

심음 향상을 위한 단일채널 적응 잡음 제거기

이철현[†], 김필운^{**}, 이윤정^{***}, 장용민^{****}, 배건성^{*****}, 조진호^{*****}, 김명남^{*****}

요 약

본 논문에서는 심음 향상을 위해 단일 채널 적응 잡음 제거기를 제안한다. 청진음은 일상적이거나 응급 상황 시 다양한 소리가 섞여 심음의 판독이 어려운 특징이 있다. 기존의 두 채널의 입력을 가지는 적응 잡음 제거기에서 단일 채널의 구현을 위해 단일 채널로 입력된 청진음은 심음의 특징을 기반을 둔 HS 분석기와 BS-Gate를 제안하여 기준 신호를 생성하였다. 제안한 단일 채널 적응 잡음 제거기는 BIOPAC Systems, Inc의 SS30L과 MP 36을 이용하여 획득한 청진음을 이용하여 실험하였으며, 그 결과 효과적으로 호흡음이 감쇄하여 심음이 향상되는 것을 확인할 수 있었다. 또한 단일 채널을 사용하는 적응 선 스펙트럼 강조기와의 비교 실험을 통해 심박의 변화에도 효과적으로 잡음을 제거하였음을 확인할 수 있었다.

Adaptive Noise Canceller of Single Channel For Heart Sound Enhancement

Chulhyun Lee[†], Pil Un Kim^{**}, Yun Jung Lee^{***}, Yongmin Chang^{****},
Keun-Sung Bae^{*****}, Jin Ho Cho^{*****}, Myoung Nam Kim^{*****}

ABSTRACT

In this paper, we proposed the single-channel adaptive noise canceller for the enhancement of heart sound (HS) in the auscultation signal. In case of either normal or emergency, a HS diagnosis is difficult due to the various signal source in the chest. Therefore, the HS enhancement is necessary. The conventional active noise canceller(ANC) has two channel, main signal and reference signal. For signal channel, the reference signal in ANC was generated by the proposed HS analyser and BS-Gate based on the characteristic of HS. This reference signal is suitable to the ANC condition. Experimental data were acquired from MP36, SS30L in BIOPAC Inc., By the experiment, we confirmed that the proposed single-channel ANC was efficient for HS enhancement. And by the comparison with active linear enhancement, it was validate that the proposed ANC is not affected by the variation of a heartbeat.

Key words: Heart sound enhancement(심음 향상), Auscultation(청진), Adaptive signal process(적응신호처리), Adaptive noise cancellation(적응잡음제거)

※ 교신저자(Corresponding Author) : 김명남, 주소 : 대구광역시 중구 동인동 2가 101번지 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실(700-422), 전화 : 053-420-5252, FAX : (053) 420-5264 , E-mail : kimmn@knu.ac.kr
접수일 : 2009년 12월 12일, 수정일 : 2010년 3월 10일
완료일 : 2010년 3월 16일

[†] 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
(E-mail : lee_chulhyun@knu.ac.kr)

^{**} 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정
(E-mail : piluny@knu.ac.kr)

^{***} 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정
(E-mail : whitegleam@paran.com)

^{****} 경북대학교 의학전문대학원 분자의학교실 교수
(E-mail : ychang@knu.ac.kr)

^{*****} 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수
(E-mail : ksbae@ee.knu.ac.kr)

^{*****} 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수
(E-mail : jhcho@ee.knu.ac.kr)

^{*****} 경북대학교 의대 의공학교실 주임교수

※ 이 논문은 2010년 교육과학기술부로부터 지원받아 수행된 연구임" (지역거점연구단육성사업/노화극복·웰빙을 위한 융합의료기술개발사업단) 또한 2010년도 두뇌한국21사업(BK 21)의 지원에 의하여 수행된 것임.

1. 서 론

심장 청진은 심장의 해부학적 이상이나 생리학적 장애를 밝혀내는 일반적인 진단 방법이다. 청진기를 이용하여 획득하는 심음은 청진시에 중첩되는 호흡 잡음과 동잡음의 영향을 많이 받으므로 인위적으로 피험자의 호흡과 행동을 정지시키고 청진영역을 경험적으로 적절하게 압박하여 획득해야 한다. 그러나 피험자가 일상생활 중이거나 응급상황의 경우에는 이러한 방법을 적용할 수 없기 때문에 중첩되는 잡음은 진단에 사용하기 위해서 제거되어야 한다.

청진음은 청진 방법에 따라 다양한 소리가 복합적으로 이루어지므로 원하는 신호를 향상시키는 다양한 연구들이 진행되었다. Martin 등은 단일 마이크로 획득한 청진음에서 심음을 저역통과 필터와 최소평균자승법의 적응 필터를 이용하여 감쇄함으로써 심음을 향상시켰다. 심음의 주기적인 특성을 반영하여 청진음에서 심음을 추출하지만, 실제 청진음을 획득하는 과정에서는 시변(time varying)하고 비정상적(non-stationary)인 신호의 특성과 한정된 매개변수의 조건 때문에, 원래 신호와 잡음 신호를 일치하여 처리하는데 큰 어려움이 있었다[1]. Tinati 등은 가슴의 심첨부에서 심음을 획득하고 주변 소리를 적응 선스펙트럼 강조기(ALE)와 적응 필터에 적용하여 잡음을 감쇄하였다. 그러나 실제 청진음이 가지는 시변하고 비정상적인 특징을 처리하기에는 비효과적이었다[2]. Bai와 Lu는 2채널 적응 잡음 제거기와 IIR를 이용하여 청진음에서 잡음을 제거하여 심음을 향상하였다[3]. Cortés 등은 기관지음 데이터에 중첩된 심음 신호를 감쇄하기 위해서 2채널 적응 잡음 제거기와 유한임펄스응답(FIR) 최소평균자승(LMS)법의 적응 필터를 사용하였다[4].

본 논문에서는 단일 채널로 입력된 청진음에서 심음 이외의 신호를 감쇄하여 심음을 향상시키는 방법을 제안한다. 기존의 적응 잡음 제거기는 원 신호와 기준 신호를 이용하여 잡음과 상관관계를 갖는 기준 신호로써 원 신호에 혼합된 잡음의 근사 신호를 도출하여 이를 원 신호에서 제거한다. 실제 심음은 청진음에 포함된 다른 여러 신호를 보다 신호의 세기가 크며 발생 구간이 비교적 일정하므로 심음 구간을 제거한 신호를 기준 신호로 하여 단일 채널 적응 잡음 제거기를 제안하였다. 제안한 단일 채널 적응 잡음

제거기는 실제 측정된 청진음과 임상 교육에서 사용하는 심음과 호흡음을 조합한 신호를 이용하여 실험하였다. 실험 결과, 제안한 단일채널방식의 적응 잡음 제거기가 효과적으로 심음 신호를 향상하는 것을 확인하였다. 또한 기존의 적응 선 향상기에 비하여 제안한 방법이 심장의 시간적 변화에 적절하게 반응하여 심음을 향상됨을 확인하였다.

2. 관련 연구

2.1 심음

심음은 일반적으로 심장의 가까운 위치에서 심장의 수축과 이완 시 심장의 판막이 닫힐 때 발생하는 박동소리로서 크게 4종류로 분류한다. 제1심음은 심장의 이첨판과 삼첨판이 닫힐 때, 제2심음은 심장의 수축기 말기의 대동맥 반월판과 폐동맥 반월판이 닫힐 때 발생한다. 반면, 반면 제3심음과 제4심음은 청진기로는 청취가 어려우며, 심전도나 심음도를 사용한 자료를 통해 알 수 있다.

그림 1은 심음과 심전도를 이용하여 심장 활동의 주기적인 특성을 나타낸 그래프이다[5]. 심전도상의 제1심음은 R파크 구간에서 발생하고 약 0.14초 동안 지속되고, 제2심음은 T파크 말기 구간에서 발생하며 약 0.11동안 지속한다. 제3심음은 심장의 이완기 3분의 1지점에서 발생하며, 제4심음은 P파크와 Q파크 사이에서 발생한다. 심음은 심장 판막이 닫힐 때 발

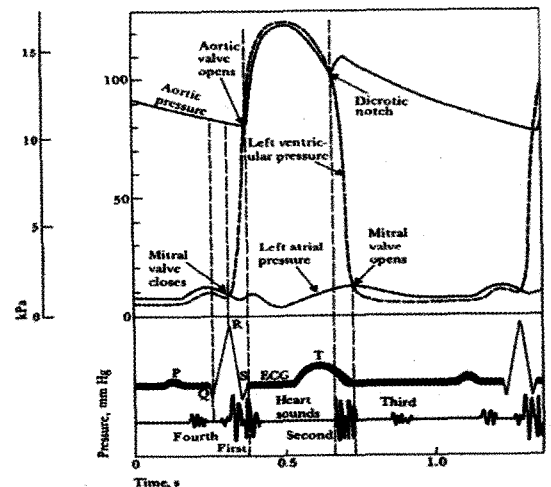


그림 1. 네 가지 심음과 심장 주기의 전기 및 기계적 현상의 상관관계(5)

생하는 진동이 주변의 조직과 심장 내벽 및 혈관 등을 통해서 전달됨으로 인체의 여러 영역에서 청취할 수가 있다. 다음의 그림 3은 대표적인 심장 청진 영역이다[6].

환자의 증상에 따라서는 청진 영역을 다르게 하여 청진할 수 있다. 즉, 의심이 가는 병변 부위에는 어디든지 청진한다. 그림 3은 그림 2에 도시한 심장 청진 영역 중 대동맥관부 심첨부, 심기저부에서 측정한 청진음 그래프이다.

심음은 그림 3에서 주기적으로 명확하게 보이는 임펄스 형태의 신호이며, 발생하는 때를 제외하고는 청진음에서 나타나지 않는다. 이 신호의 특성은 (a), (b), (c)에서 공통적으로 확인할 수 있다. 수축기의 제 1심음은 지속시간이 0.3초이고, 이완기의 심음은 약 0.6초이다[7-9]. 심음의 음압은 심장 청진 영역 중 대동맥관에서 가장 크며 심기저부의 심음이 가장 작다.

2.2 적응 필터

적응 필터는 입력된 신호와 잡음의 여러 가지 특

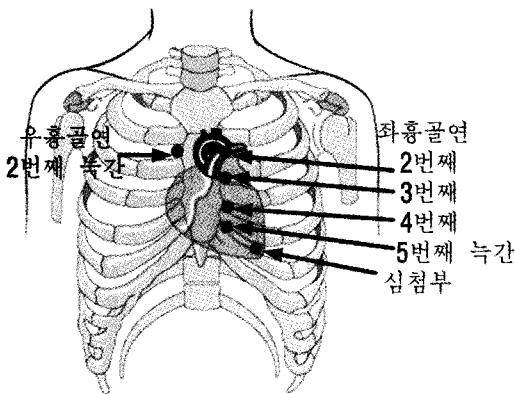


그림 2. 심장 청진 영역(6)

성을 사전에 알 수 없거나, 신호의 특성이 시간에 따라 변할 때 매개변수를 조정하여 원하는 출력 신호를 획득하는 필터이다. 입력신호 $x[k]$ 에 대하여 적응 필터의 출력 $y[k]$ 는 식 (1)과 같이 $i=0$ 부터 M 까지 각각의 계수와 입력신호의 곱으로 나타낸다.

$$y[k] = \sum_{i=0}^M w_k x[k-i] \tag{1}$$

$$\epsilon[k] = d[k] - y[k] \tag{2}$$

계수 w_k 는 식 (2)의 출력 신호와 원하는 신호 d 의 오차 ϵ 가 최소가 되도록 갱신한다. 최소자승평균법은 오차를 최소화 시키는 적응 필터의 계수를 갱신하도록 하는 대표적인 방법이다. 최소 평균 자승법은 오차 특성 곡면(mean square error surface)상의 적응 필터의 계수 평균 오차가 최소로 하는 방향으로 유도하여 w_k 를 갱신한다. i 번째 입력 신호에 대한 $i+1$ 의 계수는 식 (3)으로 나타낸다[10].

$$w[k+1] = w[k] + \mu \epsilon[k] x[k-i] \tag{3}$$

여기서, μ 는 수렴 속도를 조절하는 상수이다.

적응 잡음 제거기는 원 잡음과 유사한 잡음을 기준신호로 적응 필터의 계수를 측정하여 입력 신호에서 잡음을 제거한다. 그림 4는 일반적인 적응 잡음 제거기의 블록도이다[11-12].

원 신호를 s 라 하고 원 잡음을 n_0 이라 하면 입력신호는 $s+n_0$ 이다. 필터의 출력 y 가 n_0 와 같아지도록 적응 필터의 계수를 갱신한다. 다음의 가정이 성립되면 적응 잡음 제거기는 최적으로 잡음을 제거할 수 있다.

① 원 신호 s , 잡음 n_0 , 잡음 n_1 의 평균이 '0'이고 통계적으로 정적이다.

② 원 신호 s 와 잡음 n_0, n_1 비상관관계이다.

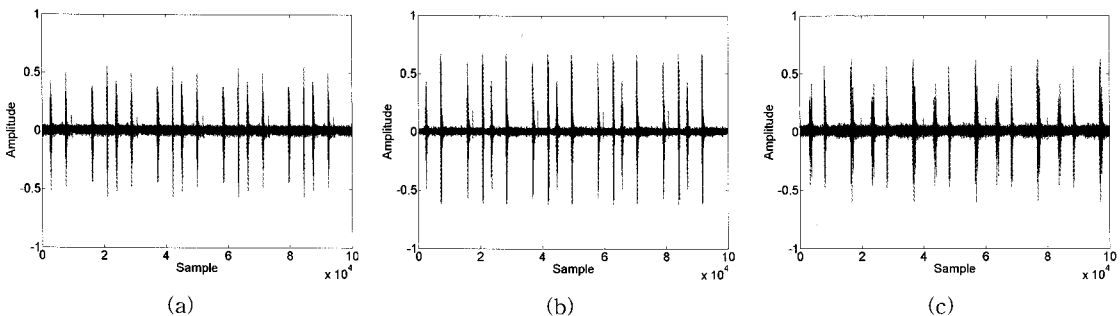


그림 3. 심장 청진 영역에서 획득한 정상 심음 (a) 심첨부, (b) 대동맥관, (c) 심기저부에서 들리는 정상 심음

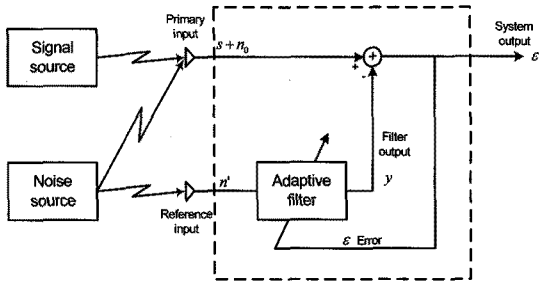


그림 4. 적응 잡음 제거기[11]

③ 주 입력 신호의 잡음 n_0 와 기준 입력신호의 잡음 n_1 이 상관관계이다.

3. 제안한 심음향상 단일채널 적응 잡음 제거기

심음은 그림 3에서 나타낸 것과 같이 청진음에서 일정한 시점에만 발생한다. 그러므로 심음이 발생하지 않는 구간은 잡음으로 추정할 수 있다. 심음 H_s 와 호흡음 B_{s_0} 이라 할 때 청진음은 $H_s + B_{s_0}$ 이다. B_{s_0}' 은 청진음에서 심음구간을 제거한 신호이다. 이때 심음은 청진음에서 특정 구간에서만 청진음과 상관관계를 가지므로 B_{s_0}' 는 H_s 와 비 상관관계를 가진다. 그리고 B_{s_0}' 는 청진음에서 H_s 구간을 제외한 신호이므로 B_{s_0} 와 상관관계를 가진다. 만약 H_s 가 B_{s_0} 와 B_{s_0}' 와의 평균이 0이고 통계적으로 정적이라 가정하면 B_{s_0}' 를 기준신호로 하는 적응 잡음 제거기를 설계할 수 있다. 그림 5는 제안한 단일 채널 적응 잡음 제거기의 블록도이다.

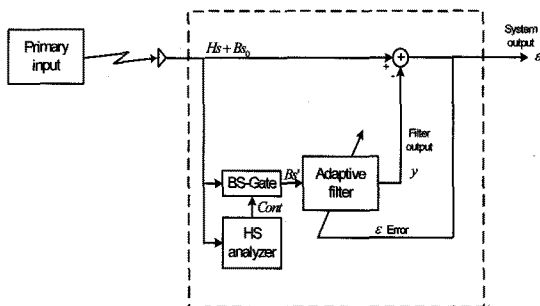


그림 5. 제안한 심음 향상을 위한 단일 채널 적응 잡음 제거기

제안한 적응 잡음 제거기의 출력 ϵ 는 식 (4)이다.

$$\epsilon = H_s + B_{s_0} - y \tag{4}$$

B_{s_0} 와 ϵ 가 H_s 와 비 상관관계이라면, ϵ 제곱의 기대

치인 식 (5)을 식 (6)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\epsilon^2 = H_s^2 + (B_{s_0} - y)^2 + 2H_s(B_{s_0} - y) \tag{5}$$

$$E[\epsilon^2] = E[H_s^2] + E[(B_{s_0} - y)^2] + 2E[H_s(B_{s_0} - y)] \tag{6}$$

$$= E[H_s^2] + E[(B_{s_0} - y)^2]$$

적용 필터는 $E[(B_{s_0} - y)^2]$ 값을 최소가 되게 하기 위해서 $E[\epsilon^2]$ 값을 최소가 되는 방향으로 계수를 적응시킨다. 따라서 출력 신호 y 는 호흡잡음 신호의 $E[B_{s_0}^2]$ 와 같아진다. 결과적으로, 적응 필터의 출력 y 신호는 호흡잡음 신호 B_{s_0} 와 일치하고, 제안한 단일 채널 방식의 적응 잡음 제거기의 출력 신호 ϵ 는 심음 신호 H_s 와 일치한다.[12]

단일 채널 잡음 제거기의 기준신호는 입력 신호에서 심음의 음압이 다른 잡음에 비해 크고 주기적이며 심음의 지속시간이 비교적 일정하다는 특성을 이용하여 생성한다. 그림 3에 도시된 것과 같이 실제 심음의 발생 시간은 0.3~0.6초이다. BS-Gate는 심음 분석기를 통해 생성된 제어신호를 이용하여 입력 신호 중 심음 발생 구간을 배제한 기준 신호를 생성한다. 심음 분석기는 r입력 신호의 일정 구간의 최대값을 구하고 값의 변동을 분석하여 심음 발생을 추정한다. 입력 신호에서 일정 구간 N의 최대값 mx 는 식(7)과 같이 정의할 수 있다.

$$mx(i) = MAX(|x^{-k}|), \quad i - N \leq k \leq i, k \in N \tag{7}$$

H_s 분석기는 식 (8)를 이용하여 BS-Gate 제어 신호 $cont$ 의 신호를 생성한다.

$$cont(i) = \begin{cases} 0, & \text{if } mx(i) > \frac{1}{N} \sum_{k=i-N}^i mx(k) + c \\ 1, & \text{otherwise} \end{cases} \tag{8}$$

mx 는 입력신호 중 일정 구간 안에서 최대값으로 정의하였다. 큰 변화가 없는 구간은 mx 의 평균값도 크게 변하지 않는다. 그러나 심음과 같이 급격한 임펄스 유형의 신호가 섞이게 되면 평균값 이상의 값이 입력되었으므로 식 (8)에 의해 발생신호를 감지할 수 있다. 또한 심음이 끝나면 입력 신호는 다시 작아지고, 그에 반해 구간의 평균값은 심음에 의하여 상승하였으므로 식 (8)에 의하여 심음의 발생 종료 역시 감지할 수 있다. 따라서 식 (8)에 의해 생성된 이진 신호 $cont$ 는 BS-Gate를 제어하여 기준신호를 생성한다. 결과적으로 생성한 기준신호는 H_s 을 배제한 신호가 된다. 그림 6은 앞서 설명한 기준 신호 획득하는 방법을 도시한 순서도이다.

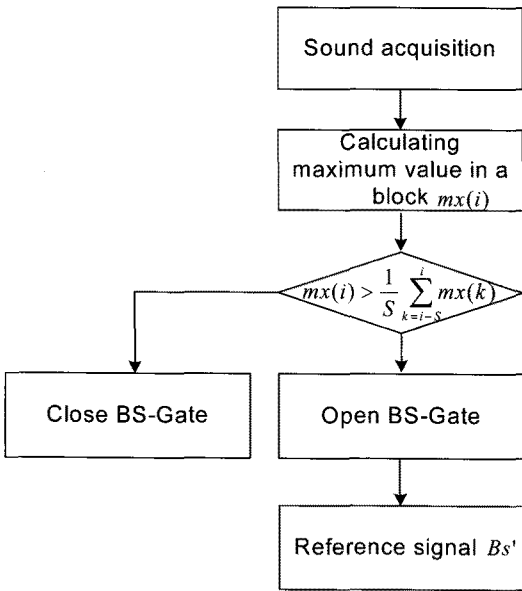


그림 6. 기준 신호 획득 순서도

4. 실험 및 결과

청진음은 BIOPAC MP36[13]의 전자 청진기(SS30L)를 사용하여 우흉골연 2번째 늑간의 심장 청진 영역에서 호흡을 하면서 10초 동안 획득하였다. 획득한 신호의 샘플주파수는 10kHz이고 비트율은 16bit이다. 그림 2의 우흉골연 2번째 늑간의 심장청진영역은 대동맥관 부위이므로 그림 3에 도시한 것과 같이 심음 신호가 다른 영역보다 큰 장점이 있다. 그림 7은 획득한 청진음이다. 앞서 기술한 바와 같이 청진음은 심음과 다양한 잡음이 섞인 신호이다.

먼저 청진음에서 기준 신호를 생성한다. 기준 신

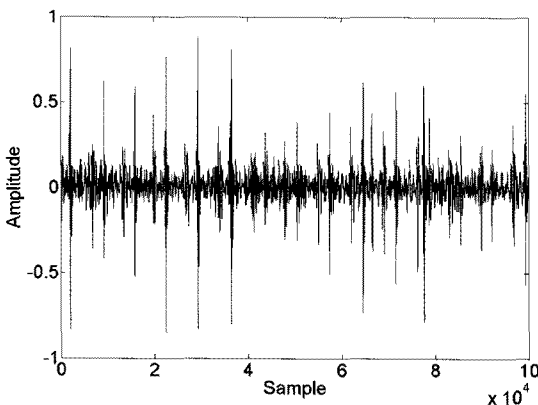


그림 7. 우흉골연 2번째 늑간에서 획득한 청진음

호의 생성을 위해 입력된 청진음은 HS 분석기에 의해 BS-Gate의 제어 신호를 생성한다. 그림 8은 그림 7에 식 (9)를 적용하여 생성된 *cont*이다. 심음은 0.3초 동안 발생하므로 샘플링 주파수에 근거하여 N은 256 샘플로 설정하였다.

BS-Gate는 1일 때만 청진음을 통과시킨다. 따라서 그림 8의 제어 신호에 기반을 둔 BS-Gate의 출력은 그림 9에 도시하였다.

그림 9에서 도시된 바와 같이, 제한한 BS-Gate는 효과적으로 심음 신호를 제거하여 기준 신호를 생성하는 것을 확인 할 수 있다. 식 (1)의 M은 심음은 주파수 특성이 20~150Hz이므로 10KHz에서 약 0.03초의 신호를 처리하도록 256 샘플로 설정하였으며, 수렴상수 μ 는 실험적으로 평가하여 0.001로 설정하였다. 적응 필터의 계수는 적응 필터에서 가장 많이

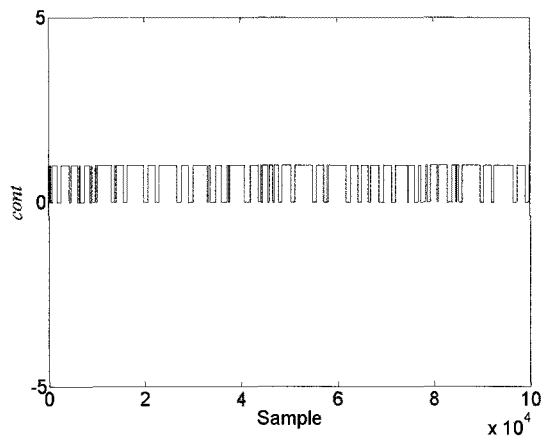


그림 8. HS 분석기의 BS-Gate 제어 신호

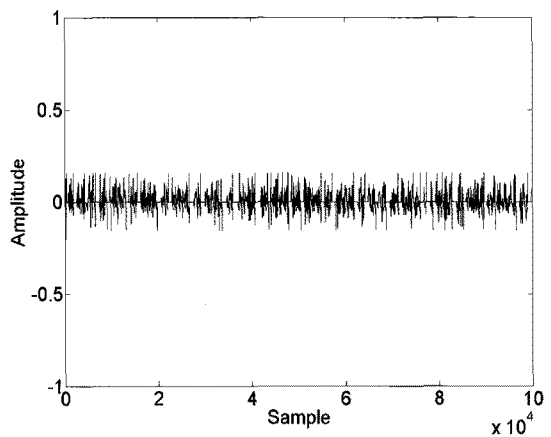


그림 9. BS-Gate를 통과한 호흡잡음 신호

사용하는 최소 평균 자승법을 이용하여 적용시켰다. 실험 결과는 그림 10에 도시하였다.

그림 10의 실험 결과는 원 청진음인 그림 7과 비교하면 심음이 발생하지 않는 구간에서 잡음이 효과적으로 제거된 것을 확인할 수 있다.

제한한 심음 항상 알고리즘의 검증을 위하여 기존의 적응 선 스펙트럼 강조기와 비교실험을 수행하였다. 적응 선 스펙트럼 강조기는 원신호가 주기적인 특성을 가지고 있고, 잡음이 비 주기적인 신호를 갖고 있을 때, 원신호의 주기성을 계산하여 잡음을 제거하는 방법이다. 두 알고리즘의 비교를 위해 실제 임상진단학에서 사용하는 심장 청진 데이터를 이용하였다. 심장 청진 데이터에서 심음은 대동맥판에서 직접 측정된 신호이며, 폐음은 폐에 전 영역에서 측정된 신호로 도출한 신호이다. 실험에 사용한 심음과 폐음은 그림 11에 도시하였다.

비교실험은 이 두 신호를 이용하여 실험에 사용할 청진음을 생성하여 사용하였다. 그림 12는 생성된 청진음이다.

그림 11의 (a)의 심박수는 분당 60번이므로 심음의 신호 주기는 1Hz이다. 따라서 지연시간을 1Hz로 설정하여 적응 선 스펙트럼 강조기를 실험하였다. 그림 13은 적응 선 스펙트럼 강조기의 실험 결과이다.

그림 13에 의해 적응 선 스펙트럼 강조기는 그림 12의 청진음과 비교하면 아주 효과적으로 심음이 외의 신호를 제거한 것을 확인할 수 있다. 원 신호가 주기적인 경우에는 적응 선 스펙트럼 강조기는 효과적으로 비 주기적인 잡음을 제거한다. 그러나 잡음 제거에 대한 신뢰성은 지연시간의 정확성에 민감하

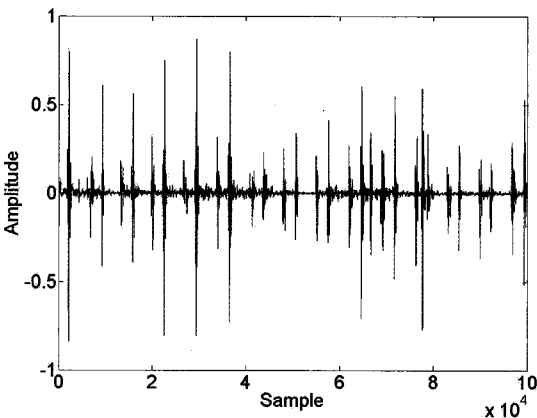
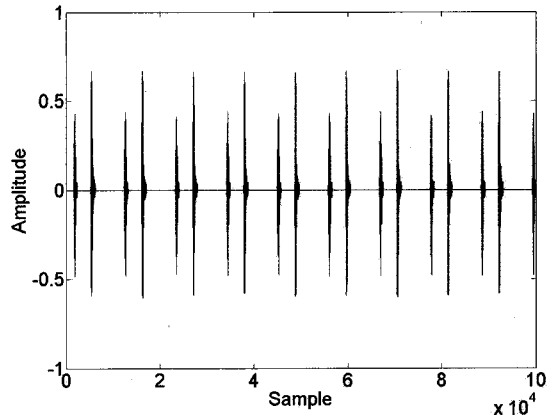
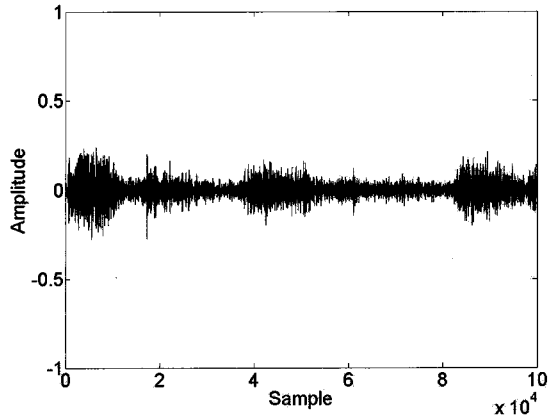


그림 10. 제한한 심음 항상 알고리즘의 결과



(a)



(b)

그림 11. 비교 실험에 사용한 심장 청진 데이터 (a) 심음, (b) 폐음

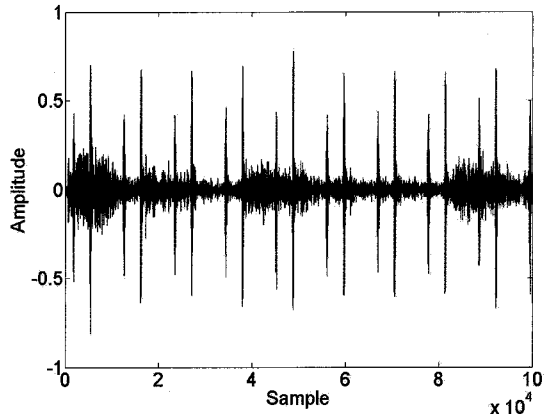


그림 12. 생성된 청진음

게 작용한다. 그림 14는 적응 선 스펙트럼 강조기의 실험에서 지연시간을 1.3Hz로 했을 때의 결과이다.

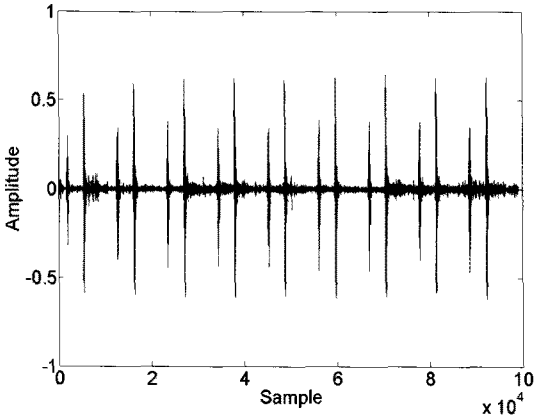


그림 13. 적응 선 스펙트럼 강조기의 결과 (지연시간 : 1Hz)

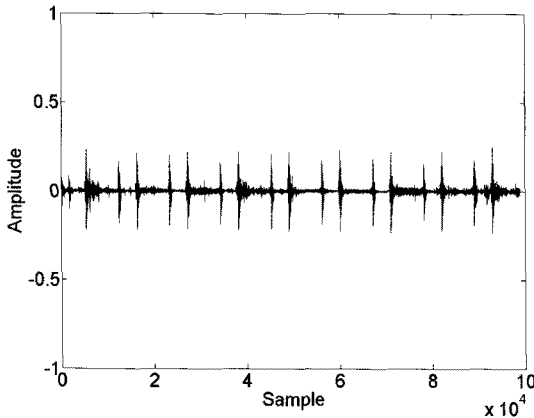
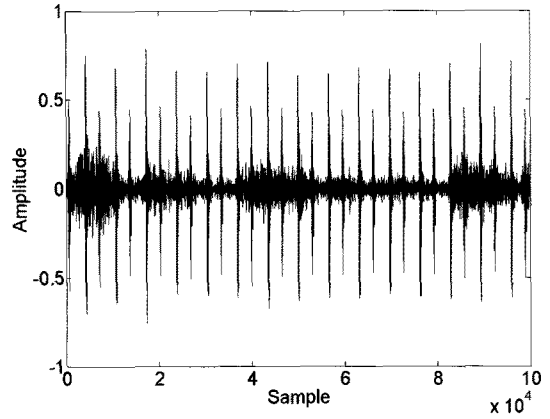


그림 14. 적응 선 스펙트럼 강조기의 결과 (지연시간 : 1.3Hz)

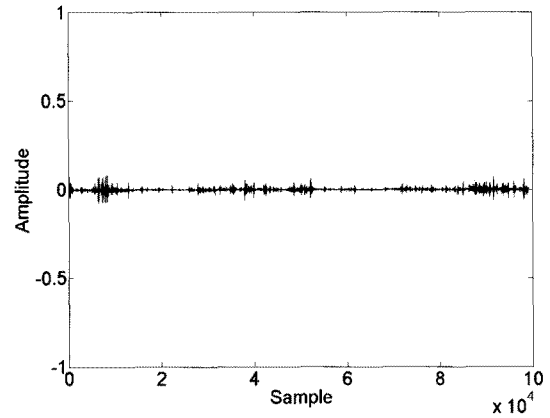
심박수는 인체의 작업부하나 에너지 요구량에 반응하여 변화할 뿐 아니라 주변 환경의 요소에 의해 불균형적으로 증가한다. 그러므로 적응 선 스펙트럼 강조기는 지연시간 설정에 민감하게 작용하므로 수시로 변화는 심음의 주기에 맞게 적용하기 위해서는 다른 부가적인 알고리즘을 추가하여야 한다. 그림 15는 심박수 60에 맞추어진 적응 선 스펙트럼 강조기가 심박수가 90으로 상승한 청진음에 대해 도출한 잡음 제거 결과이다.

결과적으로 적응 선 스펙트럼 강조기는 수시로 주기가 변하는 심음의 향상에는 적합하지 않은 것을 확인 할 수 있다. 그림 16은 제안한 단일 채널 잡음 제거기를 이용하여 각 상황에 따라 도출한 잡음 제거 결과이다.

그림 16에 나타난 것과 같이 제안한 단일 채널 적



(a)



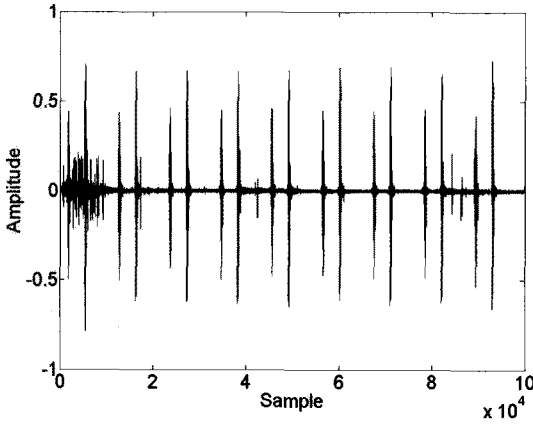
(b)

그림 15. 심박수의 변화에 따른 적응 선 스펙트럼 강조기의 결과 (a) 심박수 90의 청진 음 (b) 잡음 제거 결과

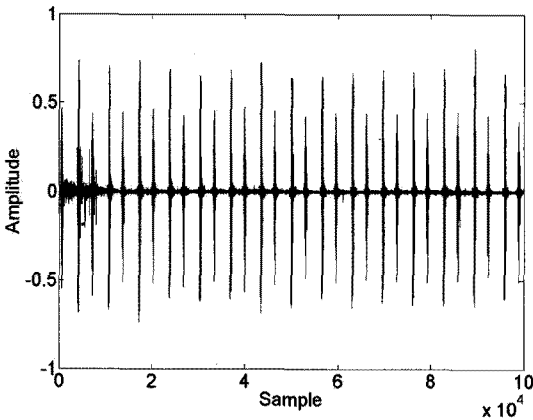
용 잡음 제거기는 효과적으로 심음이 외의 신호를 제거하여 심음을 향상 시키는 것을 확인 할 수 있다. 뿐만 아니라 동일한 설정에서 심장의 심박 변화에 대하여 실험을 한 것이므로 심장 운동의 변화에도 큰 영향을 받지 않는다. 적응 선 스펙트럼 강조기와 제안한 단일 채널 적응 잡음 제거기의 정량적 비교를 위하여 신호 대 잡음비를 그림 17에 나타내었다.

적응 선 스펙트럼 강조기와 제안한 단일 채널 적응 잡음 제거기가 효과적으로 잡음을 제거한 것을 그림 17의 그래프의 정량적인 평가 결과를 통하여 확인할 수 있다. 그림 18은 적응 선 스펙트럼 강조기의 지연 시간이 잘못 설정되었을 때의 신호 대 잡음비의 결과 그래프이다.

따라서 적응 선 스펙트럼 강조기는 지연 시간의 설정이 조금이라도 잘못될 경우 잡음을 효과적으로



(a)



(b)

그림 16. 제안한 단일 채널 적응 잡음 제거기의 결과 (a) 심박수 60 (b) 심박수 90

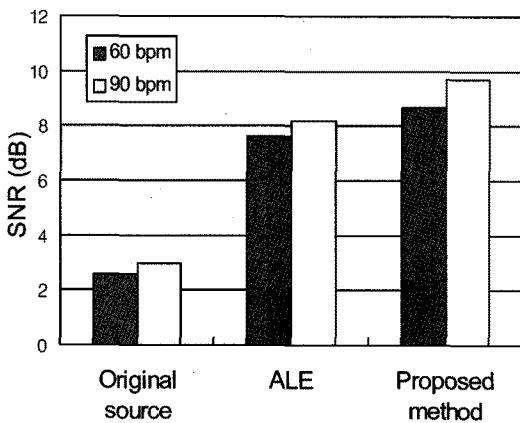


그림 17. 심박수가 60 bpm인 경우와 90 bpm인 경우의 ALE방식과 제안한 방식의 신호 대 잡음비

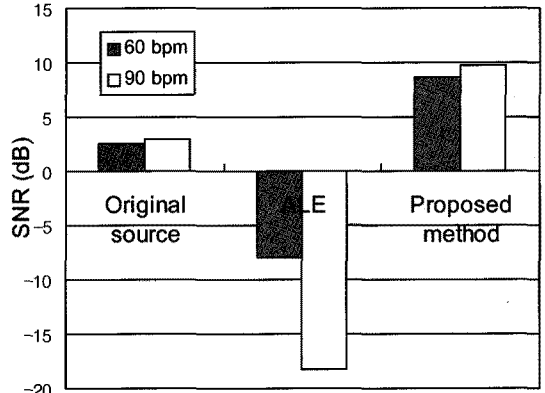


그림 18. 심박수가 60 bpm인 경우와 90 bpm인 경우의 적응 선 스펙트럼 강조기의 지연 시간 오류에 대한 신호 대 잡음비

제거할 수 없다는 것을 확인할 수 있다. 그러므로 적응 선 스펙트럼 강조기와 비교실험을 통하여 제안한 단일 채널 적응 잡음 제거기가 단일 채널로 입력된 청진음에서 심음의 향상이 우수하다는 것을 확인하였다.

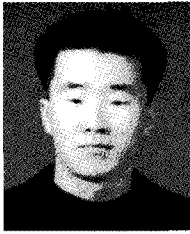
5. 결 론

심장 청진은 심장 진단에 가장 보편적으로 사용되는 진단법이다. 그러나 심음의 청취는 일상적인 상황이나 응급상황에서는 호흡 등의 잡음에 영향을 받는다. 본 논문에서는 심음 향상을 위한 단일 채널 적응 잡음 제거기를 제안하였다. 기존 2개의 입력을 기반으로 하는 적응 잡음 제거기에 비하여 HS 분석기를 통한 BS-Gate를 제안하여 단일 입력에서 적응 조건에 맞는 기준 신호를 생성하므로 단일 입력 구현을 가능하게 하였다. 제안한 단일 채널 잡음 제거기는 생성된 기준 신호를 이용하여 효과적으로 심음을 향상시킨 것을 실험을 통해 확인하였다. 또한 적응 선 스펙트럼 강조기와 비교 실험을 통하여 제안한 단일 채널 적응 잡음 제거기가 심박수의 변화에 영향을 받지 않고 효과적으로 심음을 향상하는 것을 확인할 수 있었다. 제안한 심음 향상 알고리즘은 단일 채널이며 연산수가 적은 특징이 있으므로 구현이 용이하다. 따라서 이는 최근 가장 큰 이목을 받고 있는 u-Health 시스템의 구현에서 간편하고 성능이 좋은 다목적 심장 청진 시스템으로 적용될 수 있다. 향후 독거노인 및 일상생활에서 지속적인 관찰을 요하는

환자에게 적용하여 위험한 응급 상황의 대처 방안으로 활용 될 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] M.Kompis and E.Russi, "Adaptive Heart-Noise Reduction of Lung Sounds Recorded by A Single Microphone," Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, Vol.2, pp.691-692, 1992.
- [2] M.A.Tinati, A.Bouzerdoum, and J.Mazumdar, "Modified Adaptive Line Enhancement Filter and Its Application to Heart Sound Noise Cancellation," Proceeding of the International Symposium on Signal Processing and its Applications, Vol.2, pp.815-818, 1996.
- [3] Y.W.Bai and C.L.Lu, "The Embedded Digital Stethoscope uses the Adaptive Noise Cancellation Filter and the Type I Chebyshev IIR Bandpass Filter to Reduce the Noise of the Heart Sound," Proceedings of 7th International Workshop on Enterprise networking and Computing in Healthcare Industry, pp.278-281, 2005.
- [4] S.Cortés, R.Jané, A.Torres, J.A.Fiz, and J. Morera, "Detection and Adaptive Cancellation of Heart Sound Interference in Tracheal Sounds," 28th Annual International Conference of the IEEE/EMBS, pp.2860-2863, 2006.
- [5] J.G.Webster, *Medical Instrumentation Application And Design*, 3rd edition, John Wiley & Sons Inc, pp.308-316, 1998.
- [6] <http://diagnosis.hallym.ac.kr>
- [7] E.Braunwald, A.Fauci, D.Kasper, S.Hauser, D.Longo, and J.Jameson, *Harrison's Principles of Internal Medicine*, 15th edition, McGraw-Hill Professional, 2001.
- [8] A.C.Guyton and J.E.Hall, *Textbook of Medical Physiology*, 10th edition, W.B.Saunders Company, 2000.
- [9] Marieb and E. Nicpon, *Essentials of Human Anatomy & Physiology*, 7th edition, Benjamin Cummings, 2002.
- [10] P.S.Diniz, *Adaptive Filtering Algorithms and Practical Implementation*, 3rd edition, Springer, 2008.
- [11] B.Widrow and S.D.Stearns, *Adaptive Signal Processing*, Prentice Hall, 1985.
- [12] B.Widrow, J.R.Glover, J.M.McCool, J.Kaunitz, C.S.Williams, R.H.Hearn, J.R.Zeidler, E.Dong, Jr, and R.C.Goodlin, "Adaptive Noise Cancellation: Principles and Applications," Proceedings of the IEEE, Vol.63, Issue.12, pp.1692-1716, 1975.
- [13] <http://www.physio.co.kr>, BIOPAC MP36 Stethoscope(SS30L)



이 철 현

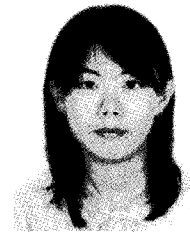
2007년 2월 대구대학교 통신공학과(공학사)
 2010년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
 관심분야: 생체신호처리, 의용전자기기



김 필 운

2001년 2월 경운대학교 컴퓨터공학과(공학사)
 2003년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
 2004년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정

관심분야: 의학영상처리, 의용전자기기, 생체신호처리



이 윤 정

2003년 2월 경북대학교 전자전기공학부(공학사)
 2005년 2월 경북대학교 대학원 의용생체공학과(공학석사)
 2005년 3월~현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 박사과정

관심분야: 생체신호처리, 의용전자기기



장 용 민

1985년 고려대학교 물리학과(이학사)
 1987년 고려대학교 대학원 물리학과(이학석사)
 1994년 노들담대학교 대학원 물리학과(이학박사)
 1996년~현재 경북대학교 의학전문대학원 분자의학교실 교수

관심분야: 의료용 조형제, 뇌기능영상, 분자영상



배 건 성

1977년 서울대학교 전자공학과(공학사)
 1979년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)
 1989년 University of Florida (공학박사)
 1979년~현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

관심분야: 디지털신호처리, 음성신호처리, 소나신호처리, 생체신호처리



조 진 호

1977년 2월 경북대학교(공학사)
 1979년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
 1988년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
 1984년 4월~현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

1999년 4월~현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실 교수

2010년 3월~현재 경북대학교 IT대학 학장
 관심분야: 생체신호처리, 센서기술, 의료기기



김 명 남

1988년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
 1996년~현재 경북대학교 의대 의공학교실 주임교수

관심분야: 생체신호처리시스템, 의학영상처리