

적용 격자 위너 필터를 이용한 폐음과 심음의 분리

Separation of Heart Sounds and Lung Sounds Using Adaptive Lattice Wiener Filter

이 상 훈*, 김 근 섭*, 이 진*, 홍 완 회*, 김 성 환*

(S. H. Lee, K. S. Kim, J. Lee, W. H. Hong, S. H. Kim)

요 약

본 논문에서는 지금까지 연구 되어온 고역통과 필터 및 적용 transversal LMS 필터와는 달리 적용 격자 위너 필터를 이용하여 적용 잡음 제거기를 구성함으로써 폐음과 심음을 분리할 수 있는 새로운 방법을 제시하였다. 이를 위하여 실제로 폐음 및 심전도 신호를 검출하였으며, 제2의 심음 제거 방법으로 T파 검출 알고리즘을 이용하여 T파 위치를 측정하였다.

실험결과, 분리를 위하여 적용 transversal LMS는 100-200차, 적용 transversal MLMS(modified LMS) 필터는 75-100차, 적용 격자 위너 필터는 10-20차가 필요하였고, 적용 필터링이 고역통과 필터링보다 저주파 신호성분의 손실이 없는 것으로 정확도가 향상되었다.

ABSTRACT

A new proposed method can separate heart sounds and lung sounds by the realization of adaptive noise canceler using adaptive lattice Wiener filter in contrast to adaptive transversal LMS filter and high pass filter as before. Lung sounds and ECG signal are detected for this purpose, and especially the second heart sounds are reduced by finding T wave location with a T wave seeking algorithm. As a result, for heart sounds reduction it was found that adaptive transversal LMS filter required 100-200's orders, 75-100's orders in adaptive transversal MLMS filter, and only 10-20's orders in adaptive lattice Wiener filter. Adaptive filtering technique has shown greater accuracy than high pass filtering without loss of low frequency component.

I. 서 론

폐음(lung sounds)은 임상에서 의사가 폐 및 기관지 질환을 진단하는데 중요한 역할을 하는 것으로 요사이 이에 대한 신호 처리의 관심이 높아지고 있으며, 병리학상으로는 정상 폐음과 비 정상 폐음으로 구별할 수 있는데, 주파수 대역은 정상일 경우

*서울시립대학교 전자공학과
(Dept. of Elec. Eng. Seoul City Univ.)

500Hz 비정상은 1KHz 내외로 분포하여 각종 폐질환들의 패턴분류 및 잡음성분을 분리하는데 중요한 구실을 한다.¹¹⁾

폐음의 주요한 잡음은 신체 구조적으로는 심음(heart sounds)이 되는데 이는 임상에서의 정확한 진단에 장애를 주는 것으로 그 원인은 50-150Hz의 주파수 대역폭을 갖고있는 심음이 낮은 주파수성분의 폐음과 겹쳐 발생하는 것으로서 잡음인 심음을 분리해내기 위해 종래에는 고역통과필터를 사용하였으나 폐음도 같이 제거되는 문제점이 있었고 폐음의 손실을 고려하여 사용한 적응 transversal LMS필터는 적응차수가 높고 적응과도 시간이 길어서 비효율적이었다.¹²⁾

본 연구에서는 이러한 문제점을 해결하기 위하여 수치적인 안정도가 좋고 적응과도 시간이 빠른 적응 격자 위너 필터를 사용하여 폐음과 심음을 분리하는 새로운 방법을 제시하였다.

이를 위하여 실제로 폐음 및 심전도 신호를 검출하였으며, 제2의 심음 제거는 심전도 데이터에서 기저선 성분 및 QRS파 및 T파를 구분하기 위하여 문턱값을 설정하고, 그 값을 초과하는 데이터 값들을 검사하여 R파와 T파의 피크 위치를 알아내어 T파 위치에 QRS파를 삽입한 증응된 심전도(augmented ECG) 신호를 생성시켰다.

제안된 방법의 유용성을 증명하기 위하여 폐음 분리효과를 고역통과필터링, 적응 transversal LMS 필터링, 적응 transversal MLMS 필터링 및 적응

격자 위너필터링으로 나누어 시평면과 주파평면에서 각각 수행능력을 비교검토하고 본 연구결과와 성능평가 방법에 대하여 고찰하였다.

II. 적응 격자 위너 필터

폐음과 심음의 분리는 적응 격자 위너 필터를 이용하여 그림1과 같이 적응 잡음 제거기(adaptive noise canceller)를 구성함으로써 구현하였다.

일반적으로 잡음제거기 구성에 사용되는 적응필터는 transversal형과 격자(lattice)형으로 구분될 수 있다.

적응격자형 필터는 transversal형의 필터에 비해 필터계수의 양자화(quantization)에 민감하지 않아서 수치적 안정도 및 오차가 적고 구조상 직교성(orthogonality)을 갖기 때문에 필터 구조의 모듈화(modularity)가 가능하며 필터의 수렴조건(convergence condition)이 입력 자기상관 매트릭스(input autocorrelation matrix)의 고유치와 무관한 특징이 있다.^{13,14)}

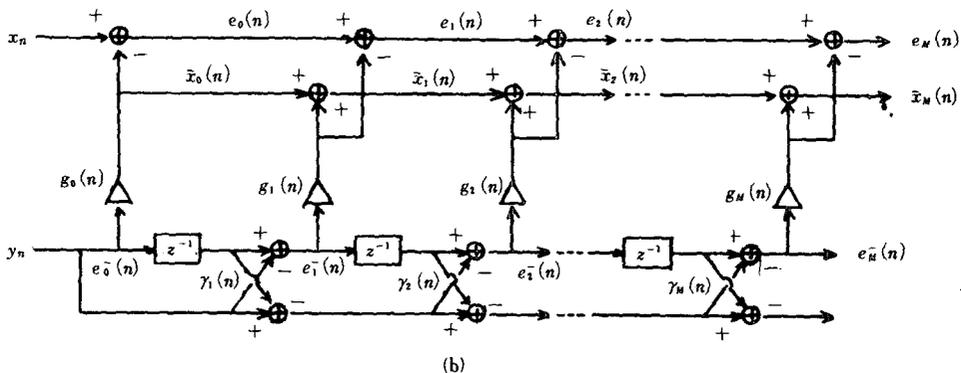
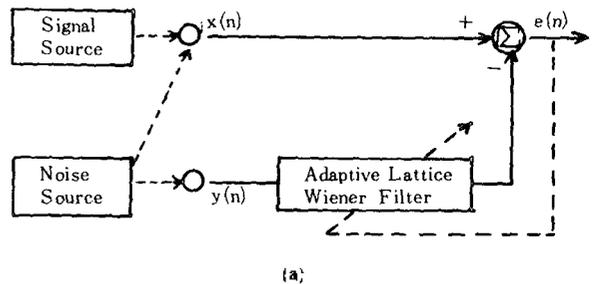


그림1. Separation of heart sounds and lung sounds
 (a) adaptive noise canceller
 (b) adaptive lattice Wiener filter

적용격자 위너 필터를 이용한 폐음과 심음의 분리

특히 요사이 DSP칩(digital signal processor chip)이 등장하여 디지털 필터 연산의 효율을 증대시키고 있으므로 본 연구에서는 적응 격자형 필터를 사용하였다.

그림1의 (a)에서 $x(n)$ 은 폐음과 심음이 혼음된 신호, $y(n)$ 은 증음된 심전도 신호이고 $e(n)$ 은 검출된 폐음 신호를 나타내고 있다.

입력이 시변일때(time-varying) 그림 1(b)의 적응 격자 위너 필터 최적 반사계수는 식(1)과 같다.

$$\begin{aligned} \gamma_{p+1}(n+1) &= \gamma_{p+1}(n) + \frac{\beta}{d_{p+1}(n)} [e_{p+1}^+(n)e_p^-(n-1) \\ &+ e_{p+1}^-(n)e_p^+(n)] \end{aligned} \quad (1)$$

여기에서 $\gamma_{p+1}(n+1)$ 은 반사계수, β 는 smoothing 파라미터, $d_{p+1}(n)$ 은 전방예측 입력 에너지이며 $e_p^+(n)$ 은 전방 예측오차, $e_{p+1}^-(n)$ 은 후방 예측오차이다.

그리고 최적계수는 식(2)와 같다.

$$g_p(n+1) = g_p(n) + \frac{\beta}{d_p^-(n)} e_n e_p^-(n) \quad (2)$$

식(2)에서 $g_p(n+1)$, $g_p(n)$ 은 격자계수(lattice weight), $d_p^-(n)$ 은 후방 예측 입력에너지 이고 e_n 은 전체 예측오차, $e_p^-(n)$ 은 후방 예측오차이다. 이와같이 적응 격자 위너 필터를 식(1)과 (2)로 구성하였다.

III. 실험 장치 및 방법

폐음 분리를 위한 실험장치는 그림2와 같이 콘덴서 마이크로폰(Panasonic: 모델 ECM-103A), 오디오 증폭기(ANDO Electric: 모델 AFP-10S), ECG 모니터(SEIN Electric: SE-103), 2채널 A/D 변환기와 IBM PC로 구성하였다.

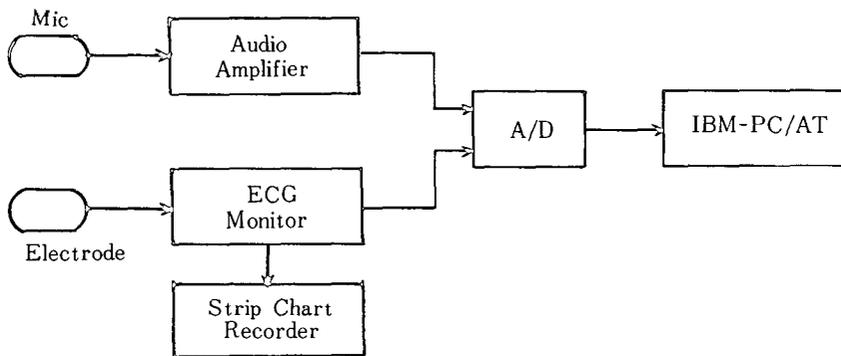


그림2. Lung sounds analysis system

마이크로폰 표면을 고무로 만든 공모양의 구조를 갖는 덮개를 씌워 air cavity를 형성하여 마이크로폰과 접촉 부위를 매칭 시킨다음 심음이 가장 잘 들리는 심장의 apex 부분에서 검출한 폐음과 LA,R,ALL에 표면전극을 부착시켜 검출한 심전도 신호를 2채널로 동시에 받아 2048 Hz로 A/D 변환을 하였다.

심전도 신호는 P,Q,R,S,T파로 구성되며, 이중 R

파는 제1의 심음과 관련되며, T파는 제2의 심음과 관련되는데 적응 잡음제거기의 기준신호로 심전도 신호가 인가되는 경우 제2의 심음은 제거가 불가능하므로 그림3의 기준신호 생성 소프트웨어 흐름도와 같이 심전도 데이터에서 포인트를 초기화시켜 문턱값을 설정하고 그 이상의 데이터값(X[N])을 비교하여 피이크치를 검출, 타당한 R파 및 T파의 피이크치를 추출하여 T파 피이크치에 QRS파를 삽입시킴으

로써 제1과 제2의 심음사이의 간격만큼 지연시킨 결과가 되는 증음된 심전도 신호를 만들어 기준 신호로 사용하였다.

그림4는 심전도 신호와 증음된 심전도 신호를 나타내고 있다.

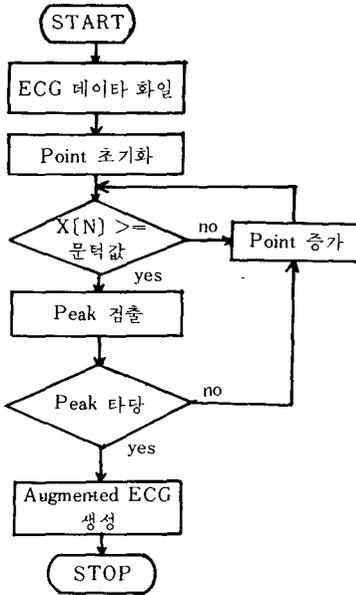


그림3. Flow chart of reference signal generation

IV. 실험결과 및 고찰

본 연구에서는 제시된 방법의 유용성을 증명하기 위하여 실험결과를 고역통과 필터링, 적응 transversal LMS 필터링, 적응 transversal MLMS 필터링 및 적응 격자 위너 필터링으로 나누어 비교 분석하였다.

이를 위하여 분리된 폐음 및 심음을 각각 시평면과 주파수평면에서 관찰하였다.

그림 5(a)는 폐음과 심음이 혼음된 신호를 시평면에서 나타낸 것이고 그림 5(b)는 75Hz의 차단주파수로 고역통과 FIR 필터링(필터차수: 289차)된 폐음을 시평면에서 나타내고 있다. 그림5(c), (d), (e)는 각각 호흡의 한 주기동안 적응 필터링 한 다음의 폐음으로써 그림 5(a)와 비교하여 볼때 50%이상 심음의 피이크치 감소를 볼수 있다.

본 실험에서는 실제적으로 정확한 폐음(original signal source)를 알수 없으므로 정확한 정보신호가 알려진 통신 및 제어 시스템에서 잡음제거의 성능을 평가하는 방법인

- 1) 적응과도시간(convergence rate)의 비교
- 2) 잡음제거율에 대한 수치인 입출력의 신호대 잡음비(primary noise power density / output noise power density)

의 정량적인 비교가 불가능한 문제점이 있다.

그러므로 본 연구에서는 폐음에 혼입되는 저주파 심음의 피이크치 감소와 주파수 평면에서 파워 스펙트럼의 평균레벨의 차이로 그 성능을 평가했다.

그림 5(f)와 (g)는 호흡을 정지하고 있을때의 심음과 추정된 심음을 보여주며 신호의 형태가 유사하며 그 크기가 다른것은 기록시간의 차이에 의한것이다.

이와같이 증음된 심전도 신호를 기준신호로 사용하면 그림 5(a)와 비교해 볼때 효과적인 것을 알 수 있다.

그림 6은 그림 5의 시평면 데이터를 Welch (5) 의 periodogram estimation 방법으로 4096 포인트 Hamming 윈도우(window)를 취하여 파워 스펙트럼을 구한 결과이다.

그림 6(b)에서 볼 수 있듯이 고역통과 필터링

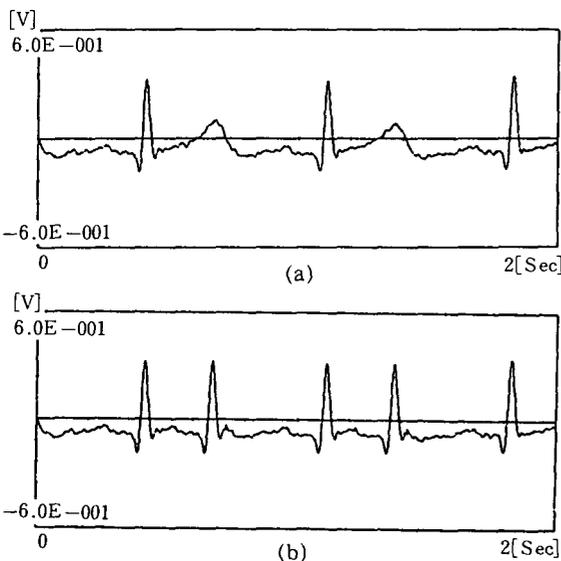


그림4. (a) ECG signal (b) augmented ECG signal

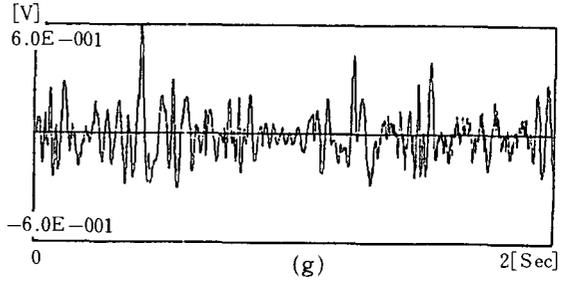
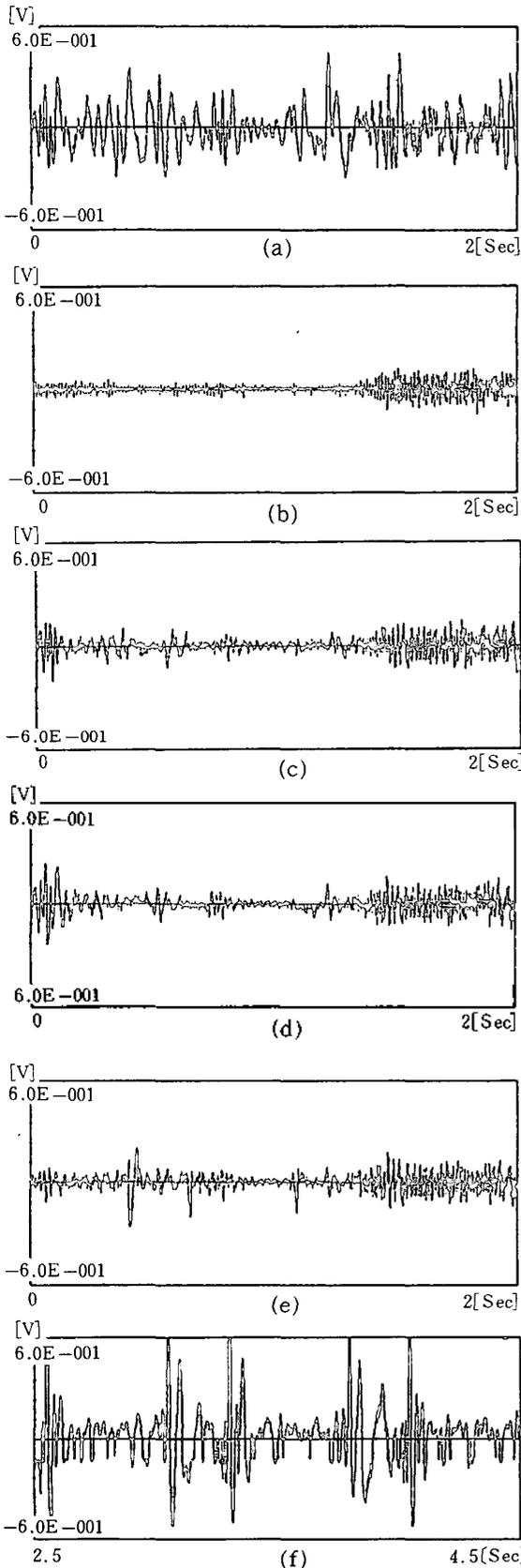


그림.5 Waveforms in the time domain
 (a) contaminated lung sounds (b) high-pass filtered($f_c=75\text{Hz}$) lung sounds (c) adaptive LMS filtered lung sounds (d) adaptive MLMS filtered lung sounds (e) adaptive lattice Wiener filtered lung sounds (f) heart sounds during breath holding (g) estimates of heart sounds by adaptive lattice Wiener filter

시키면 폐음의 저주파 성분인 75Hz 이하가 20dB 정도 손실되나 그림 6(c),(d),(e)를 보면 심음의 주파수 성분만 감소하고 그 밖의 영역은 그대로 유지하고 있는 것으로 보아 심음이 폐음에 영향을 미치지 않고 제거된 것을 알 수 있다.

그리고 파워 스펙트럼의 평균레벨을 관찰할 경우 심음의 제거전에는 심음성분과 폐음성분의 평균레벨이 30dB정도 차이를 보였으나 적응 필터링후에는 세가지 필터링 모두 7dB정도를 나타내어 폐음의 저주파 영역을 그대로 보존하며 효과적으로 심음을 제거한 것을 알 수 있다.

그림 6(f)와 (g)는 호흡 정지시 심음과 추정된 심음의 스펙트럼을 나타내고 있는데 공히 주파수 성분이 50Hz-100Hz에 존재하여 시평면에서의 평가를 뒷받침 해주고 있다. 이와같이 본 연구에서는 분리된 폐음과 심음을 시평면에서 심음의 피크치의 값과 주파수 평면에서의 파워 스펙트럼을 적응 잡음 제거기의 평가 지표로 고찰하였다.

또한 이러한 성능평가를 뒷받침 해주기 위하여 심전도 신호를 오디오 증폭기와 스피커를 통하여 청취하여 본 결과 그림 5(f)인 호흡을 정지하고 있는 동안의 심음과 유사하게 들림을 확인하였고 적응 신호처리 이전의 폐음과 고정통과된 폐음 및 신호처리 이전의 폐음을 D/A변환기를 통하여 여러사람이 청각적으로 비교 평가한 결과 만족할만한 분리 효과임을 알 수 있었다.

다음으로 표1은 본연구에 사용된 각각의 적응 필터의 심음 제거에 사용된 차수와 수렴파라미터 및 심음 제거도를 나타내고 있다.

표 1 적응분리에 사용된 적응 필터의 성능 비교.

| | 차 수 | 수렴파라미터 | 심음 제거율(%) |
|----------|---------|----------------|-----------|
| (1) LMS | 100-200 | $\mu = 0.3$ | 50-85 |
| (2) MLMS | 75-100 | $\beta = 0.99$ | |
| (3) LW | 10-20 | $\beta = 0.95$ | |

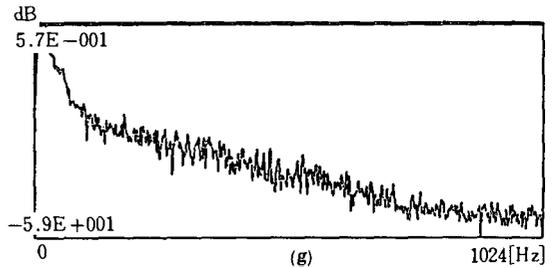
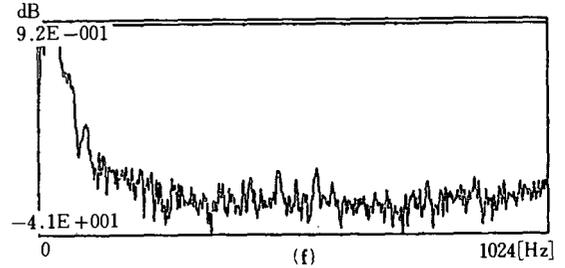
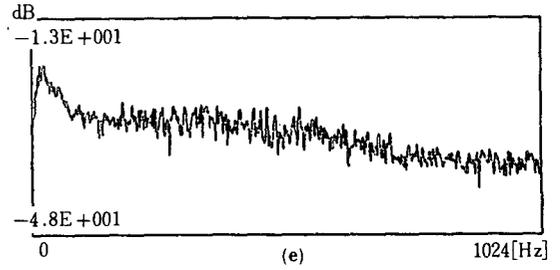
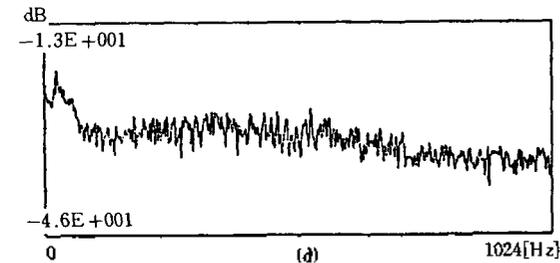
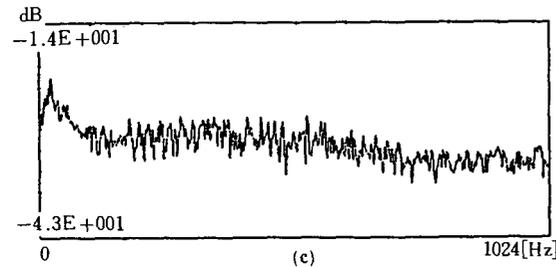
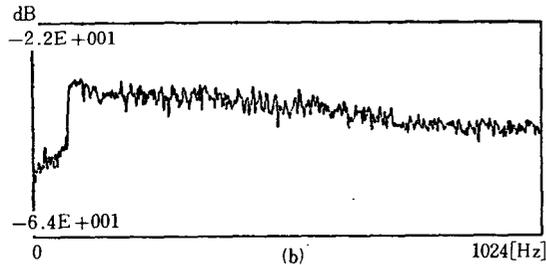
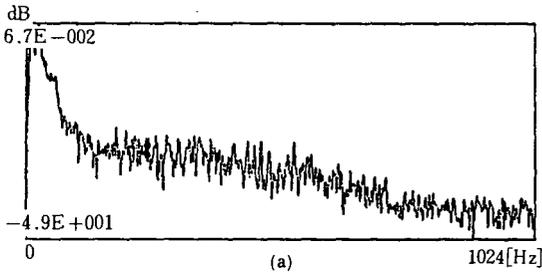


그림 6 Power spectra in the frequency domain (a) contaminated lung sounds (b) high-pass filtered($f_c=75\text{Hz}$) lung sounds (c) adaptive LMS filtered lung sounds (d) adaptive MLMS filtered lung sounds (e) adaptive lattice Wiener filtered lung sounds (f) heart sounds during breath holding (g) estimates of heart sounds by adaptive lattice Wiener filter

폐음과 심음을 분리하기 위하여 (1),(2)의 trans-versal형(LMS,MLMS)의 적응 필터를 사용시 수렴 특성을 개선시킨 MLMS형태가 낮은 차수를 요하나 (3)의 격자형(LW)의 적응필터를 사용하면 동일한 제거율(50-85%)에 대하여 10-20차의 매우 낮은 차수로도 분리가 가능하였다. 그리고 수렴파라미터 값을 0.95-0.9999로 변화시켰을 때의 분리상태는 거의 비슷하였다. 이는 격자형 필터의 특징인 수렴조건 및 수치적 안정도가 우수함에 기인하며 본 연구를 하드웨어 구현시 연산시간의 단축을 기대 할 수 있으리라 사료된다.

V. 결 론

적응격자 위너 필터를 이용한 폐음과 심음의 분리,

본 논문에서는 적응 격자 위너 필터링을 이용하여 폐음과 심음을 분리하는 방법을 제시하였다. 이를 위하여 실제로 폐음 및 심전도 신호를 검출하여 고역 통과 필터링, 적응 transversal LMS, MLMS 필터링, 적응 격자 위너 필터링 등으로 비교 분석하였으며 제2심음 제거를 위하여 T와 검출 알고리즘을 이용하였다.

실험결과 적응 필터링이 고역 통과 필터링보다 제거의 정확도가 높은 것을 알 수 있었고 분리를 위하여 적응 transversal LMS, MLMS 필터는 높은 차수가 필요하나 적응격자 위너 필터링은 낮은 차수로도 분리가 가능하였다.

이상의 제시된 방법은 임상에서의 폐질환 진단 및 폐음 연구에 도움이 될 것이며 더욱 정확한 기준 신호를 생성시켜 사용하면 심음의 제거율이 향상 될 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. S. Lehrer, Understanding lung sound. Philadelphia: W.B. Saunders, 1984.
2. V.K.Lyer, P.A., Ramamoorthy, H. Fan and Y.Poly-songsang, "Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering, "IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. BME-33, pp. 1141-1148, 1986.
3. Sophocles J. Orfanidis, Optimum signal processing. New York: Macmillan, 1985.
4. Bernard Widrow and Samuel D.Stearns, Adaptive Signal processing. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1985.
5. P.D. Welch, "The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms, "IEEE Trans, Audio Electroacoust., Vol. AU-15, pp. 70-73, 1967.

△이 상 훈



1962년 7월 11일생
1987년 광운대학교 전자공학과 졸업
1988년 3월~현재 서울시립대학교 대학원 전자공학과 재학중
※주관심분야는 디지털신호처리 등임

△이 진



1964년 8월 11일생
1987년 2월 연세대학교원주 의과대학 의용공학과 졸업
1988년 3월~현재: 서울시립대학교 대학원 전자공학과 재학중
※주관심분야는 의용신호처리, 디지털신호처리 등임.

△김 근 섭



1965년 9월 7일생
1989년 2월 연세대학교 의용공학과 졸업
1989년 3월~현재 서울시립대학교 대학원 전자공학과 재학중.
※주관심분야는 적응신호처리, 영상신호처리, 의용전자 등임.

△홍원희 8 권 2 호 참조

△김성환 8 권 2 호 참조