파 성분(그림 5(a)의 세 번째)은 60Hz 배수를 기준 채널로 사용한 적응 필터에서만 잘 제거됨을 알 수 있다.

심전도 신호에서 60Hz 전원 잡음 제거를 위한 필터

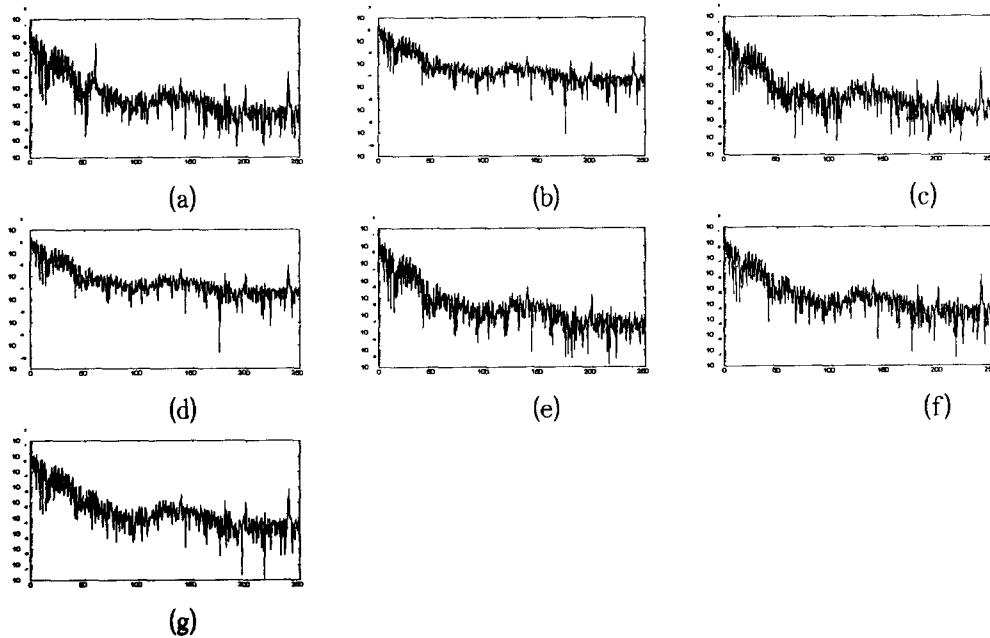


그림 9. 그림 8의 입력 심전도 신호에 대한 각 필터 후 출력 심전도 신호에 대한 파워 스펙트럼 (a)입력 심전도 신호의 파워 스펙트럼 (b)Lynn 필터 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (c)Wiever 필터 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (d)적응 필터(60Hz) 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (e)적응 필터(60Hz 4차 고조파)후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (f)IEF 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 (g)AIEF 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼

Fig. 9. The power spectrums of an input ECG signal in Fig. 7 and an output ECG signal after each filter. (a)The power spectrum of input ECG (b)The power spectrum of output ECG after Lynn filter (c)The power spectrum of output ECG after Wiever filter (d)The power spectrum of output ECG after adaptive(60Hz) filter (e)The power spectrum of output ECG after adaptive(4th harmonic of 60Hz) filter (f)The power spectrum of output ECG after IEF (g)The power spectrum of output ECG after AIEF

표 1. QRS 컴플렉스내에서 필터링되기 전후 신호 차의 절대값에 대한 평균과 표준편차값(μV)

Table 1. Quantitative table of mean and standard deviation in the absolute difference before and after filtering (μV)

	Lynn 필터 (B = 4Hz)	Weaver 필터 (D = 1.5)	적응필터 (60Hz) (u = 0.03)	적응필터 (고조파) (u = 0.03)	IEF (δ = 1.25*10 <sup>-6</sup> )	AIEF (KD = 30*10 <sup>-6</sup> )
평 균	70.246	71.975	52.779	52.287	31.003	28.219
표준편차	68.083	56.211	30.901	29.919	11.15	2.216

의 양적인 성능 비교는 원 신호에 대한 객관적인 기준 값이 없기 때문에 불가능하다. 따라서 본 논문은 질적인 성능 비교 방법을 사용하였다. 입력신호  $x(n) = s(n) + a(n)$ 에 대한 필터 출력신호를  $y(n)$ 이라 할 때, 필터 출력신호  $y(n)$ 은  $a(n)$ 이 제거된  $s(n)$ 이 된다(식 13). 그러나 본 논문에서 적용한 심전도 신호의 은 전원 잡음으로 그 진폭이 매우 작다. 따라서 필터 출력  $y(n)$ 으로는, 각 필터링 결과의 객관적인 비교 평가가 힘들다. 따라서 본 논문의 필터 성능의 객관적인 비교 평가를 위하여, 필터 출력 신호  $y(n)$ 대신에 제거되는 잡음 성분  $a(n)$ 을 가지고 다음과 같은 세가지 평가 방법을 사용하였다.

첫째로 전원 잡음 성분이 없는 심전도 신호를 입력으로

하였을 때, 필터링 후의 심전도 신호의 왜곡 정도를 제거된 잡음 성분  $a(n)$ 을 이용하여 필터 성능을 비교 평가하였다(그림 3). 두 번째 방법은 전원 잡음 성분이 있는 심전도 신호에서 60Hz 전원 잡음의 제거 정도와 QRS 컴플렉스에서의 왜곡 정도를, 제거된 잡음 성분  $a(n)$ 을 통한 도식적 표현 방법을 이용하여 비교 평가하였다(그림 6과 8). 또한 세 번째 방법은 QRS 컴플렉스 내에서의 왜곡 정도를 필터링 후의 QRS 컴플렉스의 편차에 대한 평균과 표준편차를 이용하여 비교 평가하였다(그림 10).

그림 6(a)는 입력된 심전도 신호이며, (b)-(f)는 필터링 후에 제거된 잡음 성분을 나타낸 그림이다. 위 그림에서 알 수 있듯이 Lynn, Wiever, 적응 필터 방법 등 3



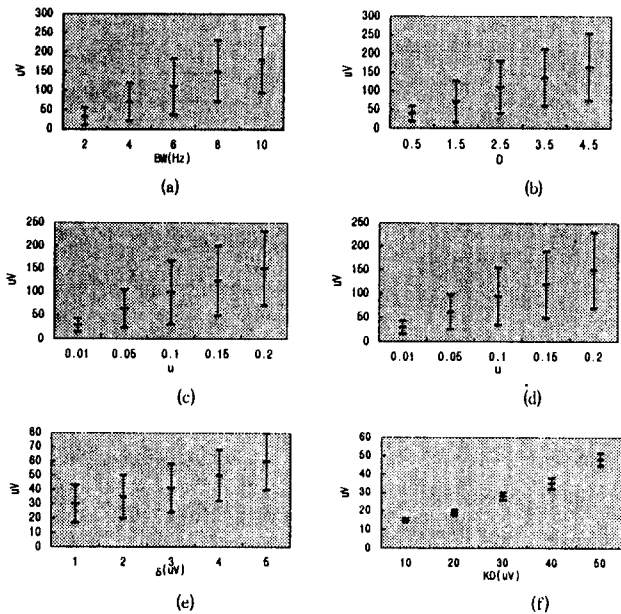


그림 10. QRS 컴플렉스 내에서 필터 전, 후 신호의 차에 대한 절대값의 평균과 표준 편차를 필터 폭 결정 파라미터에 대한 함수로 나타낸 그래프 (a)Lynn필터 (b)Weaver필터 (c)적응 필터(60Hz) (d)적응필터(60Hz고조파) (e)IEF (f)AIEF

Fig. 10. The graph of mean and standard deviation in the absolute difference between the unfiltered and filtered signal within QRS complex as a function of filter width determined by parameters. (a)Lynn filter (b)Weaver filter (c)adaptive filter(60Hz) (d)adaptive filter(harmonic of 60Hz) (e)IEF (f)AIEF

가지 필터 방법에서는 전원 잡음 뿐만 아니라 일부 QRS 컴플렉스 성분도 같이 제거됨을 알 수 있다. 그러나 IEF와 AIEF에서는 QRS 컴플렉스의 왜곡 정도가 가장 적으면서, 60Hz 잡음 성분이 효과적으로 제거됨을 알 수 있다.

물론 각 필터 방법에서 밴드 폭을 결정하는 설정 입력 값으로 적은 값을 취함으로써 QRS 컴플렉스 성분의 왜곡 정도를 줄일 수는 있으나 잡음 성분이 적게 제거되고, 또한 너무 큰 설정 입력 값을 사용하면 QRS 컴플렉스에 더 큰 왜곡 현상이 발생된다. 그림 7은 그림 6(a)의 심전도 데이터에 대한 필터링 되기 전의 입력 신호와 필터링된 후 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼 특성을 나타낸 그림이다. 그림 7(a)는 필터링 되기 전의 입력 심전도 신호에 대한 파워 스펙트럼이고 (b)-(f)는 여러 필터 방법을 사용한 심전도 출력 신호에 대한 파워 스펙트럼이다. 그림에서 보는 바와 같이 모든 필터 방법에서 60Hz 성분은 잘 제거됨을 알 수 있다. 그림 8과 9는 60Hz와 240Hz 고조파 성분이 포함된 심전도 데이터의 필터 후 제거된 잡음 성분 및 출력 결과의 파워 스펙트럼을 나타

낸 그림이다. 60Hz 성분에 대한 결과는 그림 6의 경우와 동일함을 알 수 있었다. 그러나 240Hz와 같은 고조파 성분이 포함된 심전도 파형에서는 고조파 성분을 기준 채널로 갖는 적응 필터를 제외한 나머지는 이 고조파 성분을 잘 제거하지 못함을 알 수 있다. 결과적으로 그림 6과 8의 실험 결과를 비교해보면, QRS 컴플렉스 이외의 나머지 부분에 대한 전원 잡음 제거 정도는 모든 필터에서 큰 차이가 없음을 알 수 있다. 따라서 QRS 컴플렉스 내에서의 왜곡 정도는 60Hz 전원 잡음 제거 필터 특성을 평가하기 위한 중요한 요소가 된다. QRS 컴플렉스 왜곡 정도를 평가하기 위하여, 본 논문에서 설정한 필터 폭 결정 파라미터(B, D, u,  $\delta$ , 그리고 KD)값들에 대한 QRS 컴플렉스의 왜곡 정도와 각 필터 폭 결정 파라미터의 변화에 대한 QRS 컴플렉스 왜곡 정도와의 관계를 실험하였다.

표 1은 QRS 컴플렉스 내에서 필터링 되기 전, 후 신호 차의 절대값에 대한 평균과 표준편차를 본 논문에서 사용한 필터 폭 결정 파라미터에 대해 정량적으로 나타낸 표이고, 그림 10은 이와같은 신호의 차에 대한 절대값의 평균과 표준편차를 필터 폭을 결정하는 파라미터 값들에 대한 함수로 나타낸 그래프이다. 실험 데이터는 CSE 데이터 베이스 데이터 Set3 중에서 전원 잡음 성분이 있는 것으로 평가된 10개(#36, #37, #39, #41, #45, #89, #94, #102, #118, #124)를 사용하였다. 그림 10에서 나타낸 바와 같이 본 논문이 제시한 방법에서는 QRS 컴플렉스 내에서의 필터링 전후에서의 와 KD에 대한 편차가 다른 필터링 방법에 비하여 작음을 알 수 있다. 즉 QRS 컴플렉스내에서 필터링에 따른 QRS 컴플렉스의 왜곡 현상이 본 논문에서 제시한 방법(AIEF)이 가장 적음을 알 수 있다. 즉 피크 진폭이 0.1mV인 전원 잡음을 노치 필터로 제거하기 위해서는 큰 밴드 폭을 가져야 하는데 그만큼 QRS 컴플렉스의 성분에도 큰 왜곡이 발생되지만, 본 논문이 제시한 방법에서는 큰 KD 값에 대해서도 QRS 컴플렉스에 큰 왜곡이 발생하지 않음을 알 수 있다.

## 결론

본 논문은 전원 잡음 제거를 위해 이미 제안된 여러 필터 방법의 성능을 분석하고, 새로운 필터 방법을 제시하여 기존의 제시된 방법과 비교,평가를 수행한 연구이다. 본 논문은 IEF(Incremental Estimation Filter)를 기본으로 하여 이루어 졌는데, IEF 필터의 오차 보정 함수가 가지는 단점을 보완하여 새로운 오차 보정 함수를 제안함으로써 QRS 컴플렉스에서 발생하는 왜곡을 크게 줄였고

차단 주파수를 50Hz로 전환함으로써 쉽게 60Hz 전원 잡음 성분뿐만 아니라 50Hz의 잡음 성분도 제거할 수 있음을 알 수 있었다. 또한 IEF와 AIEF 방법은 다른 필터 방법보다(특히 적응 필터방법) 빠르게 안정 상태로 수렴하기 때문에 심전도 자동 진단과 같은 짧은 기간의 신호를 이용하는 시스템에 적합함을 알 수 있었다.

적절히 밴드 폭을 설정 함으로서 QRS 컴플렉스 밖 특히, 기저선 근처에서 생기는 전원 잡음에 대한 필터 성능은 노치, 적응 필터, IEF와 같은 기존의 필터 방법과 본 논문에서 제시한 AIEF 방법과는 큰 차이가 없음을 알 수 있었다.

본 논문에서 제시한 필터 방법으로는 60Hz 고조파 성분의 제거가 힘들었으나, 이는 샘플링 주파수를 60Hz의 배수로 설정(현재 본 논문에서 사용한 CSE 데이터 베이스는 500Hz로 샘플링 비를 갖으므로 60Hz의 배수가 안됨)함으로서 제거할 수 있을 것이다.

### 참 고 문 헌

1. Mortara, D.W. "Digital filters for ECG signals", 「Proc. Computer in Cardiology, 1977, pp.511-514.
2. Huhta, J.C, and Webster. J.G, "60Hz interference in electrocardiography", IEEE Tras.Biomed. Eng., Vol 20, pp.91-95, 1973.
3. B.C. Lee, H.J Kweon, and M.H Lee, "QRS recognition using syntactic and nonsyntactic method", Proc. of 13th International Conference on EMBS IEEE, Vol. 13, No. 2, pp.590-591, Orlando, USA, 1991.
4. H.J Kweon, B.C Lee, and M.H Lee, "Design of Portable 12 Leads automated ECG analyzer Using 68000 MPU", Proc. of 14th International Conference on EMBS, IEEE, pp.1263-1264, Paris, France, 1992.
5. H.J Kweon, J.W. Suk, and M.H Lee, "Intelligent QRS typification using Fuzzy clustering algorithm", Proc. of 16th International Conference on EMBS IEEE, pp.760-761, Montreal, Canada, 1995.
6. Lynn, P.A., "Recursive digital filter for biological signals", Med. Biol. Eng. Vol 9., pp.37, 1971.
7. Weaver, C.S., and Lawrence, R.W., "Digital filtering with applications to electrocardiogram processing", IEEE Trans., Audio Electroacoust. Vol 16 (3), 1968.
8. Thakor, and Zhu., "Application of adaptive filtering to Eelctrocardiogram analysis: Noise cancellation and arrhythmia detection", IEEE Trans., Biomed. Eng., Vol 38, pp. 248-254
9. 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, pp.12-19, 1987.
10. J.L. Willems, etc., 「Common Standards for Quantitative Electrocardiography Project」, CSE Multilead Atlas: Referee Results, Measurement Results-Data Set 3:, Louvain, 1988.
11. Kors, J.A., "Interference Removal with an Improved Incremental Estimation Filter", Meth. Inform. Med, Vol 33, pp.15-19, 1994.
12. Talmon, J.L. "Pattern Recognition of the ECG: A Structured Analysis", Ph.D thesis, Amsterdam, Free University, 1983.
13. Mcmanus, C.D, Karl, D.N, and Eckehart, C, "Characterization and Elimination of AC Noise in Electrocardiogram: A Comparison of Digital Filtering Methods", Comput. Biomed. Res. Vol, 26, pp.48-67, 1993.