

ECG 신호를 위한 디지털 필터의 DISTORTION 해석

남 현 도*, 안 동 준*, 이 철 희**, 장 태 규***

*단국 대학교 전기공학과, **강원 대학교 전기공학과, ***중앙 대학교 제어계측공학과

Distortion Analysis of digital filters for ECG signals

Hyun-do Nam*, Dong-jun Ahn*, Cheol-heui Lee**, Tae-gyu Chang***

* Dept. of Electrical Eng. Dankook Univ., ** Dept. of Electrical Eng. Gangwon Univ.

*** Dept. of Control-Instrument Eng. JoongAng Univ.

ABSTRACT

Distortion analysis of digital filters for the ECG signal processing is presented. Several band pass and band reject filters are designed for the analysis. Computer simulations are performed to compare the distortions of the Butterworth type filters and linear phase optimal filters. The designed filters are applied to power line interference cancelling in ECG signals.

1. 서론

ECG(ElectroCardioGram)는 인체 표면에 전극을 부착하여 심근의 수축에 관련된 전기적인 변화를 시간에 따라 측정하여 규격 용지에 기록한 것이다. 인간의 심장 조직은 automaticity, excitability, refractoriness, conductivity라는 4가지 성질을 지녀서 심근의 수축에 따른 임펄스의 발생, 이에 대한 반응과 전파, 그리고 전기적 상태의 복원의 과정을 반복하게 된다. [1]

그림 1.1은 전형적인 ECG 신호의 예인데, 크게 보아 PQRST 부분으로 나누어지며 P파는 심방 수축의 전기적 변화이고 QRS complex는 심실근의 전기적인 변화이며 T는 전기적 복원의 상태를 나타낸다. 이러한 ECG 파형의 형태에 근거한 morphological analysis와 pace maker analysis에 의해 의학적 진단이 이루어진다.

그런데 이러한 ECG 신호의 취득은 언제나 배경 잡음과 같이 나타나며, 파형 감지를 위해서 원하는 파형을 뚜렷하게 보여주기 위한 목적으로 Signal Conditioning 필터를 사용한다. [2]

이러한 목적 이외에도 ECG 기계에서 신호를 기록할때 과도한 DC 전위가 나타나는 것을 방지하기 위하여, ECG 신호를 A/D 변환시에 생기는 Aliasing 문제와 D/A 변환에 포함되는 홀드 회로로 생기는 고주파 성분의 잡음 제거에 대역 통과(Band Pass) 필터를 사용하며, ECG 신호 측정장비가 상용전원을 사용하게 되므로 ECG 신호에 섞이게 되는 60Hz의 전력선 잡음을 제거하기 위하여 대역 저지(Band Reject) 필터가 사용되는 것도 파형 감지를 위한 의도적인 Signal Conditioning 목적외에 필터가 중간과정에 개입된 예이다.

그러나 이러한 필터들은 원하지 않는 주파수 성분의 신호들을

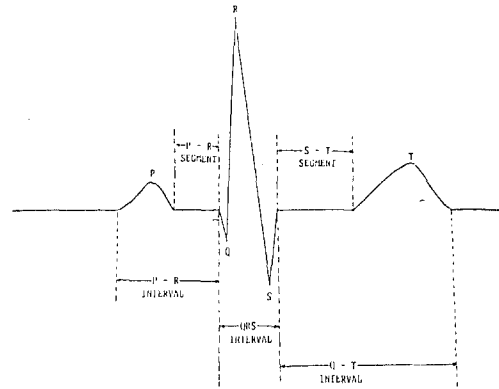


그림 1.1 전형적인 ECG 신호

제거하는 것 뿐만 아니라 원하는 파형 성분에 왜곡 (Distortion) 을 가하게 되기 때문에 ECG 신호와 같이 짧은 시구간동안에 존재하는 과도현상적인 신호의 왜곡은 심각한 문제이다. 이와 같은 왜곡 현상은 주파수의 왜곡, 진폭의 왜곡으로 나누어 생각할 수 있으며 EEG(ElectroEncephaloGram) 신호와 같은 다른 생체 신호에 비해서 ECG 신호의 QRS complex가 훨씬 높은 주파수를 가지므로 이에 대한 왜곡현상은 한층 더 심하게 나타날 것이다.

본 논문에서는 ECG 신호에서 가장 많이 사용되는 대역 통과 필터와 대역 저지 필터의 왜곡 현상에 대하여 분석하였다. 필터 구조로는 Chebyshev 필터나 Elliptic 필터에 비해 좋은 과도 특성을 보이는 Butterworth 필터와 선형 위상(Linear Phase) FIR 필터를 사용했다.

2. 디지털 필터

디지털 필터를 설계하기 위해서는 원하는 아날로그 필터를 설계한 다음에 적절한 변환 기법을 이용하여 이산계로 변환시키므로 이와 같은 과정을 정리하면 다음과 같다. [3]

(1) 1 rad/s 에서 차단 주파수를 가지는 저역 통과 아날로그 필터 전달함수 $H(s)$ 를 구한다.

(2) 원하는 디지털 필터의 라디안 값으로 표현되는 표준화된 차단 주파수 ω_c 를 계산한다.

$$\Omega_c = \tan\left(\frac{\omega_c}{2}\right) = \tan(\pi f_c T)$$

(3) 새로운 전달함수 $H(s)$ 를 구한다 (주파수 scaling)

$$H(s) = H(s) \Big|_{s=s/\Omega_c} = H\left(\frac{s}{\Omega_c}\right)$$

(4) 원하는 필터 구조를 대입한다.

필터 구조	대입
고역 통과	$s \leftarrow \frac{1}{s}$
대역 통과	$s \leftarrow \frac{s^2 + \Omega_0^2}{W s}$
대역 저지	$s \leftarrow \frac{1}{s}$ $s \leftarrow \frac{s^2 + \Omega_0^2}{W s}$

단, $W = \Omega_H - \Omega_L$

$$\Omega_0 = \sqrt{\Omega_L \Omega_H}$$

Ω_L, Ω_H : 대역 통과, 대역 저지 필터의 low edge, high edge

(5) 쌍선형 변환(Bilinear Transform)을 이용하여 z-영역으로 변환한다.

$$s = \frac{z - 1}{z + 1}$$

2.1 Butterworth 필터

표준화된 Butterworth 필터의 응답은 식(2-1)과 같다. [4]

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{\sqrt{1 + (\Omega^2)^n}} \quad (2-1)$$

단, n: 필터 차수

식(2-1)을 다시 쓰면

$$H(s)H(-s) = \frac{1}{1 + (-s^2)^n} \quad (2-2)$$

따라서 식(2-2)에서의 극점은 s-평면의 단위원 내에 존재하게 되고 좌반 평면에 위치한 안정한 극점들만 선택하면 식(2-3)과

같다.

$$H(s) = \frac{k_0}{\prod_{k=1}^n (s - s_k)} \quad (2-3)$$

단, k_0 : 표준화 상수

$$s_k : \exp[j\pi(1/2+(2k-1)2n)] ; k = 1, 2, \dots, n$$

이같이 구해진 아날로그 Butterworth 필터를 앞에서 언급한 디지털 필터 설계과정을 거쳐 디지털 필터로 구현한다.

2.2 선형 위상 FIR 필터

선형 위상 필터는 필터의 차수가 기수, 우수인 경우와 임펄스 응답의 형태가 symmetric, antisymmetric인 4가지 형태로 분류된다.

선형 위상 FIR 필터의 설계 방법으로는 윈도우를 사용하는 방법과 주파수 샘플링 방법, 그리고 최적 설계법으로 나누어 볼 수 있는데, 본 논문에서는 Chebyshev의 근사화법을 이용하여 설계된 선형 위상 최적 FIR 필터를 대상으로 하였다. [4]

4가지 형태의 선형위상 필터의 주파수 응답은 식(2-4)와 같다.

$$H(e^{j\omega}) = \exp[-j\omega(N-1)/2] \exp[j(\pi/2)L] H^*(e^{j\omega}) \quad (2-4)$$

여기서 L의 값과 $H^*(e^{j\omega})$ 의 형태는 표 2.1에 주어져 있다.

표 2.1

	L	$H^*(e^{j\omega})$
Case 1- N odd Symmetrical impulse response	0	$\sum_{n=0}^{(N-1)/2} a(n)\cos(\omega n)$
Case 2- N even Symmetrical impulse response	0	$\sum_{n=0}^{N/2-1} b(n)\cos[\omega(n - \frac{1}{2})]$
Case 3- N odd Anti-symmetrical impulse response	1	$\sum_{n=0}^{(N-1)/2} c(n)\sin(\omega n)$
Case 4- N even Anti-symmetrical impulse response	1	$\sum_{n=0}^{N/2-1} d(n)\sin[\omega(n - \frac{1}{2})]$

표 2.1에서 $H^*(e^{j\omega})$ 의 형태는 삼각함수의 간단한 공식에 의해 ω 의 고정된 함수 $Q(e^{j\omega})$ 의 곱 형태로 바뀌어지고 코사인의 합들을 $P(e^{j\omega})$ 라고 하면 표 2.2와 같이 정리할 수 있다.

선형 위상 최적 FIR 필터의 설계 문제는 Chebyshev의 근사화 문제로 정형화될 수 있는데, $D(e^{j\omega})$ 를 필터의 원하는 주파수 응답이라고 하고 $W(e^{j\omega})$ 를 근사화 오차의 비중 함수라고 하면 근사화된 $E(e^{j\omega})$ 는 식(2-5)와 같다.

표 2.2

	$Q(e^{j\omega})$	$P(e^{j\omega})$
Case 1	1	$\sum_{n=0}^{(N-1)/2} \tilde{a}(n)\cos(\omega n)$
Case 2	$\cos\left(\frac{\omega}{2}\right)$	$\sum_{n=0}^{(N/2)-1} \tilde{b}(n)\cos(\omega n)$
Case 3	$\sin(\omega)$	$\sum_{n=0}^{(N-3)/2} \tilde{c}(n)\cos(\omega n)$
Case 4	$\sin\left(\frac{\omega}{2}\right)$	$\sum_{n=0}^{(N/2)-1} \tilde{d}(n)\cos(\omega n)$

$$E(e^{j\omega}) = W(e^{j\omega}) [D(e^{j\omega}) - H^*(e^{j\omega})] \quad (2-5)$$

여기서 $H^*(e^{j\omega})$ 를 표 2.2와 같이 $P(e^{j\omega})$ 와 $Q(e^{j\omega})$ 로 분할하고 $Q(e^{j\omega})$ 가 주파수에 고정된 함수이므로 식(2-5)를 다시 쓰면

$$E(e^{j\omega}) = W(e^{j\omega})Q(e^{j\omega}) \left[\frac{D(e^{j\omega})}{Q(e^{j\omega})} - P(e^{j\omega}) \right] \quad (2-6)$$

이제 Chebyshev의 근사화 문제는 주파수 대역에서 $E(e^{j\omega})$ 가 최대의 절대값을 가지도록 하는 계수 집합들 $\{\tilde{a}(n), \tilde{b}(n), \tilde{c}(n), \tilde{d}(n)\}$ 의 최소값을 찾는 것으로 귀결된다.

$$\| E(e^{j\omega}) \| = \min_{\text{(계수)}} \left[\max_{\omega \in A} |E(e^{j\omega})| \right] \quad (2-7)$$

단, A는 모든 대상 주파수 대역의 disjoint union

3. 시뮬레이션 결과 및 검토

ECG 신호에서 P 파와 T 파의 주파수는 비교적 낮은 편이므로 왜곡 현상이 심하게 나타나지 않을 것이다. 따라서 그림 3.1과 같이 왜곡이 심하게 일어날 것으로 생각되는 QRS complex 파형과 유사한 형태의 triangular burst를 만들고 대역 통과 필터와 대역 저지 필터의 왜곡 현상을 해석하였다. 또한 분당 맥박수(BPM: Beat Per Minute)가 60인 표준 ECG 신호에도 적용하여 보았다.

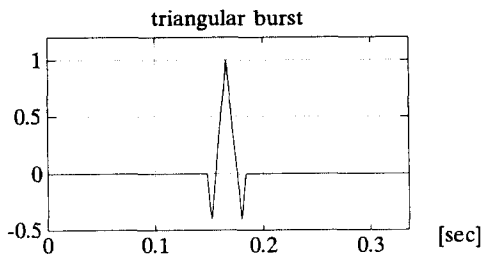


그림 3.1 triangular burst

standard ECG signal, BPM:60

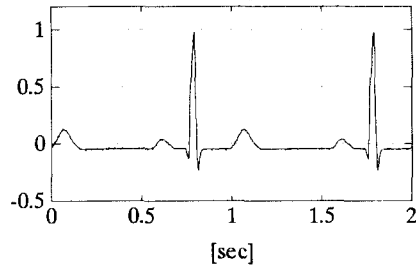


그림 3.2 표준 ECG 신호 (BPM: 60)

디지털 필터 종류로는 butterworth 필터와 선형 위상 최적 필터를 대상으로 하였다.

그림 3.2는 butterworth 필터구조를 가지는 대역 통과 필터의 왜곡현상을 보인 것으로 butterworth 필터의 차수는 비교적 과도 특성이 우수한 8차로 하였고 통과 대역폭은 0-20Hz로 하였다.

그림 3.3은 그림 3.2의 경우와 동일한 Butterworth 필터에서 통과 대역폭을 0-40Hz로 변경한 경우이다.

그림 3.2와 3.3에서 알 수 있듯이 통과 대역폭이 크면 왜곡 현상이 줄어들음을 보이고 있다.

그림 3.4는 선형 위상 최적 FIR 필터의 구조를 가지는 대역 통과 필터의 왜곡 현상을 보인 것으로 선형 위상 최적 FIR 필터의 차수는 비교적 과도 특성이 우수한 64차로 하였고 통과 대역폭은 0-20Hz 이다.

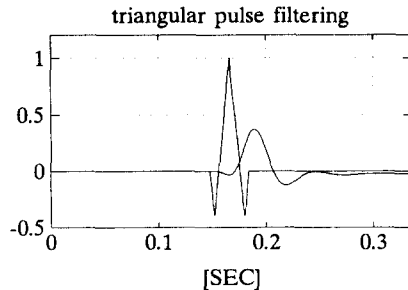
그림 3.5는 그림 3.4의 경우와 동일한 선형 위상 최적 FIR 필터에서 대역 통과폭이 0-40Hz 인 경우이다.

그림 3.5와 3.6에서도 마찬가지로 통과 대역 폭이 커지면 왜곡 현상이 줄어들고, Butterworth 필터인 경우와 비교할때 원래 파형과 비슷한 형태를 가지지만 필터의 차수만큼의 지연이 생기고 삼각파 파형 양단에서 진동이 생김을 알 수 있다.

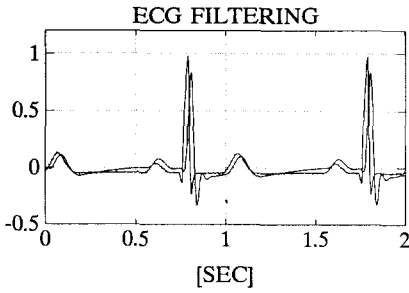
그림 3.7은 butterworth 필터구조를 가지는 대역 저지 필터의 왜곡현상을 보인 것으로 필터의 차수는 8차로 하였고 저지 대역폭은 55-65Hz로 하였다.

그림 3.8은 선형 위상 최적 FIR 필터의 구조를 가지는 대역 저지 필터의 왜곡현상을 보인 것으로 필터의 차수는 64차로 하였고 통과 대역폭은 55-65Hz로 하였다.

그림 3-8, 3.9에서 알 수 있듯이 대역 저지 필터의 경우에 Butterworth 필터가 선형 위상 최적 FIR 필터보다 우수한 특성을 보임을 알 수 있다.

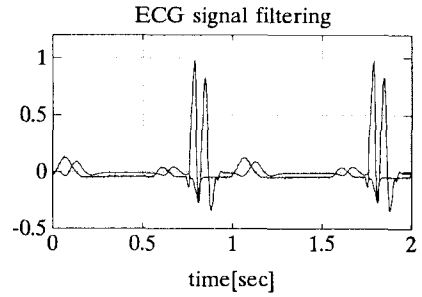


(a) triangular burst의 경우



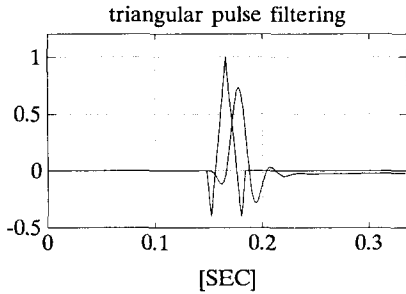
(b) 표준 ECG 신호의 경우

그림 3.3 Butterworth 필터(필터차수: 8, 통과 대역: 0-20Hz)

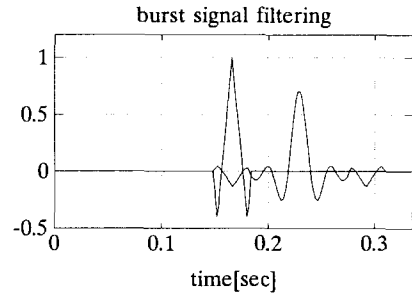


(b) 표준 ECG 신호의 경우

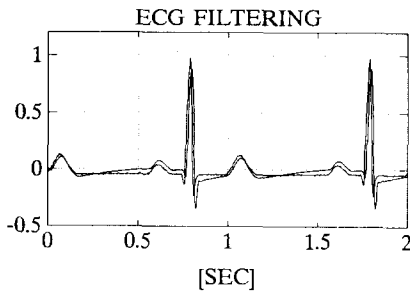
그림 3.5 선형위상 최적 FIR 필터(필터차수:64, 통과 대역: 0-20Hz)



(a) triangular burst의 경우

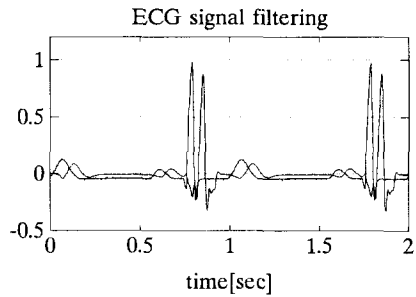


(a) triangular burst의 경우



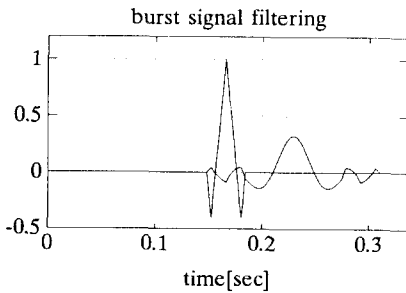
(b) 표준 ECG 신호의 경우

그림 3.4 Butterworth 필터(필터차수: 8, 통과 대역: 0-40Hz)

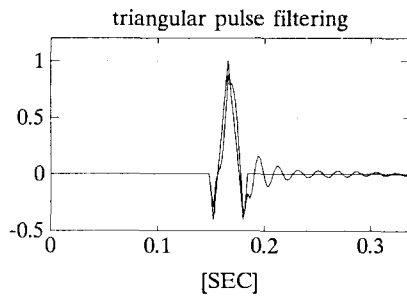


(b) 표준 ECG 신호의 경우

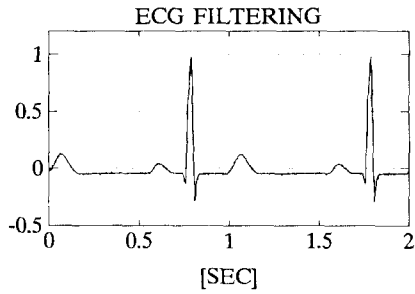
그림 3.6 선형위상 최적 FIR 필터(필터차수:64, 통과 대역: 0-40Hz)



(a) triangular burst의 경우

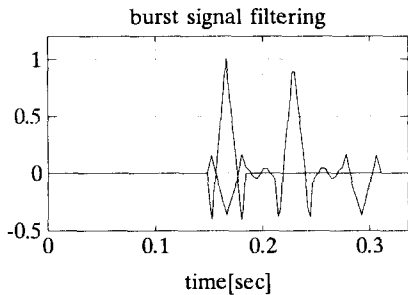


(a) triangular burst의 경우

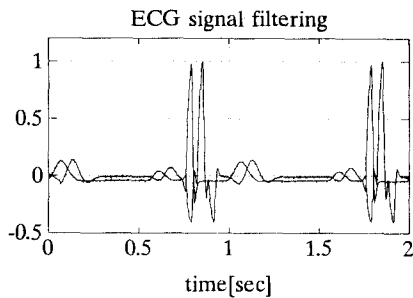


(b) 표준 ECG 신호의 경우

그림 3.7 Butterworth 필터(필터차수: 8, 저지 대역:55-65Hz)



(a) triangular burst의 경우



(b) 표준 ECG 신호의 경우

그림 3.8 선형위상 최적 FIR 필터(필터차수:64, 저지 대역:55-65Hz)

그림 3.3 부터 3.8의 결과를 토대로 주파수의 왜곡과 진폭의 왜곡을 표 3.1로 정리하였다.

그림 3.9는 그림 3.2의 표준 ECG 신호에 60 Hz의 전력선 간섭을 포함시킨 것이고, 그림 3.10의 (a)는 8차 Butterworth 대역 통과 필터(0-40Hz)의 필터링 결과이고 (b)는 8차 Butterworth 대역 저지 필터(55-65Hz)의 필터링 결과이다. 그리고 (c)는 64 차 선형 위상 최적 FIR 대역 통과 필터(0-40Hz)의 필터링 결과이고 (d)는 선형 위상 최적 FIR 대역 저지 필터(55-65Hz)의 필터링 결과로서 전력선 간섭 제거시에는 Butterworth 대역 저지 필터가 가장 왜곡이 적으며 양호한 특성을 보이고 있다.

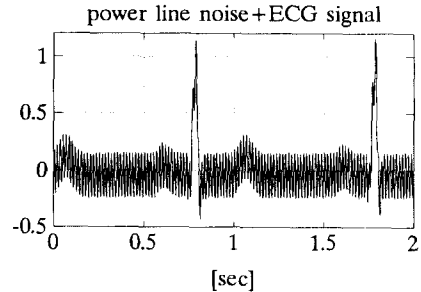
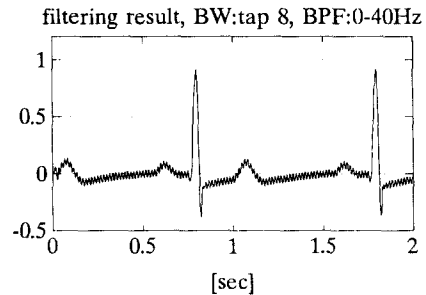


그림 3.9 전력선 간섭이 포함된 표준 ECG 신호(BPM: 60)



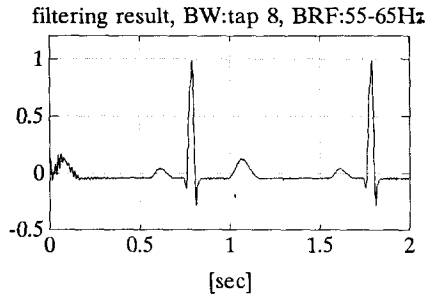
(a) 8차 Butterworth 대역 통과 필터(0-40Hz)

표 3.1 주파수 왜곡과 진폭 왜곡의 분석

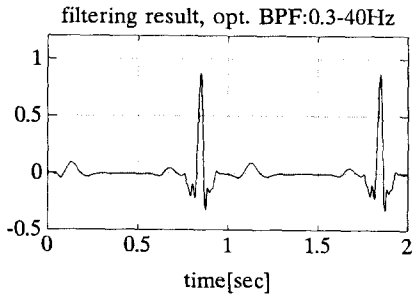
표준 ECG 신호의 QRS complex 진폭: 1.121

표준 ECG 신호의 QRS complex 주기: 0.044 [sec]

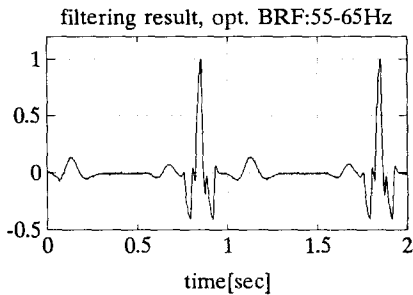
필터 구조	Butterworth 필터			선형 위상 최적 FIR 필터		
	대역 통과 필터		대역 저지 필터	대역 통과 필터		대역 저지 필터
대역 폭	0-20 Hz	0-40 Hz	55-65 Hz	0-20 Hz	0-40 Hz	55-65 Hz
주파수 왜곡	+ 0.028	+ 0.002	+ 0.010	+ 0.098	+ 0.020	+ 0.130
진폭 왜곡	- 0.113	- 0.1677	- 0.091	- 0.158	- 0.2374	- 0.0088



(b) 8차 Butterworth 대역 저지 필터(55-65Hz)



(c) 64차 선형위상 최적 FIR 대역 통과 필터(0-40Hz)



(d) 64차 선형위상 최적 FIR 대역 저지 필터(55-65Hz)

그림 3.10 각종 필터들의 전력선 간섭 제거 효과 및 왜곡 현상

4. 결론

ECG 신호의 취득에 있어서 수반되는 배경 잡음의 제거시에 사용되는 Signal Conditioning 필터의 왜곡현상을 분석하였다. 대역 통과 필터의 경우에, 통과 대역 폭이 클수록 왜곡 현상이 줄어들 수 있었으며 Butterworth 필터와 선형 위상 최적 필터의 왜곡현상을 비교하였고, 전력선 간섭 제거시에 Butterworth 대역 저지 필터가 왜곡현상이 가장 적었으며 간섭 제거 특성이 가장 뛰어났다.

참고 문헌

- [1] John R. Hampton, The ECG made easy, Churchill Livingstone, 1986.
- [2] 장 태규, 조 재희, 양 원형, "EEG신호의 파형 감지를 위한 Signal Conditioning 필터에 관한 연구", 1992년도 전기학회 하계 학술대회 논문집, pp. 311-313.
- [3] Samuel D. Sterns and Ruth A. David, Signal processing Algorithms, Prentice Hall Inc., 1988.
- [4] Lawrence R. Rabiner and Bernard Gold, Theory and application of Digital Signal Processing, Prentice Hall Inc., 1975.

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구과제 91-01-00-04의 지원에 의하여 이루어 졌음.