

오실로메트릭 혈압 측정을 위한 적응  
알고리즘 기반의 잡음 제거 방법의 개발

연세대학교 대학원

의 공 학 과

최 현 석

오실로메트릭 혈압 측정을 위한 적응  
알고리즘 기반의 잡음 제거 방법의 개발

지도 이 경 중 교수

이 논문을 석사 학위 논문으로 제출함

2008년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

최 현 석

최현석의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2008년 12월 일

## 감사의 글

2년의 대학원 생활을 하는 동안 항상 학문과 인생에 있어서 격려와 지도를 아낌없이 베풀어 주신 이경중 교수님께 진심으로 감사드립니다. 또한 바쁘신 일정에도 불구하고 부족한 저의 논문을 꼼꼼히 살펴주시고 지도해 주신 신태민 교수님과 김경환 교수님께 감사드립니다. 그리고 학부와 대학원 수업을 통해 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 김동운 교수님, 김영호 교수님, 김법민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 임창환 교수님, 이용흠 교수님께 감사드립니다.

힘들고 어려운 일이 있을 때마다 옆에서 큰 힘을 보태어 준 연구실 식구들에게 특히 깊은 감사를 드립니다. 연구실 만형으로 항상 솔직하고 친절하게 조언해 주신 호동이형, 매사에 사려 깊은 한희누나, 뭐든지 꼼꼼하게 잘 챙겨주시는 성필이형, 항상 밝고 재미있는 미혜누나, 발 넓은 현석이형, 만물박사 효기, 뭐든지 열심히 배우는 재연이, 귀여운 연구실 막내 지영에게 감사드립니다.

졸업 후에도 많은 관심으로 지켜봐 주시는 최호선 선생님, 이전 선배님, 이승형 선배님, 이재영 선배님, 지종철 선배님, 안영호 선배님, 임예택 선배님, 장봉렬 선배님께 감사드립니다.

죽마고우 친구인 희택, 구, 순성을 비롯한 00학번 동기들에게 감사의 마음을 전합니다.

다른 고민 없이 계속 공부할 수 있도록 언제나 저를 믿어주시고 든든한 힘이 되어 주신 사랑하는 아버지, 어머니께 감사드립니다. 그리고 마음이 지칠 때마다 웃음을 주는 사랑하는 동생 주희에게 고마움을 전합니다.

2008년 겨울  
최현석 올림

## 차 례

그림 차례	ii
표 차례	iii
국문 요약	iv
제 1 장 서론	1
제 2 장 본론	3
2.1 오실로메트릭 혈압 측정 방법	3
제 3 장 하드웨어 설계	6
3.1 압력센서부	7
3.2 송신부	7
3.3 가속도 센서	7
제 4 장 적응 잡음 제거 필터 설계	8
4.1 적응 잡음 제거 필터의 개념	9
4.2 제안된 적응 잡음 제거 필터	10
제 5 장 실험 결과 및 고찰	11
5.1 실험 방법	11
5.2 커프를 하완에 두르고 흔든 경우	12
5.3 커프를 상완에 두르고 흔든 경우	18
5.4 고정된 계수를 갖는 필터와의 비교	24
5.5 임펄스 잡음에 대한 제안된 적응 필터의 수렴 특성	27
5.6 고찰	29
제 6 장 결론	30
참고 문헌	31
ABSTRACT	32

## 그림 차례

그림 2.1 오실로메트릭 혈압 측정 알고리즘의 블록도	4
그림 2.2 오리지널 오실레이션 신호	5
그림 3.1 하드웨어 블록도	6
그림 4.1 기본적인 적응 필터의 구조	8
그림 4.2 적응 잡음 제거 필터의 블록도	10
그림 5.1 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 잡음 발생 결과	12
그림 5.2 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 잡음 제거 결과	13
그림 5.3 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 파워 스펙트럼 밀도 분석	14
그림 5.4 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 잡음 제거 전후 평균 제곱 오차	15
그림 5.5 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 적응 잡음 제거 필터의 learning curve	17
그림 5.6 커프를 상완에 두르고 혼든 경우, 잡음 발생 결과	18
그림 5.7 커프를 상완에 두르고 혼든 경우, 잡음 제거 결과	19
그림 5.8 커프를 상완에 두르고 혼든 경우, 파워 스펙트럼 밀도 분석	20
그림 5.9 커프를 상완에 두르고 혼든 경우, 잡음 제거 전후 평균 제곱 오차	21
그림 5.10 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 적응 잡음 제거 필터의 learning curve	23
그림 5.11 고정된 계수를 갖는 필터의 잡음 제거 결과	25
그림 5.12 고정된 계수를 갖는 필터로 잡음을 제거한 신호의 파워 스펙트럼 밀도 분석	26
그림 5.13 임펄스 잡음이 포함된 왜곡 오실레이션 신호와 기준 신호	27
그림 5.14 임펄스 잡음이 포함된 신호에 대한 제안된 적응 필터의 learning curve	28

## 표 차례

표 5.1 양쪽 커프에서 얻은 오리지널 오실레이션 신호의 평균 제공 오차	· 11
표 5.2 커프를 하완에 두르고 흔든 경우, 잡음 제거 전후 평균 제공 오차	· 16
표 5.3 커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 잡음 제거 전후 평균 제공 오차	· 22

## 국 문 요 약

### 오실로메트릭 혈압 측정을 위한 적응 알고리즘 기반의 잡음 제거 방법의 개발

본 연구에서는 오실로메트릭 방법으로 혈압 측정 시 커프의 움직임에 의해 발생하는 잡음에 의한 오실레이션 신호의 왜곡을 줄이기 위해 적응 잡음 제거 필터 기반의 방법을 제안한다. 제안된 적응 잡음 제거 필터는 커프 위에 부착된 가속도 센서에서 획득한 가속도 신호를 기준 신호로 이용하여 왜곡된 오실레이션 신호에서 잡음 성분만을 예측하여 제거한다.

커프를 하완과 상완에 두르고 전후 15도 이내로 흔드는 경우에 대하여 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호에 제안된 적응 잡음 제거 필터를 적용하여 잡음을 제거하였다. 그리고 잡음이 제거된 오실레이션 신호와 오리지널 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차와 신호 대 잡음비를 구하여 잡음 제거 성능을 평가하였다.

커프를 상완에 두른 경우가 하완에 두른 경우보다 신호 대 잡음비가 더 낮게 나타났고 제안된 적응 잡음 제거 필터는 신호 대 잡음비를 평균 3.8 dB 높이는 성능을 나타냈다. 제안된 필터는 오실로메트릭 혈압 측정 환경에서 커프를 흔드는 움직임에 의한 잡음을 줄이는데 유용하게 사용될 수 있을 것이다.

향후 다양한 커프의 움직임에 대하여 신호 대 잡음비뿐만 아니라 혈압 측정 오차를 통해 제안된 알고리즘의 추가적인 평가가 이루어질 필요가 있다.

---

핵심되는 말 : 혈압, 오실로메트릭, 적응 잡음 제거 필터, 가속도 센서



# 제 1 장 서 론

본 논문은 오실로메트릭 방법으로 혈압 측정 시 커프의 움직임에 의해 발생하는 잡음을 줄이기 위한 적응 알고리즘 기반의 잡음 제거 방법에 관한 연구이다.

혈압은 심혈관계의 기능을 평가하기 위한 중요한 생체 신호이다. 혈압을 비침습적으로 측정하기 위한 방법으로 청진 방법(auscultatory method)과 오실로메트릭 방법(oscillometric method)이 있다. 청진 방법은 동맥 혈류에 의해 발생하는 korotkoff 소리로 혈압을 측정하는 방법이고 오실로메트릭 방법은 동맥에서 커프(cuff)로 전달되는 압력인 오실레이션으로 혈압을 측정하는 방법이다. 오실로메트릭 방법은 청진 방법과 달리 주변이 시끄럽거나 korotkoff 소리가 미약한 중환자의 경우에도 혈압을 측정할 수 있다는 장점이 있어 자동화 혈압 측정 기기에 널리 쓰인다[1, 2]. 그러나 커프를 흔들거나 커프가 외부 물체와 부딪힐 경우, 잡음이 오실레이션 신호를 왜곡하여 측정된 혈압에 오차를 유발한다.

오실로메트릭 혈압 측정 환경에서 잡음을 제거하는 기존의 방법은 오실레이션의 피크점들이 이루는 각도의 변화를 이용하는 방법[3], 오실레이션의 크기, 평균, 분산의 변화를 이용하는 방법[4], 스텝 감압시(steped-deflation) 연속된 2개 오실레이션의 크기를 비교하는 방법[5] 등이 있다. 오실레이션의 피크점들이 이루는 각도의 변화를 이용하는 방법은 왜곡된 오실레이션의 크기가 모두 같을 경우 피크점들이 이루는 각도가 일정하므로 잡음을 검출하기 힘들다. 오실레이션의 크기, 평균, 분산의 변화를 이용하는 방법은 잡음에 의한 왜곡이 없는 오실레이션 신호의 획득이 선행되어야 한다는 단점이 있다. 스텝 감압시 연속된 2개 오실레이션의 크기를 비교하는 방법은 정상적으로 매칭되는 2개의 오실레이션이 나타날 때까지 커프의 압력을 유지시키므로 잡음의 개수에 따라 측정 시간이 비례하여 증가하는 문제가 있다. 잡음을 제대로 검출하였다 하더라도 기존의 선형 보간(linear interpolation) 잡음 제거 방법[6]은 잡음과 오실레이션 신호가 중첩될 경우 잡음과 함께 오실레이션 정보를 없애버리는 문제가 있다[7].

상기 문제점들을 해결하기 위해서는 잡음 검출을 위해 잡음과 상관성 있는 신

호를 획득할 필요가 있으며 이 신호를 이용하여 잡음의 특성에 맞추어 적응적으로 잡음 제거 필터의 특성을 바꿀 필요가 있다.

그러므로 본 논문은 컵에 부착된 가속도 센서(accelerometer)로 잡음과 상관성 있는 기준 신호를 획득하여 왜곡된 오실레이션 신호에서 잡음 성분만을 예측하여 제거하는 적응 잡음 제거 필터를 제안한다.

## 제 2 장 본론

### 2.1 오실로메트릭 혈압 측정 방법

혈압을 측정하는 방법에는 직접적인 방법과 간접적인 방법이 있다. 직접적인 방법은 관혈적인 방법으로 동맥 내에 카테터를 삽입하여 동맥 내압을 측정하는 방법으로 가장 정확하나 피검자에게 고통을 주고 위험이 따른다는 단점이 있다.

간접적인 방법은 동맥 내압을 비관혈적으로 측정하는 방법으로 직접적인 방법보다는 정확하지 않지만 피검자에게 고통을 주지 않고 위험이 없어서 근래에 많이 사용되고 있다. 간접적인 방법으로는 청진 방법과 오실로메트릭 방법이 있다. 청진 방법은 커프를 팔에 두른 후, 커프의 압력을 수축기 혈압 이상으로 가압하였다가 서서히 감압할 때 발생하는 korotkoff 소리를 이용하여 혈압을 간접적으로 측정한다. 청진 방법은 마이크로 korotkoff 소리를 검출하므로 혈압 측정 환경이 시끄럽거나 마이크의 위치가 정확하지 않을 경우 혈압 측정 오차가 크다. 오실로메트릭 방법은 청진 방법과 마찬가지로 커프를 팔에 두르고 커프의 압력을 수축기 혈압 이상으로 가압하였다가 서서히 감압한다. 하지만 마이크를 이용하여 korotkoff 소리를 검출하는 청진 방법과 달리 오실로메트릭 방법은 압력 센서를 이용하여 커프 압력에 실리는 미세한 변화인 오실레이션 신호를 검출한다. 오실로메트릭 방법은 청진 방법과 달리 마이크를 정확히 동맥 위에 위치시킬 필요가 없고 주변이 시끄러운 환경에서도 혈압 측정이 가능하여 요즘 자동 혈압 측정 기기에 널리 사용되고 있다.

그림 2.1은 일반적인 오실로메트릭 혈압 측정 알고리즘의 블록도이다. 일반적인 혈압 측정 방법은 1)피크점과 밸리점을 검출하는 부분, 2)검출된 피크점과 밸리점을 이용하여 오실레이션의 크기를 계산하는 부분, 3)오실레이션의 크기를 커브 피팅하는 부분, 4)커브로부터 혈압을 계산하는 부분으로 이루어진다. 검출한 피크점의 크기로부터 밸리점의 크기를 빼서 오실레이션의 크기를 계산한 다음, 오실

레이션의 크기를 커브 피팅한다. 커브 피팅의 첫 번째 목적은 양자화 에러를 줄이는 것이다[8]. 커프의 감압 속도가 빨라질수록 혈압 측정 한 주기에서 나타나는 오실레이션의 개수가 적어지므로 혈압 측정 오차가 발생하기 때문이다. 커브 피팅의 두 번째 목적은 상대적으로 크기가 작은 잡음을 없애는 것이다. 커브의 최대 크기가 나타나는 지점에서의 커프 압력으로 평균 혈압을 구하고, 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 커브의 최대 크기에 특성 비율(characteristic ratio) 곱하여 구한다. 수축기 혈압의 특성 비율  $CR_{sys}$ 은 커브의 최대 크기, 수축기 혈압의 커브 크기  $Amp_{sys}$ 에 의해 식(2-1)과 같이 구할 수 있다.

$$CR_{sys} = \frac{Amp_{sys}}{Amp_{max}} \quad (2-1)$$

이완기 혈압의 특성 비율  $CR_{dia}$ 은 커브의 최대 크기, 이완기 혈압의 커브 크기  $Amp_{dia}$ 에 의해 식(2-2)와 같이 구할 수 있다.

$$CR_{dia} = \frac{Amp_{dia}}{Amp_{max}} \quad (2-2)$$

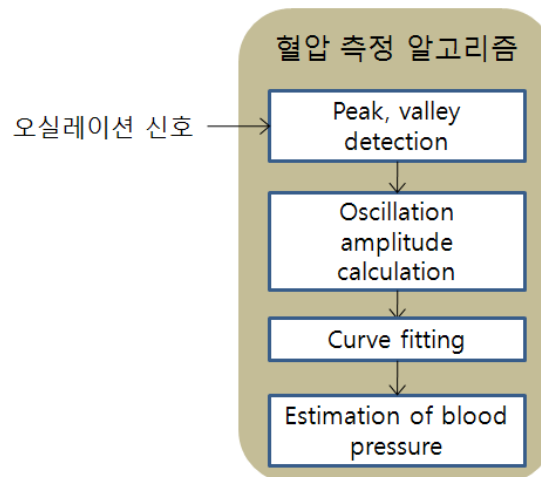


그림 2.1 오실로메트릭 혈압 측정 알고리즘의 블록도

그림 2.2는 잡음에 의한 왜곡이 없는 오리지날 오실레이션 신호를 나타낸다. 그림 2.2(a)는 커프의 압력 신호이다. 그림 2.2(b)는 커프의 압력 신호로부터 오실레이션 신호를 추출하고 피크점과 밸리점을 검출한 결과이고 그림 2.2(c)는 오실레이션 크기를 커브 피팅한 결과를 나타낸다.

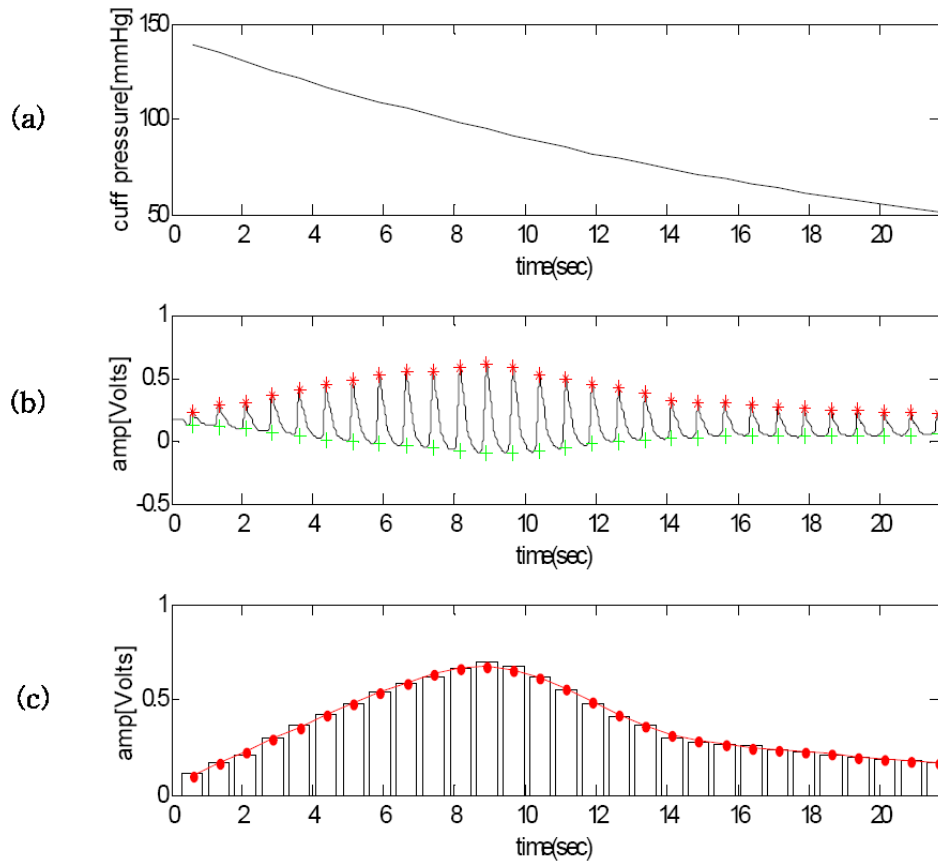


그림 2.2 오리지날 오실레이션 신호  
(a)커프의 압력, (b)오리지날 오실레이션 신호, (c)오리지날 오실레이션의 크기

### 제 3 장 하드웨어 설계

그림 3.1은 본 연구에서 설계한 하드웨어의 블록도이며 크게 가속도 센서, 압력 센서부, 송신부로 이루어져 있다. 가속도 센서는 커프 위에 부착되어 잡음과 상관성 있는 기준 신호를 획득하며, 압력 센서부에서는 커프 압력으로부터 오실레이션 신호를 추출한다. 송신부는 가속도 신호와 오실레이션 신호를 PC로 전송한다.

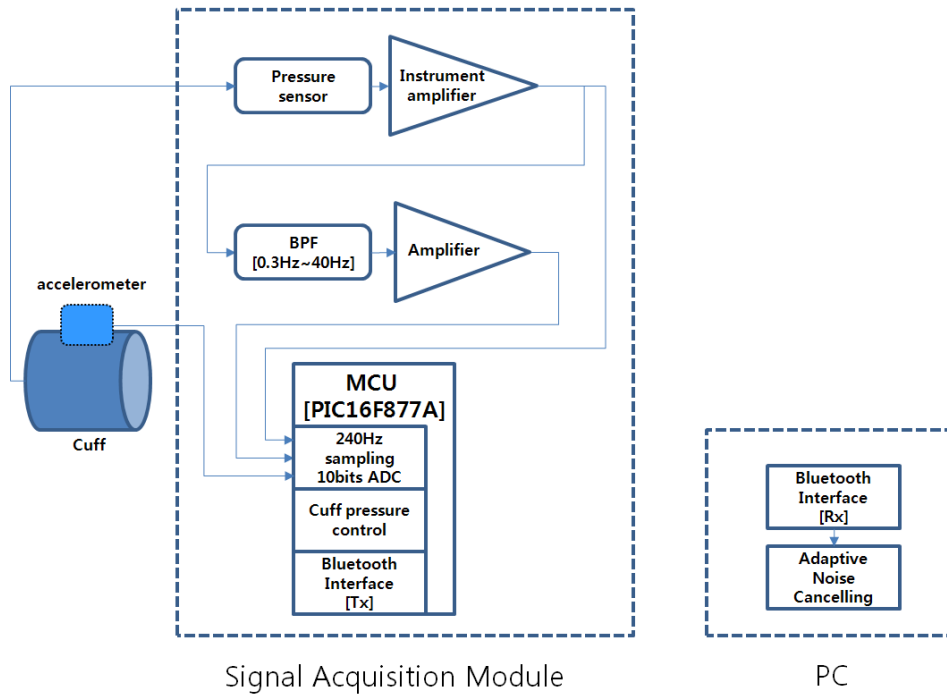


그림 3.1 하드웨어 블록도

### 3.1 압력 센서부

압력 센서로 NPC-410(GE Sensing, 미국)을 사용하였다. 압력센서 내부에는 압저항 소자가 휘트스톤 브릿지 형태로 장착되어 있고 0~1,530mmHg의 압력을 측정할 수 있다. 커프의 압력이 변화하면 압력 센서 내부 압저항 소자의 저항도 변화한다. 압저항 소자에 걸리는 전압을 계측증폭기 AD620(Analog devices, 미국)로 증폭시켜 커프 압력을 계측한다. 오실레이션 신호는 커프 압력에 비하여 크기가 매우 작으므로 0.3Hz 고역 통과 필터, 증폭, 40Hz 저역 통과 필터를 거쳐 추출한다.

### 3.2 MCU부

MCU부는 PIC16F877A(Microchip, 미국)을 기반으로 구성되어 있다. 가속도 센서로부터 얻은 가속도 신호와 압력 센서부에서 계측한 커프 압력 신호와 오실레이션 신호는 아날로그 신호이므로 ADC를 이용하여 10bit 해상도의 디지털 신호로 변환시킨다. 240Hz로 샘플링 된 가속도 신호, 커프 압력 신호, 오실레이션 신호를 Bluetooth 인터페이스를 이용하여 76800bps의 속도로 PC로 전송한다.

### 3.3 가속도 센서

잡음과 상관성 있는 신호를 획득하기 위해 가속도 센서로 CXL02LF3(Crossbow technology, 미국)을 사용하였다. 5Vdc의 단일 전압을 사용하고 3축 가속도를  $\pm 2g$ 까지 검출할 수 있으며 민감도(sensitivity)는 1v/g이다.

## 제 4 장 적응 잡음 제거 필터 설계

### 4.1 적응 잡음 제거 필터의 개념

적응 필터는 입력신호에 원하지 않는 잡음이 포함되어 있을 경우 원하는 신호에 영향을 주지 않고 잡음만을 제거한다. 즉, 잡음이 포함된 입력신호를 주 입력(primary input)에 인가하고 주 입력에 포함된 잡음과 상관성 있는 신호를 기준 입력(reference input)으로 인가하여 주 입력과 기준 입력과의 오차를 최소화하는 적응 필터의 가중치를 구함으로써 잡음을 제거하고 원하는 신호만을 얻는다[9]. 기본적인 적응 필터의 구조는 그림 4.1과 같다.

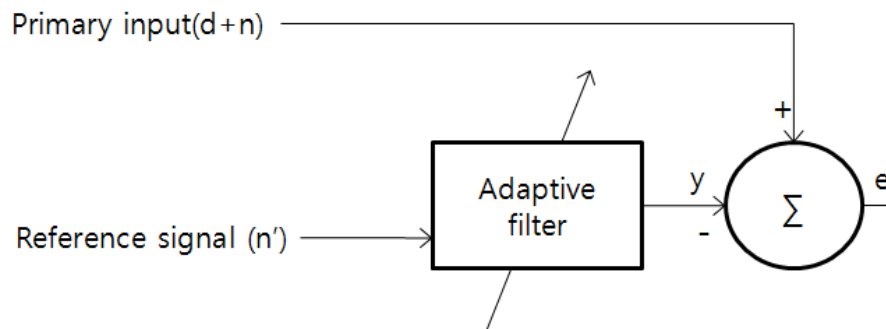


그림 4.1 기본적인 적응 필터의 구조

( $d$  : 원하는 신호,  $n$  : 잡음,  $n'$  : 잡음과 상관성 있는 신호,  $y$  : 적응 필터의 출력,  $e$  : 필터의 오차)

필터의 주입력은 원하는 신호  $d$ 에 잡음  $n$ 이 섞여 있는  $d+n$ 이고 기준 입력은 주입력의 잡음과 상관성 있는 잡음  $n'$ 이다. 필터의 출력이  $y$ 이면 오차  $e$ 는 주입력과 기준입력의 차이로 표시되고 식(4-1)과 같이 나타낸다.



$$e = d + n - y = d + (n - y) \quad (4-1)$$

오차의 제곱은 식(4-2)과 같다.

$$e^2 = d^2 + 2d(n - y) + (n - y)^2 \quad (4-2)$$

양변에 기대값을 취하면 식(4-3)과 같다.

$$E[e^2] = E[d^2] + 2E[d(n - y)] + E[(n - y)^2] \quad (4-3)$$

이 때 원하는 신호  $d$ 는 잡음  $n$ , 필터의 출력  $y$ 와 상관성이 없으므로 식(4-4)와 같이 쓸 수 있다.

$$E[e^2] = E[d^2] + E[(n - y)^2] \quad (4-4)$$

원하는 신호의 파워  $E[d^2]$ 는  $E[e^2]$ 를 최소화 시키는데 아무런 영향을 받지 않으므로 식(4-5)와 같이 쓸 수 있다.

$$\min E[e^2] = \min E[(n - y)^2] + E[d^2] \quad (4-5)$$

필터의 계수를 갱신하여  $E[e^2]$ 가 최소가 되도록 하면  $E[(n - y)^2]$ 도 따라 최소가 된다.

평균 제곱 오차가 최소가 되도록 하기 위하여 필터 출력  $y$ 는 주 입력에 포함된 잡음  $n$ 에 가장 근사한 값을 갖게 되며 이 때 주 입력의 잡음 성분과 필터 출력의 오차는 최소가 된다. 이와 같이 적응 필터는 주 입력과 기준 입력의 오차를 반복해서 줄여나감으로써 원하는 신호에 영향을 주지 않고 잡음만을 제거한다.

## 4.2 제안된 적응 잡음 제거 필터

그림 4.2는 제안된 적응 잡음 제거 필터의 블록도이다. 주 입력으로 오실레이션 신호와 잡음이 섞여 있는 신호가 인가되며 3축 가속도 신호가 기준 신호로 사용된다. 설계된 적응 잡음 알고리즘은 주 입력의 잡음 성분  $n$ 과 필터의 출력  $y$ 의 오차를 반복해서 줄여나감으로써 잡음이 제거된 오실레이션 신호를 얻게 된다.

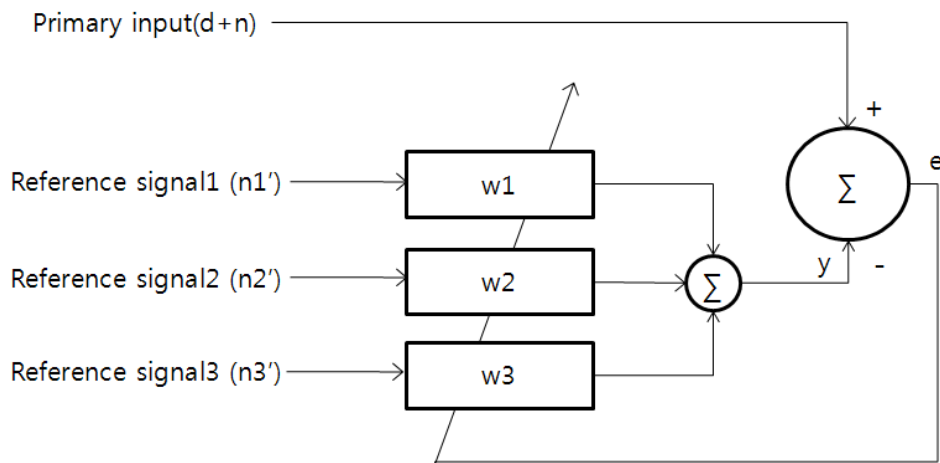


그림 4.2 적응 잡음 제거 알고리즘의 블록도  
( $d$  : 오실레이션 신호,  $n$  : 잡음,  $n1'$  : x축 가속도 신호,  $n2'$  : y축 가속도 신호,  $n3'$  : z축 가속도 신호,  $y$  : 적응 필터의 출력,  $e$  : 필터의 오차)

## 제 5 장 실험 결과 및 고찰

### 5.1 실험 방법

실험을 위해 커프를 상완과 하완에 두르고 팔을 흔들어 2가지 형태의 잡음을 발생시켰다. 커프의 압력은 100mmHg 정도로 일정하게 유지하였으며 약 15도의 각도와 약 1Hz의 주파수를 유지하며 앞뒤로 흔들어 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호를 획득하였다. 양쪽 팔에서 얻은 오실레이션 신호는 똑같은 커프 압력에서 크기가 동일하다는 가정을 하였고 흔들지 않은 나머지 팔로부터 잡음에 의해 왜곡되지 않은 오리지널 오실레이션 신호를 획득하였다. 양쪽 팔에서 얻은 오실레이션 신호가 얼마나 일치하는지 확인하기 위해 양쪽 팔에 커프를 두르고 양쪽 커프의 압력을 동일하게 만든 다음 팔을 흔들지 않은 상태에서 오실레이션 신호 2개를 동시에 획득하였다. 그리고 2개의 오실레이션 신호의 대하여 평균 제곱 오차를 계산하여 표 5.1에 나타내었다. 약 10초의 길이를 갖는 5개의 데이터에 대한 평균 제곱 오차의 평균은 약  $8.90 \times 10^{-5}$ 로 나타났다.

표 5.1 양쪽 커프에서 얻은 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차

데이터	평균 제곱 오차
1	$1.11 \times 10^{-4}$
2	$6.03 \times 10^{-5}$
3	$9.98 \times 10^{-5}$
4	$9.34 \times 10^{-5}$
5	$8.09 \times 10^{-5}$
평균	$8.09 \times 10^{-5}$

## 5.2 커프를 하완에 두르고 흔든 경우

그림 5.1(a)는 커프를 하완에 두르고 흔든 경우, 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호이다. 그림 5.1(b)는 왜곡되지 않은 오리지날 오실레이션 신호이며 그림 5.1(c)는 커프의 움직임과 동기화된 3축 가속도 신호를 나타낸다.

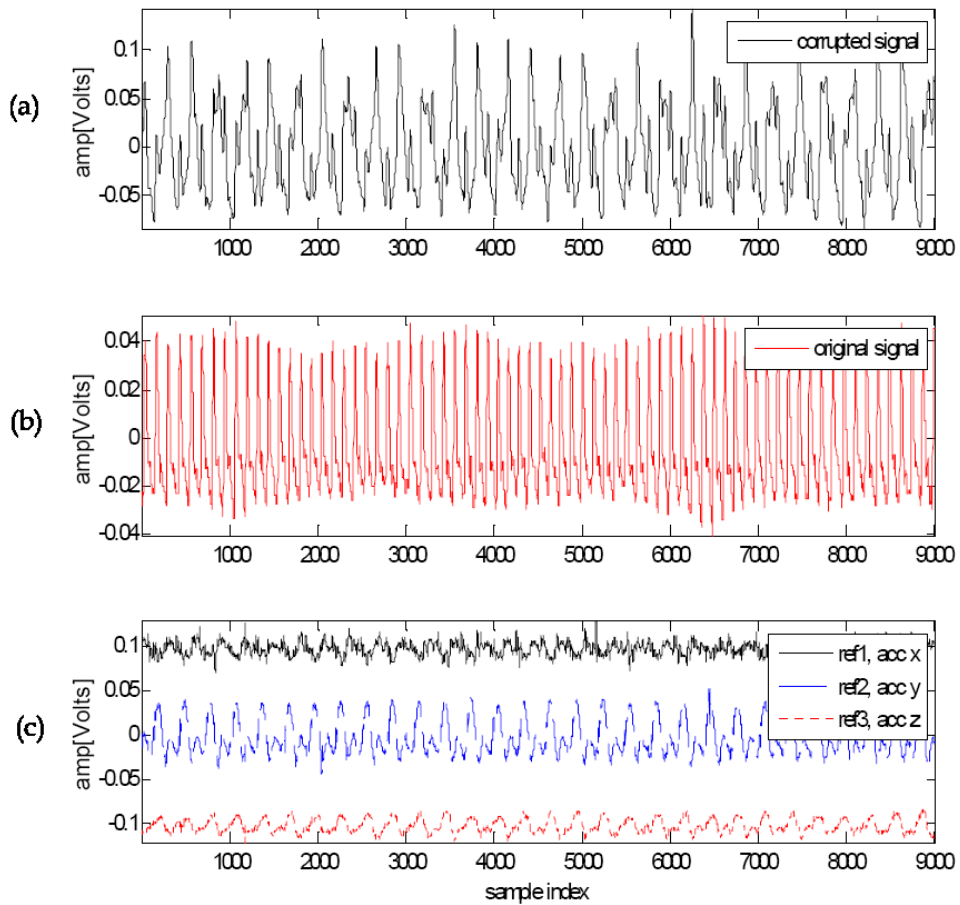


그림 5.1 커프를 하완에 두르고 흔든 경우, 잡음 발생 결과

- (a) 왜곡 오실레이션 신호
- (b) 오리지날 오실레이션 신호
- (c) 3축 가속도 기준 신호

커프를 하완에 두르고 흔든 경우, 제안된 알고리즘의 잡음 제거 결과를 그림 5.2에 나타내었다. 그림 5.2(a)는 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호이며 그림 5.2(b)는 오리지날 오실레이션 신호, 그림 5.2(c)는 제안된 알고리즘으로 잡음을 제거한 오실레이션 신호이다. 그림 5.2(c)의 잡음 제거 오실레이션 신호는 그림 5.2(b)의 오리지날 오실레이션 신호와 유사한 모양을 나타냈다.

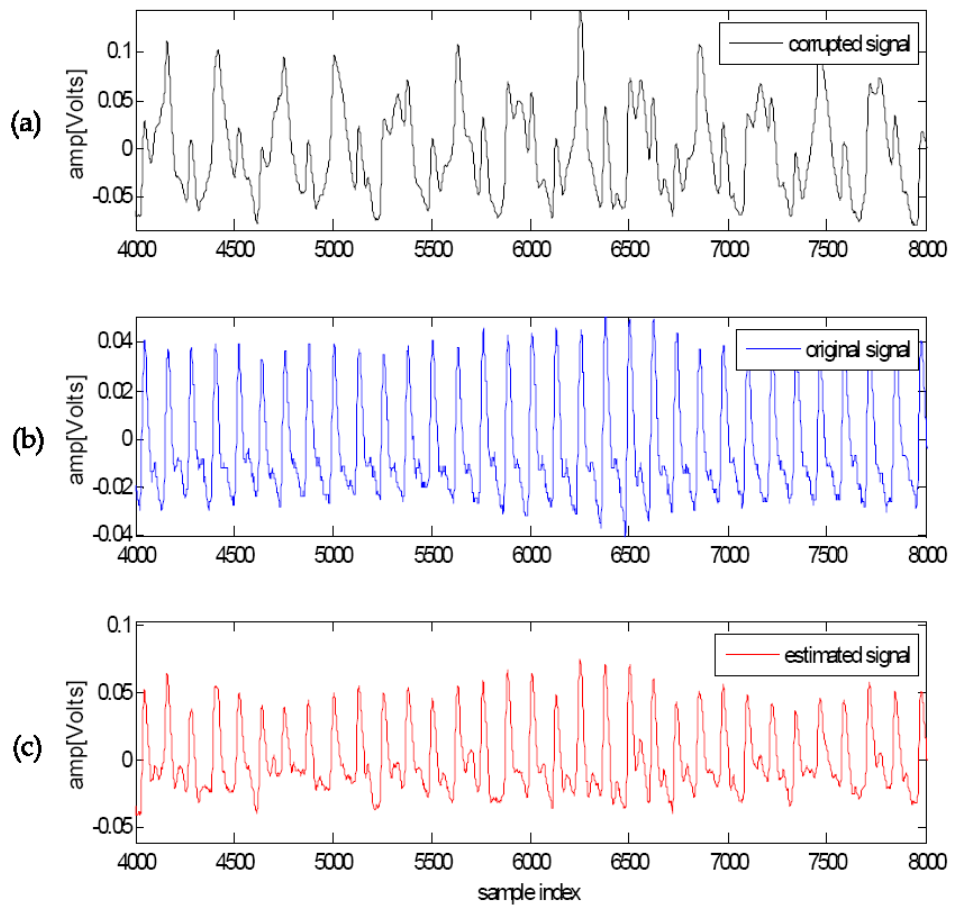


그림 5.2 커프를 하완에 두르고 흔든 경우, 잡음 제거 결과

- (a) 왜곡 오실레이션 신호
- (b) 오리지날 오실레이션 신호
- (c) 잡음 제거 오실레이션 신호

그림 5.3(a), (b), (c)는 각각 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호, 오리지날 오실레이션 신호, 예측 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도를 나타낸다. 잡음 성분은 점선으로 표시하였다. 그림 5.3(a)에서 나타난 왜곡된 오실레이션 신호에는 커프 움직임에 의한 잡음 성분이 크게 포함되어 있지만 그림 5.3(c)에서 볼 수 있듯이 제안된 알고리즘으로 잡음 성분을 약 20 dB 가량 줄였다.

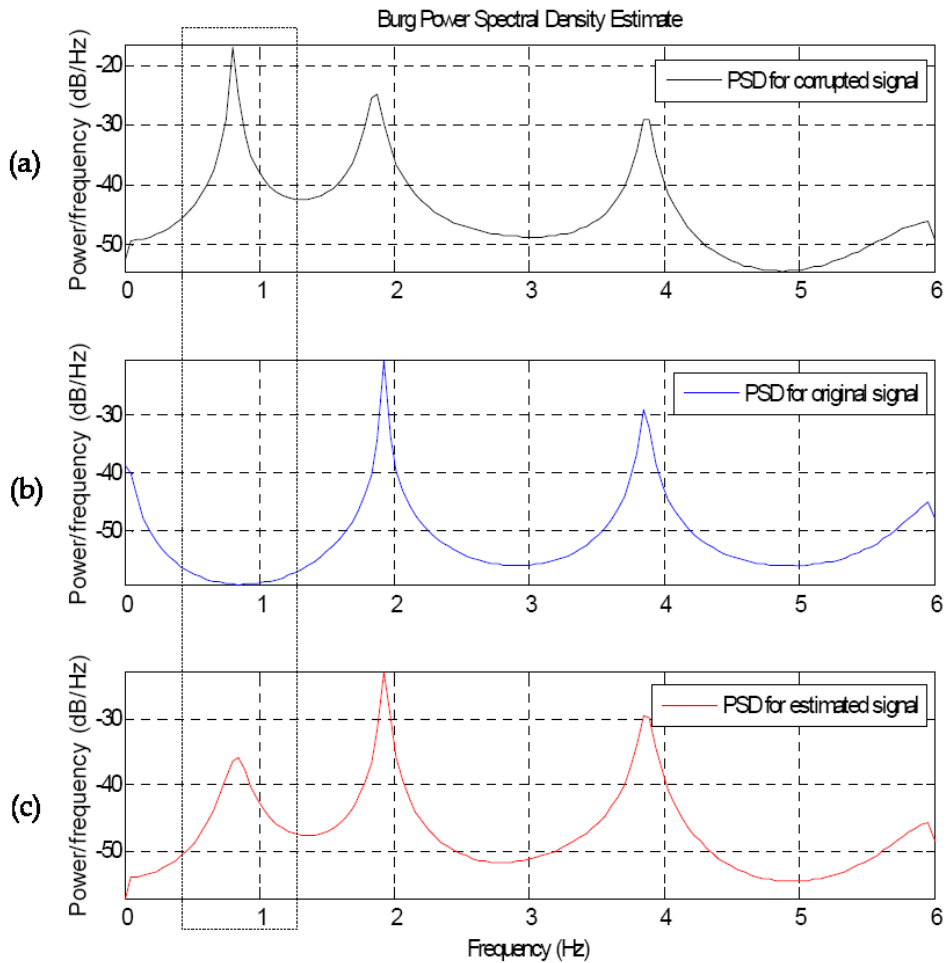


그림 5.3 커프를 하완에 두르고 흔든 경우, 파워 스펙트럼 밀도 분석

- (a) 왜곡 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도
- (b) 오리지날 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도
- (c) 잡음 제거 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도

커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 그림 5.4(a)는 잡음 제거 전 왜곡된 오실레이션 신호와 오리지날 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차를 나타내고 그림 5.4(b)는 잡음 제거 후 예측 오실레이션 신호와 오리지날 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차를 나타낸다. 그림 5.4(a)의 왜곡 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차와 그림 5.4(b)의 잡음 제거 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차를 4회 앙상블 평균하여 표 5.2에 나타내었다.

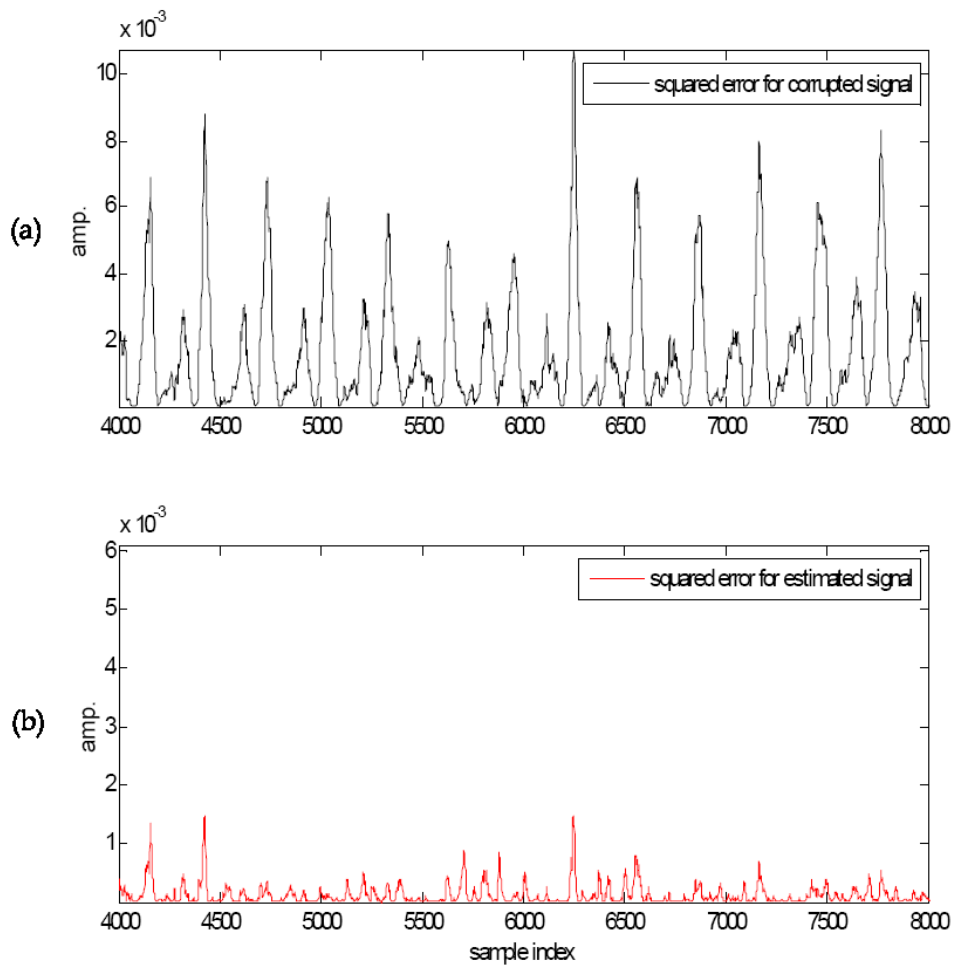


그림 5.4 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 잡음 제거 전후 평균 제곱 오차  
 (a) 왜곡 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차  
 (b) 잡음 제거 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차

표 5.2에서 잡음 제거 전 평균 제공 오차의 양상블 평균은  $1.00*10^{-3}$ 이었으나 잡음 제거 후 평균 제공 오차의 양상블 평균은  $1.82*10^{-4}$ 로 나타났다. 제안된 알고리즘으로 신호 대 잡음비를 평균 약 3.6 dB 높이는 결과를 얻었다.

표 5.2 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 잡음 제거 전후 평균 제공 오차

데이터	잡음 제거 전		잡음 제거 후	
	평균 제공 오차	신호 대 잡음비	평균 제공 오차	신호 대 잡음비
1	$5.17*10^{-4}$	12.02	$2.46*10^{-4}$	13.64
2	$7.50*10^{-4}$	11.26	$1.73*10^{-4}$	14.45
3	$1.10*10^{-3}$	10.35	$1.47*10^{-4}$	14.66
4	$1.70*10^{-3}$	9.44	$1.60*10^{-4}$	14.53
평균	$1.00*10^{-3}$	10.77	$1.82*10^{-4}$	14.32



커프를 하완에 두르고 혼든 경우에 대해 제안된 적응 필터의 learning curve를 4회 앙상블 평균하여 그림 5.5(a)에 나타내었고 4회 앙상블 평균하고 시간 평균하여 그림 5.5(b)에 나타내었다. 제안된 적응 잡음 제거 필터는 약 2000샘플 이후부터 필터의 계수가 수렴하는 특성을 보였다.

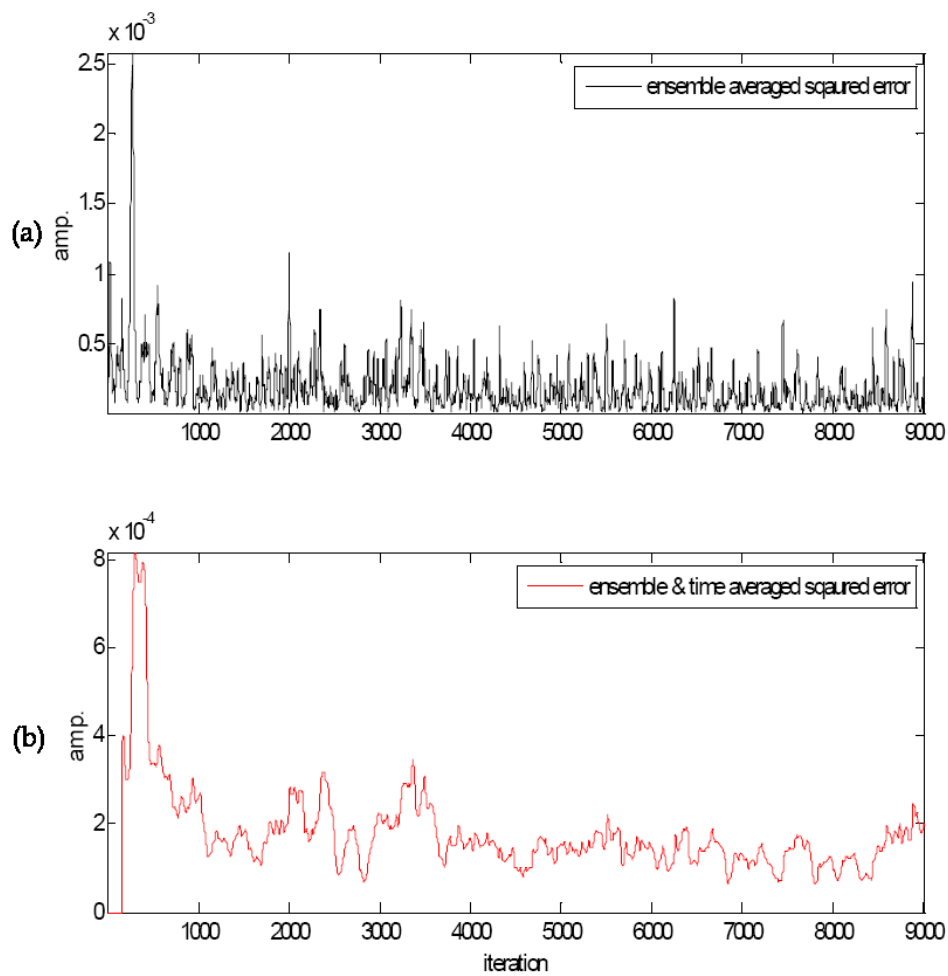


그림 5.5 커프를 하완에 두르고 혼든 경우, 적응 잡음 제거 알고리즘의 learning curve

- (a) 앙상블 평균 learning curve
- (b) 앙상블 & 시간 평균 learning curve

### 5.3 커프를 상완에 두르고 흔든 경우

그림 5.6(a)는 커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호이다. 그림 5.6(b)는 왜곡되지 않은 오리지날 오실레이션 신호이며 그림 5.6(c)는 커프의 움직임과 동기화된 3축 가속도 신호를 나타낸다.

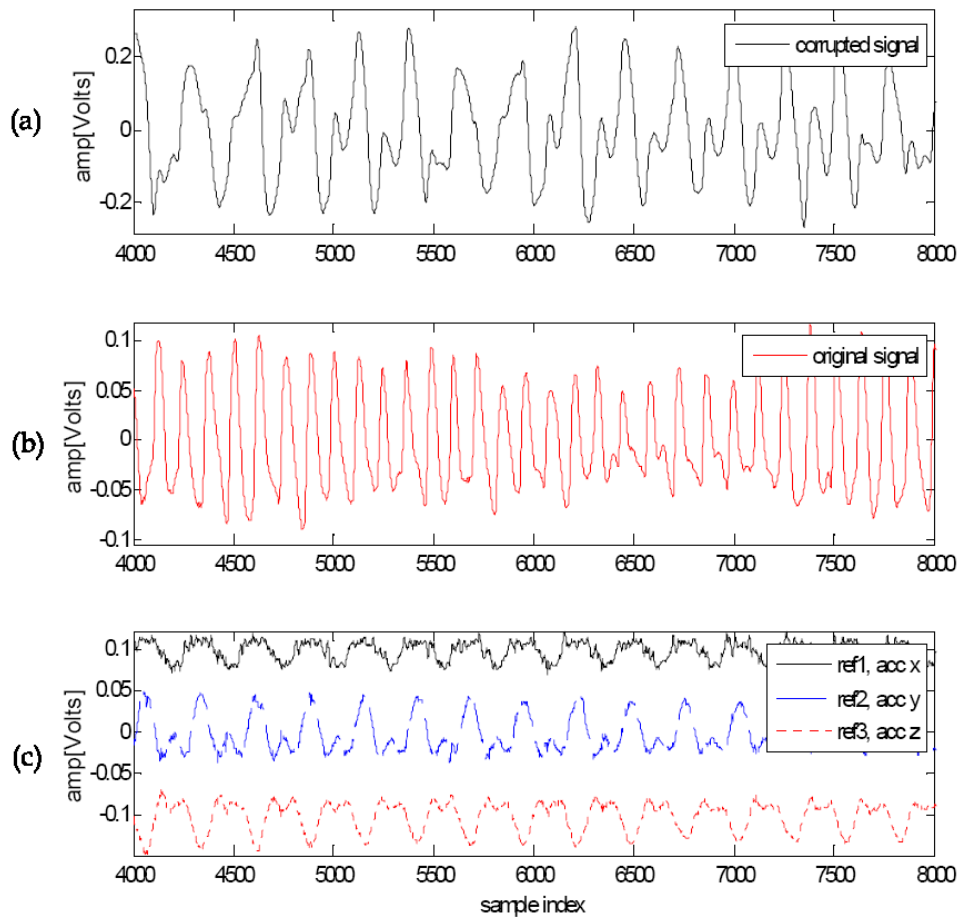


그림 5.6 커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 잡음 발생 결과

- (a) 왜곡 오실레이션 신호
- (b) 오리지날 오실레이션 신호
- (c) 3축 가속도 기준 신호

커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 제안된 알고리즘의 잡음 제거 결과를 그림 5.7에 나타내었다. 그림 5.7(a)는 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호이며 그림 5.7(b)는 오리지날 오실레이션 신호, 그림 5.7(c)는 제안된 알고리즘으로 예측한 오실레이션 신호이다. 그림 5.7(c)의 잡음 제거 오실레이션 신호는 그림 5.7(b)의 오리지날 오실레이션 신호와 유사한 모양을 나타냈다.

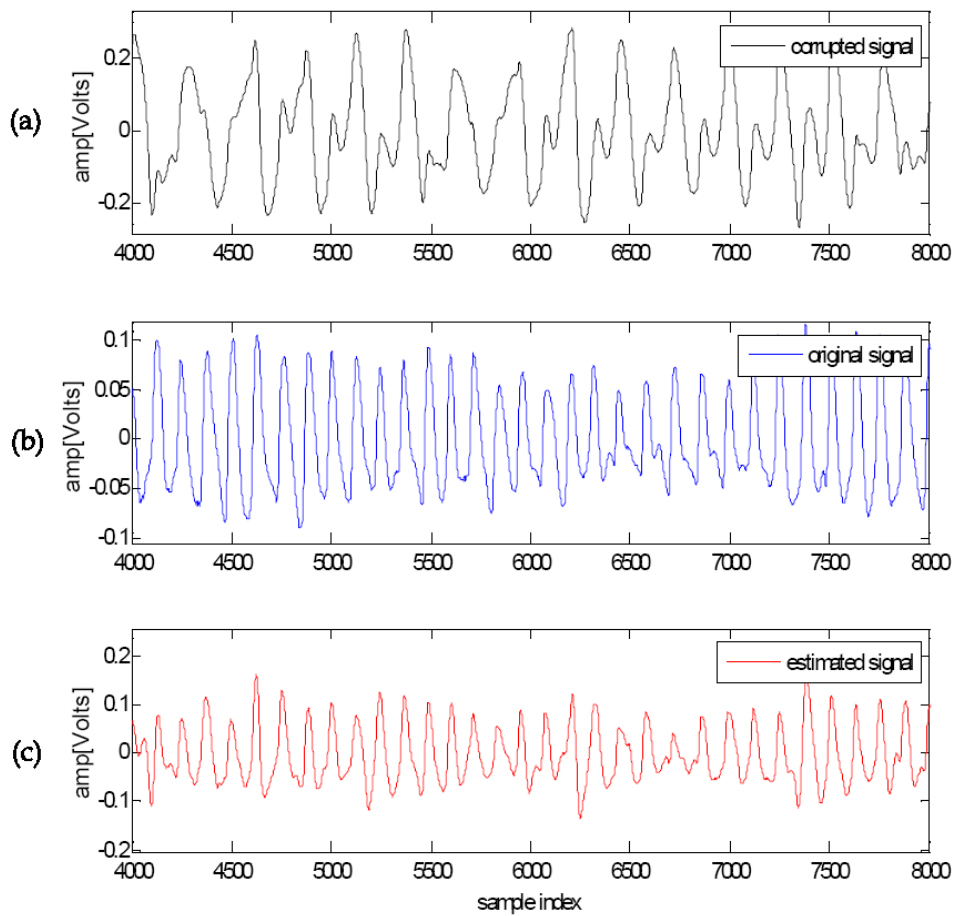


그림 5.7 커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 잡음 제거 결과

- (a) 왜곡 오실레이션 신호
- (b) 오리지날 오실레이션 신호
- (c) 잡음 제거 오실레이션 신호

그림 5.8(a), (b), (c)는 각각 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호, 오리지날 오실레이션 신호, 예측 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도를 나타낸다. 그림 5.8(a)에서 나타난 왜곡된 오실레이션 신호에는 커프 움직임에 의한 잡음 성분이 크게 포함되어 있지만 그림 5.8(c)에서 볼 수 있듯이 제안된 알고리즘으로 잡음 성분을 약 20 dB 가량 줄였다.

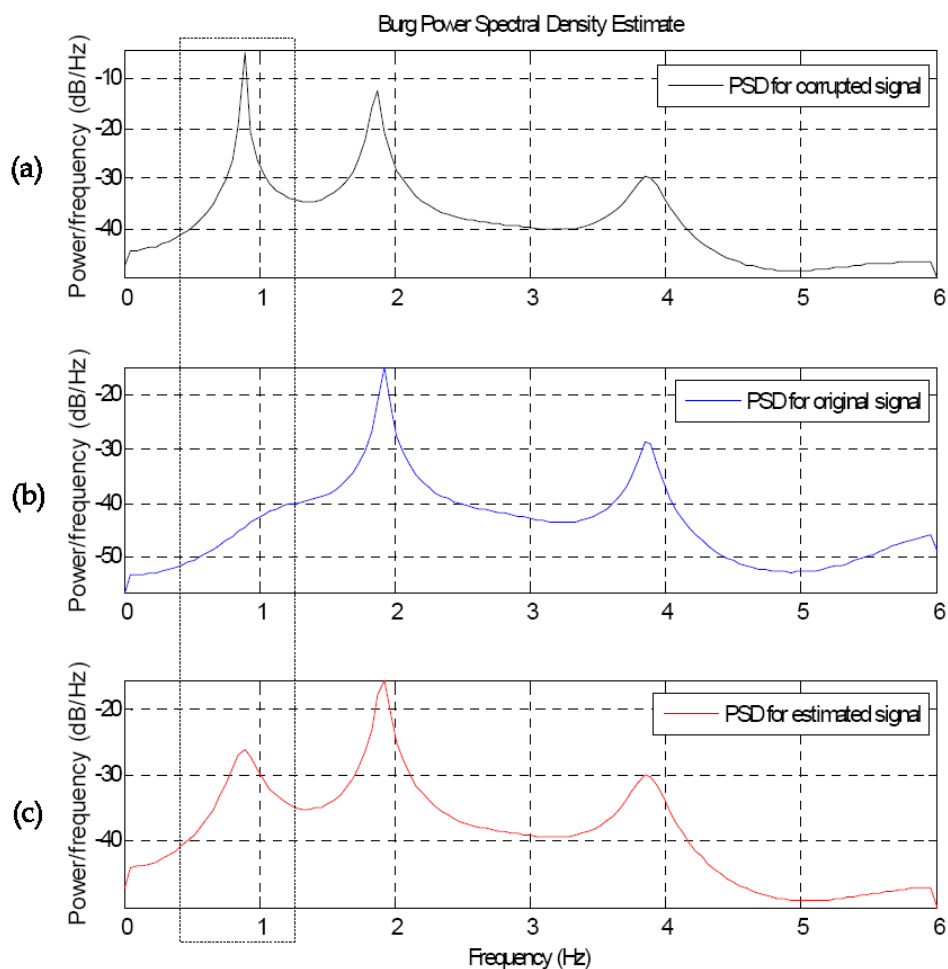


그림 5.8 커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 파워 스펙트럼 밀도 분석  
 (a) 왜곡 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도  
 (b) 오리지날 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도  
 (c) 제안된 적응 잡음 제거 필터를 적용한 신호의 파워 스펙트럼 밀도

커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 그림 5.9(a)는 잡음 제거 전 왜곡된 오실레이션 신호와 오리지널 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차를 나타내고 그림 5.9(b)는 잡음 제거 후 예측 오실레이션 신호와 오리지널 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차를 나타낸다. 그림 5.9(a)의 왜곡 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차와 그림 5.9(b)의 잡음 제거 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차를 4회 앙상블 평균하여 표 5.3에 나타내었다.

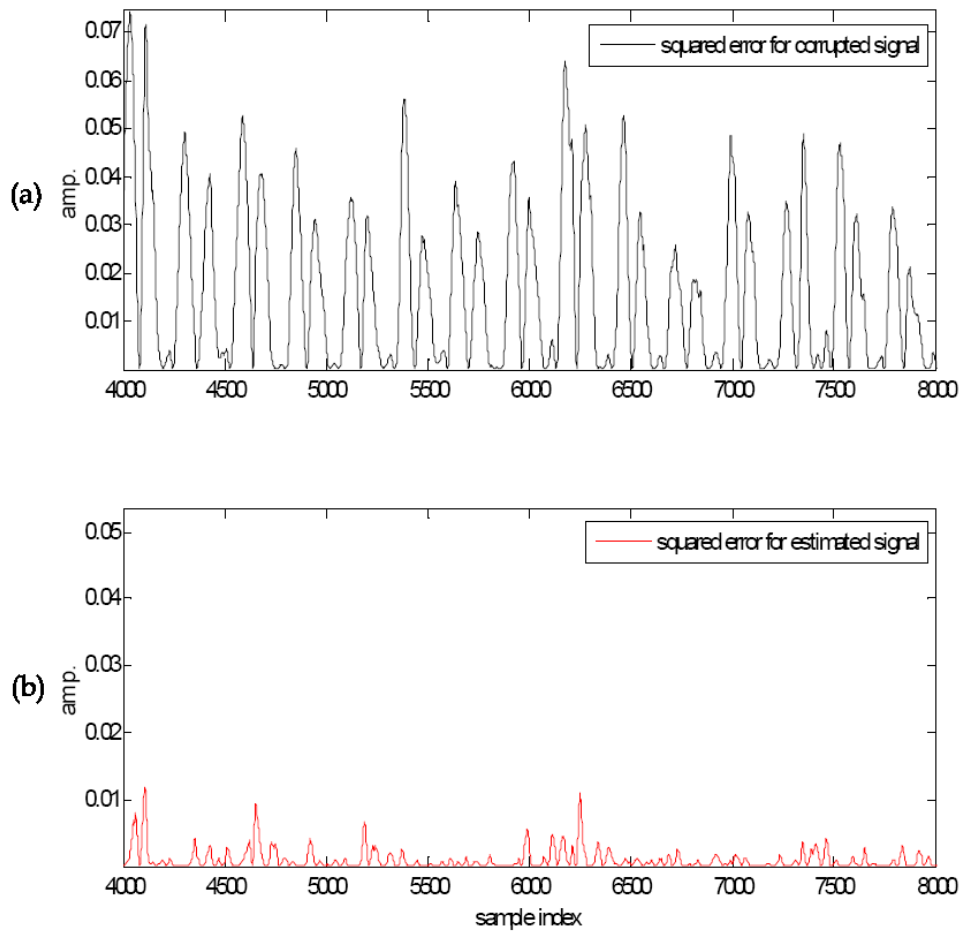


그림 5.9 커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 잡음 제거 전후 평균 제곱 오차  
 (a) 왜곡 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차  
 (b) 잡음 제거 오실레이션 신호의 평균 제곱 오차

표 5.3에서 잡음 제거 전 평균 제공 오차의 양상블 평균은 0.016이었으나 잡음 제거 후 평균 제공 오차의 양상블 평균은 0.002로 나타났다. 제안된 알고리즘으로 신호 대 잡음비를 평균 약 4.2 dB 높이는 결과를 얻었다.

표 5.3 커프를 상완에 두르고 흔든 경우, 잡음 제거 전후 평균 제공 오차

데이터	잡음 제거 전		잡음 제거 후	
	평균 제공 오차	신호 대 잡음비	평균 제공 오차	신호 대 잡음비
1	0.011	1.09	0.002	4.49
2	0.020	0.54	0.002	5.12
3	0.016	0.02	0.002	4.54
4	0.017	0.74	0.002	5.10
평균	0.016	0.60	0.002	4.81

커프를 상완에 두르고 흔든 경우에 대해 제안된 적응 필터의 learning curve를 4회 앙상블 평균하여 그림 5.10(a)에 나타내었고 4회 앙상블 평균하고 시간 평균하여 그림 5.10(b)에 나타내었다. 제안된 적응 잡음 제거 필터는 약 2000샘플 이후부터 필터의 계수가 수렴하는 특성을 보였다.

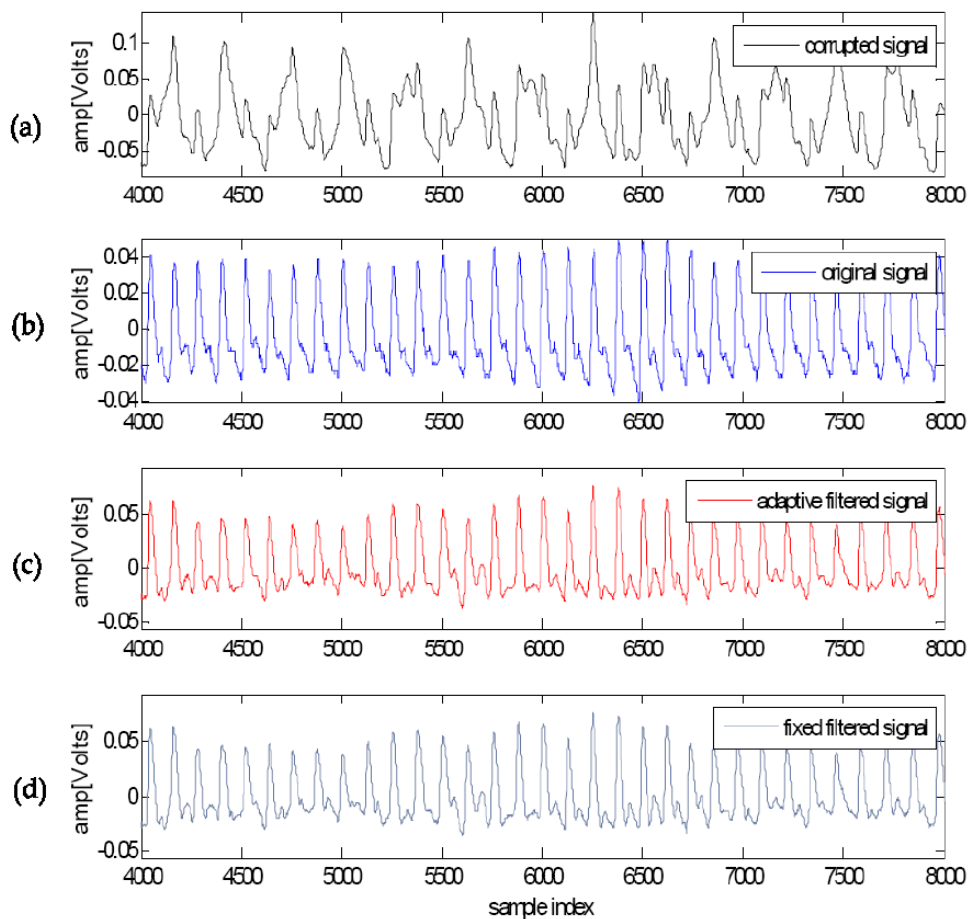


그림 5.10 커프를 하완에 두르고 흔든 경우, 적응 잡음 제거 알고리즘의 learning curve

- (a) 앙상블 평균 learning curve
- (b) 앙상블 & 시간 평균 learning curve

## 5.4 고정된 계수를 갖는 필터와의 비교

제안된 적응 필터와 고정된 계수를 갖는 FIR 필터의 잡음 제거 결과를 비교하였다. 잡음 성분의 주파수를 미리 알고 있다고 가정하고 차수가 1000인 대역 저지 필터를 적용하였다. 그림 5.11(a)는 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호이며 그림 5.11(b)는 오리지널 오실레이션 신호, 그림 5.11(c)는 제안된 적응 필터로 잡음을 제거한 오실레이션 신호이다. 그림 5.11(d)는 고정된 계수를 갖는 대역 저지 필터로 잡음을 제거한 오실레이션 신호이다. 제안된 적응 필터와 고정된 계수를 갖는 대역 저지 필터의 잡음 제거 성능을 비교하기 위해 파워 스펙트럼 밀도 분석을 수행하였다.



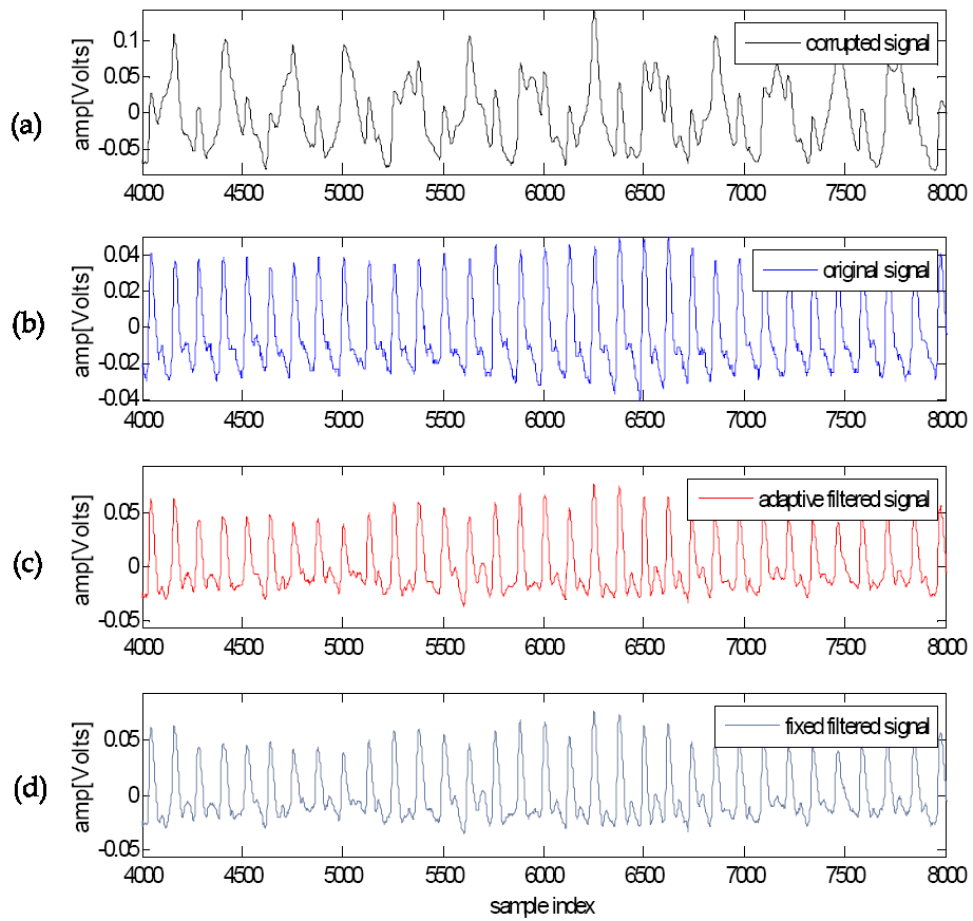


그림 5.11 고정된 계수를 갖는 필터의 잡음 제거 결과

(a) 왜곡 오실레이션 신호

(b) 오리지날 오실레이션 신호

(c) 제안된 적응 잡음 제거 필터의 잡음 제거 결과

(d) 고정된 계수를 갖는 필터의 잡음 제거 결과

그림 5.12는 파워 스펙트럼 밀도 분석을 통하여 적응 필터와 고정된 계수를 갖는 필터를 비교한 그림이다. 그림 5.12(a), (b), (c)는 각각 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호, 오리지날 오실레이션 신호, 적응 필터로 예측한 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도를 나타낸다. 그림 5.12(d)는 고정된 계수를 갖는 필터로 잡음

을 제거한 신호의 파워 스펙트럼 밀도를 나타낸다. 그림 5.12(d)에서 볼 수 있듯이 잡음 성분의 주파수를 미리 알고 있는 경우에는 제안된 적응 필터보다 고정된 계수를 갖는 필터가 잡음 제거에 더욱 효과적일 수 있다.

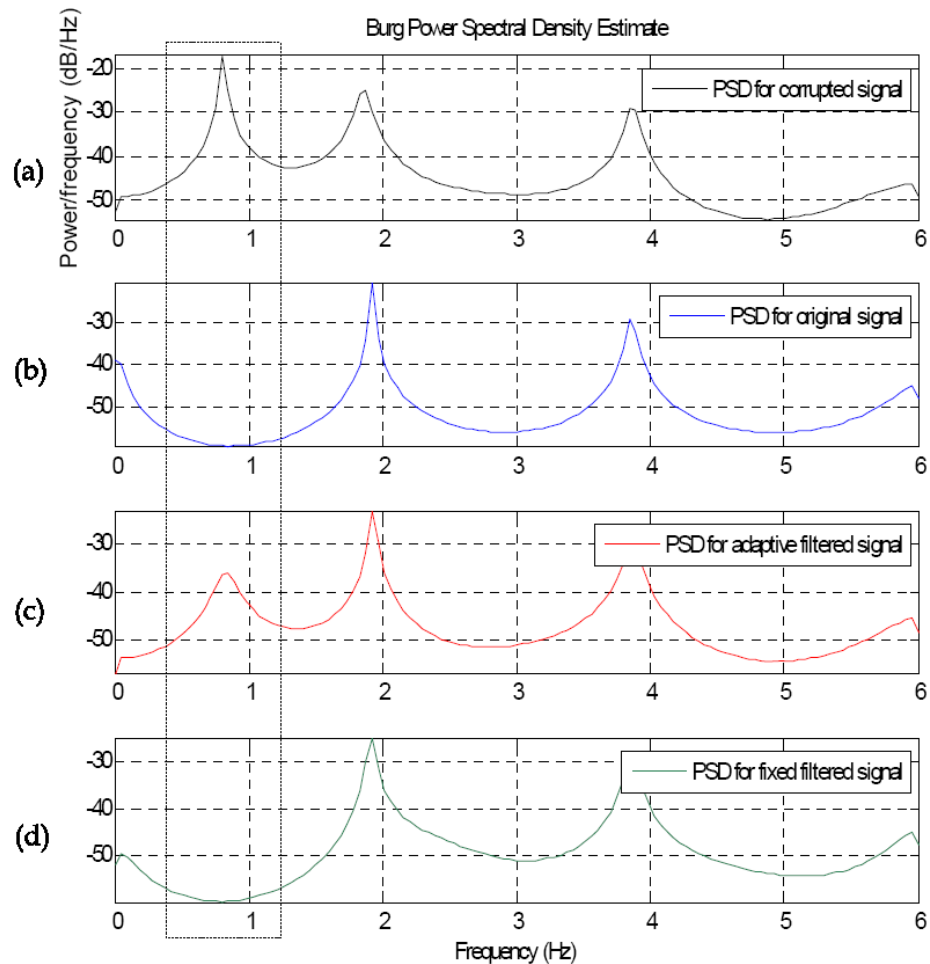


그림 5.12 고정된 계수를 갖는 필터로 잡음을 제거한 신호의 파워 스펙트럼 밀도 분석

- (a) 왜곡 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도
- (b) 오리지널 오실레이션 신호의 파워 스펙트럼 밀도
- (c) 제안된 적응 잡음 제거 필터를 적용한 신호의 파워 스펙트럼 밀도
- (d) 고정된 계수를 갖는 필터를 적용한 신호의 파워 스펙트럼 밀도

## 5.5 임펄스 잡음에 대한 제안된 적응 필터의 수렴 특성

제안된 적응 필터가 돌발적인 임펄스 형태의 잡음에 얼마나 빨리 수렴하는지 알아보기 위한 실험을 수행하였다. 그림 5.13(a)은 커프의 움직임에 의해 왜곡된 오실레이션 신호에 임펄스 잡음이 섞인 신호이고 그림 5.13(b)는 기준 신호에 임펄스 잡음이 섞인 신호이다. 임펄스 잡음의 폭은 100샘플이다.

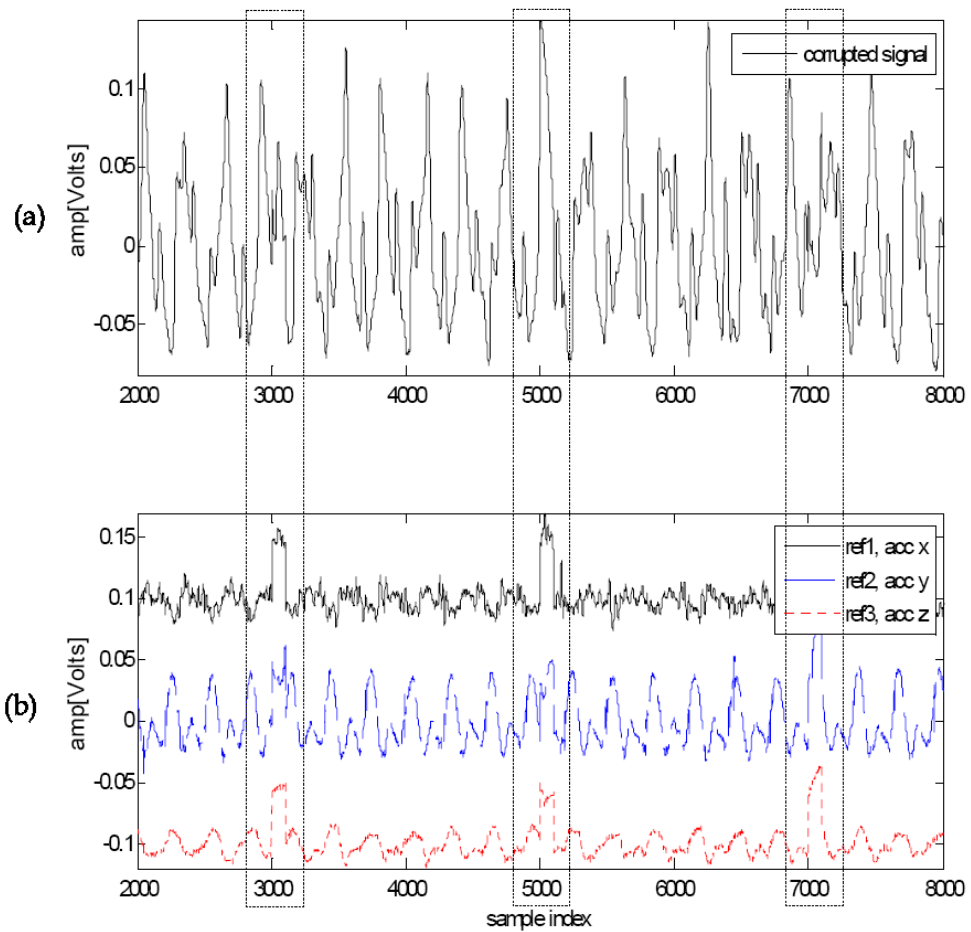


그림 5.13 임펄스 잡음이 포함된 왜곡 오실레이션 신호와 기준 신호

(a) 임펄스 잡음이 포함된 왜곡 오실레이션 신호

(b) 임펄스 잡음이 포함된 기준 신호

임펄스 잡음이 섞인 신호에 대한 제안된 적응 필터의 learning curve를 그림 5.14(a)에 나타내었고 시간 평균하여 그림 5.14(b)에 나타내었다. 임펄스 잡음에 적응하는데 걸린 시간은 약 400샘플이고 적응 필터 계수의 갱신 횟수가 많아질수록 임펄스 잡음에 점점 강인해지는 특성을 보였다.

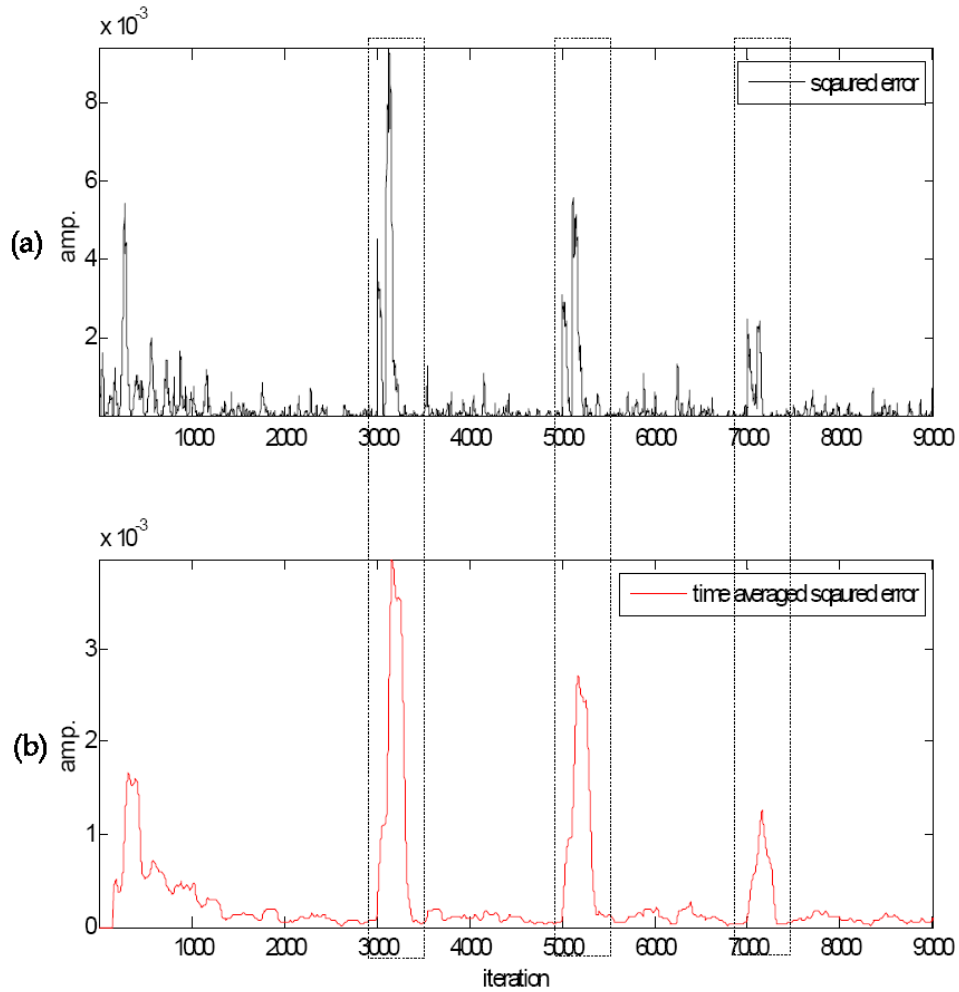


그림 5.14 임펄스 잡음이 포함된 신호에 대한 제안된 적응 필터의 learning curve

- (a)양상불 평균한 learning curve
- (b)양상불 평균과 시간 평균한 learning curve

## 5.6 고찰

커프의 위치에 따라 커프를 흔드는 움직임에 의한 오실레이션 신호의 왜곡 정도 차이가 크게 나타났다. 커프를 하완에 두르고 흔드는 경우 신호 대 잡음비는 약 10 dB였고 커프를 상완에 두르고 흔드는 경우 신호 대 잡음비는 약 0.016 dB로 나타났다.

커프 위치에 따른 왜곡 정도의 차이가 큼에도 불구하고 제안된 적응 알고리즘은 커프를 하완에 두르고 흔든 경우 신호 대 잡음비를 약 3.6 dB 증가시켰고 커프를 상완에 두르고 흔든 경우 약 4.2 dB 증가시켜 평균 3.8 dB의 잡음 제거 성능을 나타내었다.

고정된 계수를 갖는 필터와 제안된 적응 필터를 적용하여 잡음 제거 성능을 비교한 결과, 고정된 계수를 갖는 필터가 제안된 적응 필터보다 더욱 효과적으로 잡음을 제거할 수 있었다. 하지만 고정된 계수를 갖는 필터의 한계점은 잡음 성분의 주파수를 미리 알고 있거나 잡음 성분이 오실레이션 신호의 주파수 대역과 중첩되지 않아야 한다는 전제가 필요하다는 것이다. 그러므로 제안된 적응 필터는 잡음에 대한 별도의 사전 정보가 필요하지 않고 잡음 성분이 오실레이션 신호의 주파수 대역에 중첩되는 경우에도 잡음을 제거할 수 있다는 장점을 가진다.

제안된 적응 필터가 돌발적인 임펄스 형태의 잡음에 얼마나 빨리 수렴하는지 실험하였다. 폭이 100샘플을 갖는 임펄스 잡음에 적응하는데 필터의 계수가 약 400회 갱신되었다. 계수의 갱신 횟수가 많아질수록 임펄스 형태의 잡음에 점점 강인해지는 특징을 나타내었다.

## 제 6 장 결 론

본 연구에서는 오실로메트릭 혈압 측정을 위한 적응 잡음 제거 필터를 설계하였다. 제안된 적응 잡음 제거 필터는 컵 위에 부착된 가속도 센서에서 획득한 가속도 신호를 기준 입력으로 삼아 잡음에 대한 별도의 사전 정보 없이 왜곡된 오실레이션 신호에서 잡음 성분만을 예측하여 제거하는 장점을 가진다.

청진법에 기반하여 적응 잡음 제거 필터를 적용한 기존의 연구는 주변 소리 잡음에만 초점을 맞추고 있는 한계가 있다. 본 연구의 의의는 오실로메트릭법에 기반하여 적응 잡음 제거 필터를 적용하였다는 것과 컵의 움직임에 의한 잡음에 초점을 맞추었다는 점이다.

제안된 적응 잡음 제거 필터를 평가하기 위해 평균 제곱 오차와 신호 대 잡음비를 통해 잡음 제거 성능을 나타내었다. 컵을 상완에 두르고 흔드는 경우 하완에 두르고 흔드는 경우보다 신호 대 잡음비가 더 낮게 나타났음에도 불구하고 제안된 적응 잡음 제거 필터는 신호 대 잡음비를 평균 3.8 dB 만큼 향상시키는 잡음 제거 성능을 나타내었다. 따라서 제안된 적응 알고리즘은 오실로메트릭 혈압 측정 환경에서 컵을 흔드는 움직임에 의해 발생하는 잡음을 줄이는데 유용하게 사용될 수 있을 것이라 생각한다.

향후 다양한 컵의 움직임에 대하여 신호 대 잡음비뿐만 아니라 혈압 측정 오차를 통해 제안된 알고리즘의 추가적인 평가가 이루어질 필요가 있다.

## 참 고 문 헌

- [1] D. K. Roh, "Design of the Blood Pressure Measurement System Using the Inflatable Oscillometric Method," *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 24, No. 4, pp. 281-286, 2003.
- [2] E. K. Park, "Reduction of interference in oscillometric arterial blood pressure measurement using fuzzy logic," *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 25, No. 6, pp. 605-609, 2004.
- [3] C. T. Lin, "Reduction of interference in oscillometric arterial blood pressure measurement using fuzzy logic," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 50, No. 4, pp. 432-441, 2003.
- [4] L. T. Hersh, "Method for oscillometric blood pressure determination employing curve fitting," U. S. Patent 5704362, 1998.
- [5] M. Ramsey III, "Automatic mean blood pressure reading device," U. S. Patent 4360029, 1982.
- [6] C. H. Nelson, "Method and apparatus for indirect blood pressure measurement," U. S. Patent 4799492, 1989.
- [7] H. S. Choi, "A New Method for Artifact Reduction Based on Capacitive Sensor and Adaptive Filter in Oscillometric Blood Pressure Measurement", *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 29, No. 3, pp. 239-248, 2008
- [8] J. G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation - 2nd edition*, John Wiley & Sons, 1988, Vol. 1, p. 488.
- [9] B. Widrow, "Adaptive noise cancelling: Principles and applications", *Proc. IEEE* Vol. 63, No. 12, 1975

## ABSTRACT

### **Development of Artifact Minimization Method based on Adaptive Algorithm for Oscillometric Blood Pressure Measurement**

Choi, Hyun Seok

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

In this paper motion artifact minimization method based on adaptive noise canceller was proposed for oscillometric blood pressure measurement. The proposed method uses acceleration signal with respect to cuff movement as reference signal for the adaptive noise canceller in order to estimate original oscillation signal.

Cuffs were wrapped around upper arm or wrist. The upper arm or wrist were swung back and forth in order to obtain oscillation signal corrupted by motion artifact. Swing angle and frequency are about 15 degree and about 1 Hz respectively. To evaluate the proposed method, mean square error and signal to noise ratio(SNR) were obtained.

SNR of the corrupted signal for upper arm swing was found to be lower than one for wrist swing. The proposed method increased SNR by 3.8 dB for



both cases. Implementation of the proposed method could be useful to minimize motion artifact for oscillometric blood pressure measurement.

In further research the proposed algorithm needs to be tested on more various motions and evaluated in terms of blood pressure measurement error as well.

---

**Key words:** blood pressure, oscillometric, adaptive noise canceller, accelerometer