

오실로메트릭 혈압 측정에서 커패시턴스 센서와 적응필터를 이용한 새로운 잡음제거방법에 관한 연구

최현석¹, 박호동¹, 이경중^{1,2}

¹연세대학교 의공학과, ²연세대학교 의료공학연구원

A New Method for Artifact Reduction Based on Capacitive Sensor and Adaptive Filter in Oscillometric Blood Pressure Measurement

Hyun Seok Choi¹, Ho Dong Park¹, Kyoung Joung Lee^{1,2}

¹Department of Biomedical Engineering, Yonsei University,

²Institute for Medical Engineering, Yonsei University

(Received February 29, 2008. Accepted May 16, 2008)

Abstract

In this study, a new method using a capacitive sensor and an adaptive filter was proposed to deal with artifacts contaminating an oscillation signal in oscillometric blood pressure measurement. The proposed method makes use of a variation of the capacitance between an electrode fixed to a cuff and an external object to detect artifacts caused by the external object bumping into the cuff. The proposed method utilizes the adaptive filter based on linear prediction to remove the detected artifacts. The conventional method using linear interpolation and the proposed method using the adaptive filter were applied to three types of the artifact-contaminated oscillation signals(no overlap, non-consecutive overlap, and consecutive overlap between artifacts and oscillations) to compare them in terms of the artifact reduction performance. The proposed method was more robust than the conventional method in the case of consecutive overlap between artifacts and oscillations. The proposed method could be useful for measuring blood pressure in such a noisy environment that the subject is being transported.

Key words : capacitive sensor, adaptive filter, artifact reduction, blood pressure

1. 서론

혈압은 심혈관계(cardiovascular system)의 기능을 평가하기 위한 중요한 생체 신호이다. 혈압을 비침습적(non-invasive)으로 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 흔들림이 심한 환경

에서 혈압 측정시, 커프가 외부 물체와 부딪힐 경우 커프에 인가되는 외부의 압력은 오실레이션 신호를 왜곡하여 측정된 혈압에 오차를 유발한다. 잡음에 의한 오차를 줄이기 위한 방법은 크게 잡음을 검출하는 방법과 검출된 잡음을 제거하는 방법으로 나눌 수 있다.

잡음을 검출하는 기존 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 매치되는 2개의 오실레이션이 나타날 때까지 커프의 압력을 유지시

Corresponding Author : 이경중

강원도 원주시 흥업면 매지리 234, 연세대학교 의공학과

Tel : +82-33-760-2433 / Fax : +82-33-763-1953

E-mail : lkj5809@yonsei.ac.kr

본 연구는 2007학년도 연세대학교 학술연구비의 지원에 의하여 이루어진 것임.

키므로 잡음의 개수에 따라 측정 시간이 비례하여 증가하는 문제가 있다. 그러므로 이러한 단점들을 극복하고 잡음을 정확히 검출하기 위해서는 잡음과 동기화된 레퍼런스 신호가 꼭 필요하다.

검출된 잡음을 제거하는 기존 방법은 오실레이션 신호에서 왜곡된 부분을 없애는 방법[6]과 선형 보간(linear interpolation)으로 왜곡된 부분을 대체하는 방법[7]이 있다. 그러나 기존의 잡음 제거 방법은 잡음이 오실레이션과 중첩될 경우 잡음 뿐만 아니라 중첩된 오실레이션의 정보를 함께 없애버리기 때문에 혈압 측정 오차가 발생할 단점이 있다.

본 논문은 혈압 측정의 정확도를 높이기 위해 커패시턴스 센서(capacitive sensor)로 잡음과 동기화된 레퍼런스 신호를 획득하여 잡음을 정확히 검출하고 적응 필터로 검출된 잡음을 제거하는 방법을 제안한다.

II. 본 론

본 논문에서 제안된 방법은 크게 신호를 계측하는 하드웨어와 계측된 신호를 처리하는 알고리즘으로 이루어진다.

A. 제안된 하드웨어

그림 1은 본 논문에서 제안된 하드웨어의 블록도이며 크게 커패시턴스 센서부, 압력 센서부, 송신부로 이루어져 있다. 커패시턴스 센서부에서는 커프 위에 부착된 극판과 외부 물체 사이의 커패시턴스를 계측하며, 압력 센서부에서는 커프 압력에서 혈압 시뮬레이터에 의해 발생하는 오실레이션을 추출한다. 혈압 시뮬레이터는 BP Pump2(Fluke, 미국)을 사용하였다. 송신부는 커패시턴스 신호와 오실레이션 신호를 PC로 전송한다. 점선은 에어 튜브, 실선은 도선을 나타낸다.

1) 커패시턴스 센서부

커패시턴스 센서로 QT300(Quantum, 영국)을 사용하였다. 이

커패시턴스 센서는 16bit의 해상도로 커패시턴스를 측정할 수 있다. 커패시턴스 센서의 동작원리는 다음과 같다. 커패시터의 두 극판에 기준 전압을 인가하면 식 (1)과 같이 극판 사이에 존재하는 커패시턴스에 따라 극판양단에 충전되는 전하의 양이 결정된다.

$$Q = V_R \cdot C_X \tag{1}$$

여기서 기준 전압은 V_R , 극판의 커패시턴스는 C_X , 극판에 충전되는 전하의 양은 Q 이다. 극판에 충전된 전하를 샘플링 커패시터로 이동시키면 식 (2)와 같이 샘플링 커패시터의 전압이 결정된다.

$$V_S = \frac{Q}{C_S} \tag{2}$$

단, V_S 는 샘플링 커패시터의 전압, C_S 는 샘플링 커패시터의 커패시턴스이다. 샘플링 커패시터의 전압과 샘플링 커패시터의 커패시턴스 및 기준 전압을 알고 있으므로 극판의 미지의 커패시턴스 C_X 를 계산할 수 있다. 전도성을 가진 물질은 무엇이든지 극판으로 사용할 수 있으며 본 논문에서는 알루미늄포일을 극판으로 사용하였다.

2) 압력 센서부

압력 센서로 NPC-410(GE Sensing, 미국)을 사용하였다. 압력 센서 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. 혈압 시뮬레이터에 의해 발생하는 오실레이션은 커프 압력에 비하여 매우 작으므로 0.1Hz 고역 통과 필터, 증폭, 45Hz 저역 통과 필터를 거쳐 추출한다.

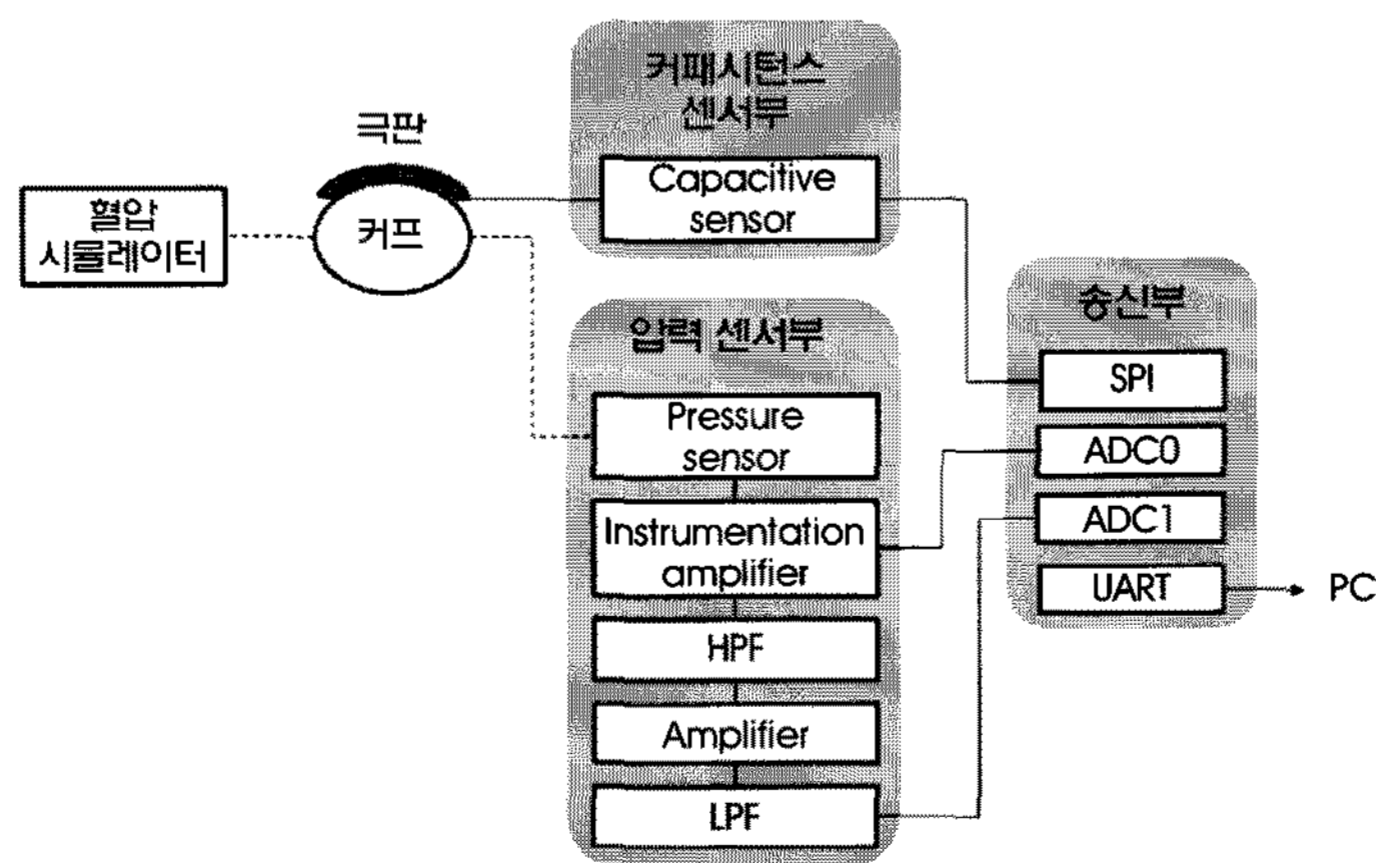


그림 1. 제안된 하드웨어의 블록도
Fig. 1. Block diagram of the proposed hardware

3) 송신부

송신부는 마이크로컨트롤러인 PIC16F877A(Microchip, 미국)을 기반으로 구성되어 있다. 커패시턴스 센서부에서 측정한 16bit 해상도의 커패시턴스 신호는 SPI(Serial Peripheral Interface)를 이용하여 마이크로컨트롤러에 전달된다. 압력 센서부에서 측정한 커프 압력 신호와 오실레이션 신호는 아날로그 신호이므로 ADC를 이용하여 10bit 해상도의 디지털 신호로 변환시킨다. 480Hz로 샘플링 된 커패시턴스 신호, 커프 압력 신호, 오실레이션 신호를 RS232 통신포트를 이용하여 115,200bps의 속도로 PC로 전송한다.

B. 제안된 알고리즘

그림 2는 본 논문에서 제안된 알고리즘의 블록도이다. 크게 잡음 제거 알고리즘과 혈압 측정 알고리즘으로 나눌 수 있다. 잡음 제거 알고리즘은 적응 필터를 이용하여 오실레이션 신호의 왜곡된 부분을 복원하는 알고리즘이며, 혈압 측정 알고리즘은 복원된 오실레이션 신호에서 혈압을 측정하는 알고리즘이다. 모든 알고리즘은 MATLAB R2007b(Mathworks, 미국)과 LabVIEW 8.5(National Instruments, 미국) 기반으로 작성되었다.

1) 잡음 제거 알고리즘

잡음 제거 알고리즘은 커패시턴스 신호에 문턱치를 취하여 잡음과 동기화된 레퍼런스 신호를 생성하는 부분과 선형 예측기 구조 기반의 적응 필터로 잡음을 제거하는 부분으로 구성된다.

그림 3은 본 논문에서 제안한 적응 필터의 블록도를 나타낸다. u 는 적응 필터의 입력, y 는 적응 필터의 출력, d 는 이상적인 응답, e 는 예측 오차를 나타낸다. 제안된 적응 필터는 샘플 지연된 오실레이션 신호를 적응 필터의 입력으로 사용한다. 레퍼런스 신호로 오실레이션 신호에서 잡음에 의해 왜곡된 부분과 왜곡되지 않은 부분을 구분한다. 왜곡되지 않은 부분에서는 적응 필터의 출력이 이상적인 응답이 적응하도록 계수를 갱신한다. 하지만 왜곡된 부분에서는 더 이상 적응 필터의 계수를 갱신하지 않고 왜곡되지 않은 부분에 적용된 기존의 계수를 이용하여 예측하므로 오실레이션의

신호에서 잡음에 의한 왜곡을 줄일 수 있다. 적응 필터의 계수를 갱신하기 위해 NLMS(normalized least mean square) 알고리즘을 사용한다.

2) 혈압 측정 알고리즘

혈압 측정 알고리즘은 1)잡음 제거 알고리즘으로 복원된 오실레이션 신호에서 피크점과 밸리점을 검출하는 부분, 2)검출된 피크점과 밸리점을 이용하여 오실레이션의 크기를 계산하는 부분, 3)오실레이션의 크기를 커브 피팅하는 부분, 4)커브로부터 혈압을 측정하는 부분으로 이루어진다. 검출한 피크점의 크기로부터 밸리점의 크기를 빼서 오실레이션의 크기를 계산한 다음, 오실레이션의 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. 본 논문에서는 큐빅 스플라인 피팅을 사용하였다. 큐빅 스플라인 피팅은 식(3)과 같이 계산한다.

$$p \sum_{i=0}^{n-1} w_i (y_i - f(x_i))^2 + (1-p) \int_{x_0}^{x_{n-1}} \lambda(x) (f''(x))^2 dx \quad (3)$$

식 (3)에서 p 는 밸런스 파라미터(balance parameter)이며 0과 1 사이의 값을 가진다. p 가 0에 가까우면 전체적으로 완만한 커브를 얻을 수 있지만 커브의 오차가 크다. 커브의 오차는 커브와 오실레이션 크기의 차이를 의미한다. p 가 1에 가까우면 커브가 완만하지 않지만 커브의 오차가 작다. 본 논문에서는 p 를 10^{-8} 로 설정하였다.

커브의 최대 크기가 나타나는 지점에서의 커프 압력으로 평균 혈압을 구하였고, 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 커브의 최대 크기에 특성 비율(characteristic ratio) 곱하여 구하였다. 특성 비율은 혈압 시뮬레이터의 평균 혈압, 수축기 혈압, 이완기 혈압을 93, 120, 80으로 설정한 다음 잡음을 발생시키지 않은 상태에서 획득한 오실레이션의 크기를 커브 피팅한 후, 식(4)를 이용하여 구하였다.

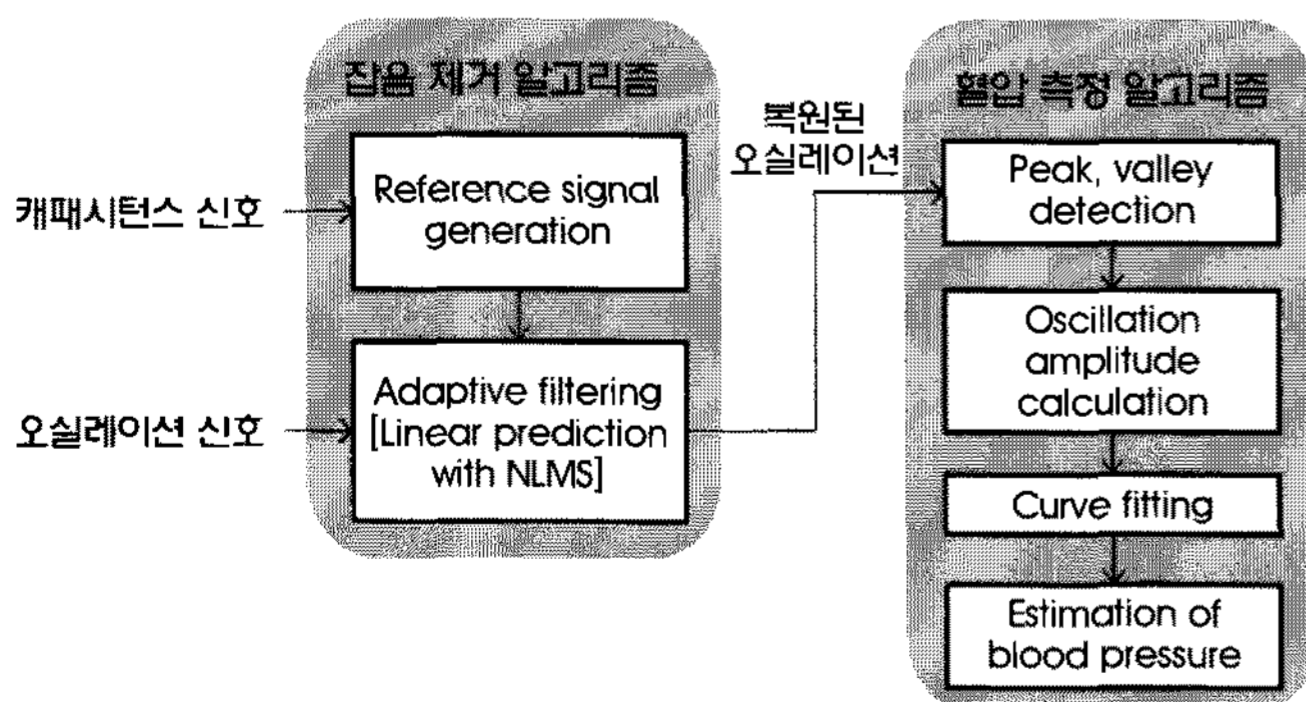


그림 2. 제안된 알고리즘의 블록도
Fig. 2. Block diagram of the proposed algorithm

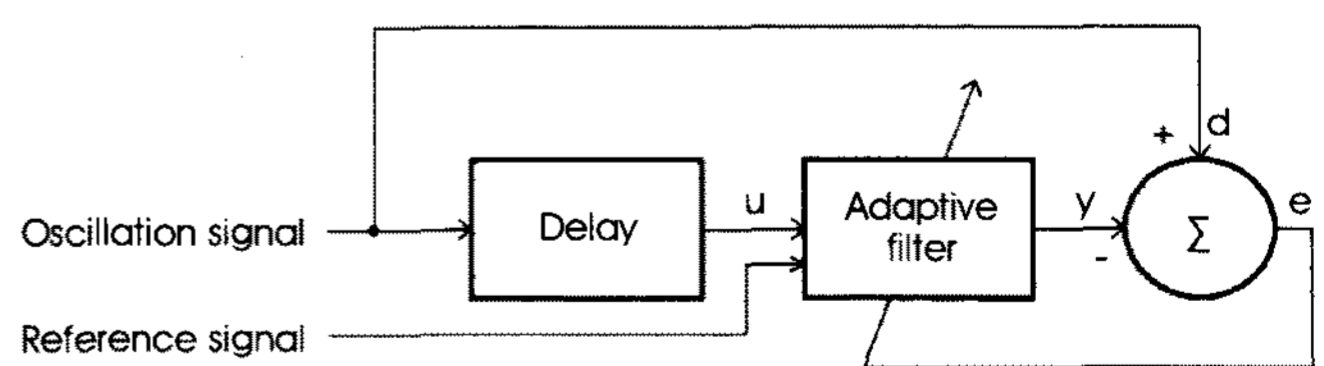


그림 3. 제안된 적응 필터의 블록도
Fig. 3. The proposed adaptive filter

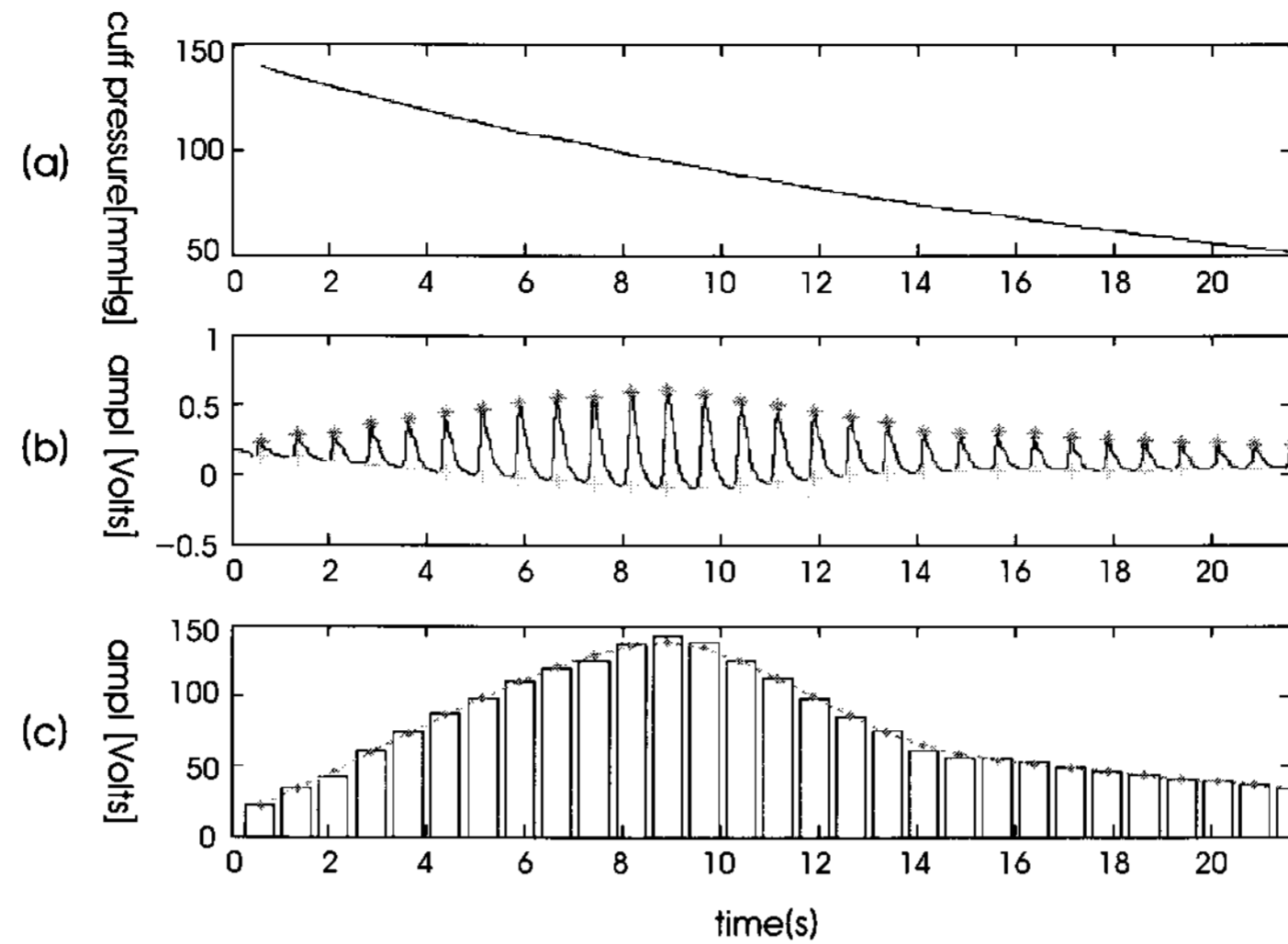


그림 4. 왜곡이 없는 오실레이션 신호
 (a)커프의 압력, (b)왜곡이 없는 오실레이션 신호, (c)왜곡이 없는 오실레이션의 크기

Fig. 4. The measured artifact-free oscillation signal
 (a)The cuff pressure, (b)The artifact-free oscillation signal, (c)The amplitude of artifact-free oscillations

$$\begin{aligned}
 CR_{sys} &= \frac{Amp_{sys}}{Amp_{mean}} \\
 CR_{dia} &= \frac{Amp_{dia}}{Amp_{mean}}
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

CR_{sys} 는 수축기 혈압에 대한 특성 비율이고 CR_{dia} 는 이완기 혈압에 대한 특성 비율이다. Amp_{mean} 는 커프 압력이 93인 지점에서 커브의 크기이며 Amp_{sys} 는 커프 압력이 120인 지점에서 커브의 크기, Amp_{dia} 는 커프 압력이 80인 지점에서 커브의 크기이다. 본 논문에서 수축기 혈압에 대한 특성 비율은 0.5, 이완기 혈압에 대한 특성 비율은 0.7을 사용하였다.

III. 실험 결과 및 고찰

잡음의 종류를 선정하여 오실레이션 신호를 왜곡시켰다. 그리고 기존 잡음 제거 방법과 제안된 잡음 제거 방법을 왜곡된 오실레이션 신호에 적용하여 혈압 측정 오차를 구하였다. 혈압 측정 오차를 통해 기존 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 성능을 비교하였다.

A. 기준 혈압의 설정

그림 4는 기준 혈압을 설정하기 위해 잡음을 발생시키지 않은 상

태에서 획득한 오실레이션 신호를 나타낸다. 그림 4(a)는 커프의 압력을 나타내고 커프의 압력은 5mmHg/sec의 속도로 감압한다. 그림 4(b)는 왜곡이 없는 오실레이션 신호를 나타낸다. 오실레이션의 피크점을 별(*)로 표시하였고 밸리점을 십자(+)로 표시하였다. 그림 4(c)는 오실레이션의 크기이며 피크점과 밸리점의 크기의 차이로 구한다. 오실레이션의 크기를 커브 피팅한 후 커브의 최대 크기가 나타나는 지점에서의 커프 압력으로 평균 혈압을 측정한다. 커브는 점선으로 나타내었다. 커브의 크기가 커지다가 최대 크기의 50%가 되는 지점에서의 커프 압력이 수축기 혈압이다. 커브의 크기가 작아지다가 최대 크기의 70%가 되는 지점에서의 커프 압력이 이완기 혈압이다.

표 1은 잡음을 발생시키지 않은 상태에서 측정된 혈압의 평균과 표준편차를 나타낸다. 혈압 시뮬레이터의 평균 혈압, 수축기 혈압, 이완기 혈압을 93, 120, 80으로 설정하여 10번의 실험을 하였다. 측정된 평균 혈압, 수축기 혈압, 이완기 혈압의 평균은 95.15, 122.47, 81.46으로 나타났고 기존 방법과 제안된 방법의 혈압 측정 오차를 계산하기 위한 기준 혈압으로 설정하였다.

B. 선정된 잡음의 인가 방법

본 논문에서 선정한 잡음은 오실레이션과 중첩되지 않는 잡음, 불연속적 오실레이션과 중첩되는 잡음, 연속적으로 오실레이션과

표 1. 왜곡이 없는 오실레이션 신호에서 측정된 혈압의 평균과 표준편차

Table 1. The mean and the standard deviation of a set of blood pressure values measured from the artifact-free oscillation signal

측정된 평균 혈압의 평균(표준편차)	측정된 수축기 혈압의 평균(표준편차)	측정된 이완기 혈압의 평균(표준편차)
95.15(0.90)	122.47(0.33)	81.46(0.11)

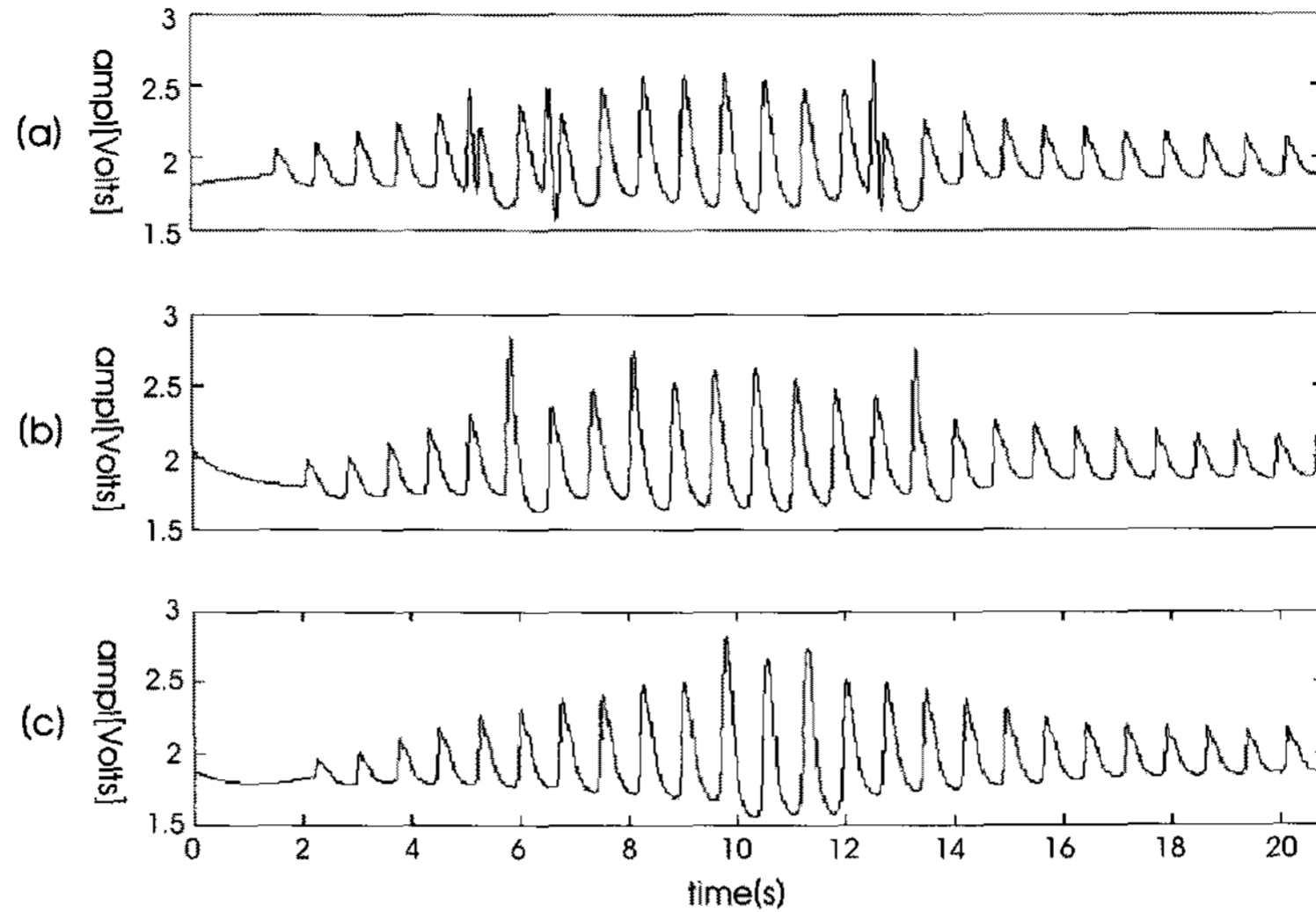


그림 5. 3가지 종류의 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호

(a)잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, (b)잡음이 불연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, (c)잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우

Fig. 5. The oscillation signals contaminated by three different types of artifacts

(a)No overlap between artifacts and oscillations, (b)Non-consecutive overlap between artifacts and oscillations, (c)Consecutive overlap between artifacts and oscillations

중첩되는 잡음으로 나뉘어진다. 잡음을 인가하기 위해 커패시터가 외부의 물체에 부딪히도록 흔들어 외부 압력이 커패시터에 가해지도록 하였다. 그림 5는 선정된 3가지 종류의 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호를 나타낸다. 그림 5(a)는 잡음이 오실레이션과 중첩이 되지 않는 경우이며, 그림 5(b)는 잡음이 불연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우이다. 그림 5(c)는 잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우이다.

본 논문에서는 일명 터치 센서라 불리는 커패시티브 센서를 이용하여 커패시터가 외부의 물체에 부딪히는 시점에서 커패시터 위에 부착된 극판과 외부의 물체의 표면이 이루는 커패시턴스의 변화로 잡음을 검출하였다. 그림 6는 커패시턴스 신호로부터 잡음과 동기화된 레퍼런스 신호를 생성한 결과를 나타낸다. 그림 6(a)는 커패시터에 가해진 외부 압력에 의해 왜곡된 오실레이션 신호를 나타낸다. 그림 6(b)는 커패시턴스 신호로 커패시터가 외부의 물체에 부딪히는

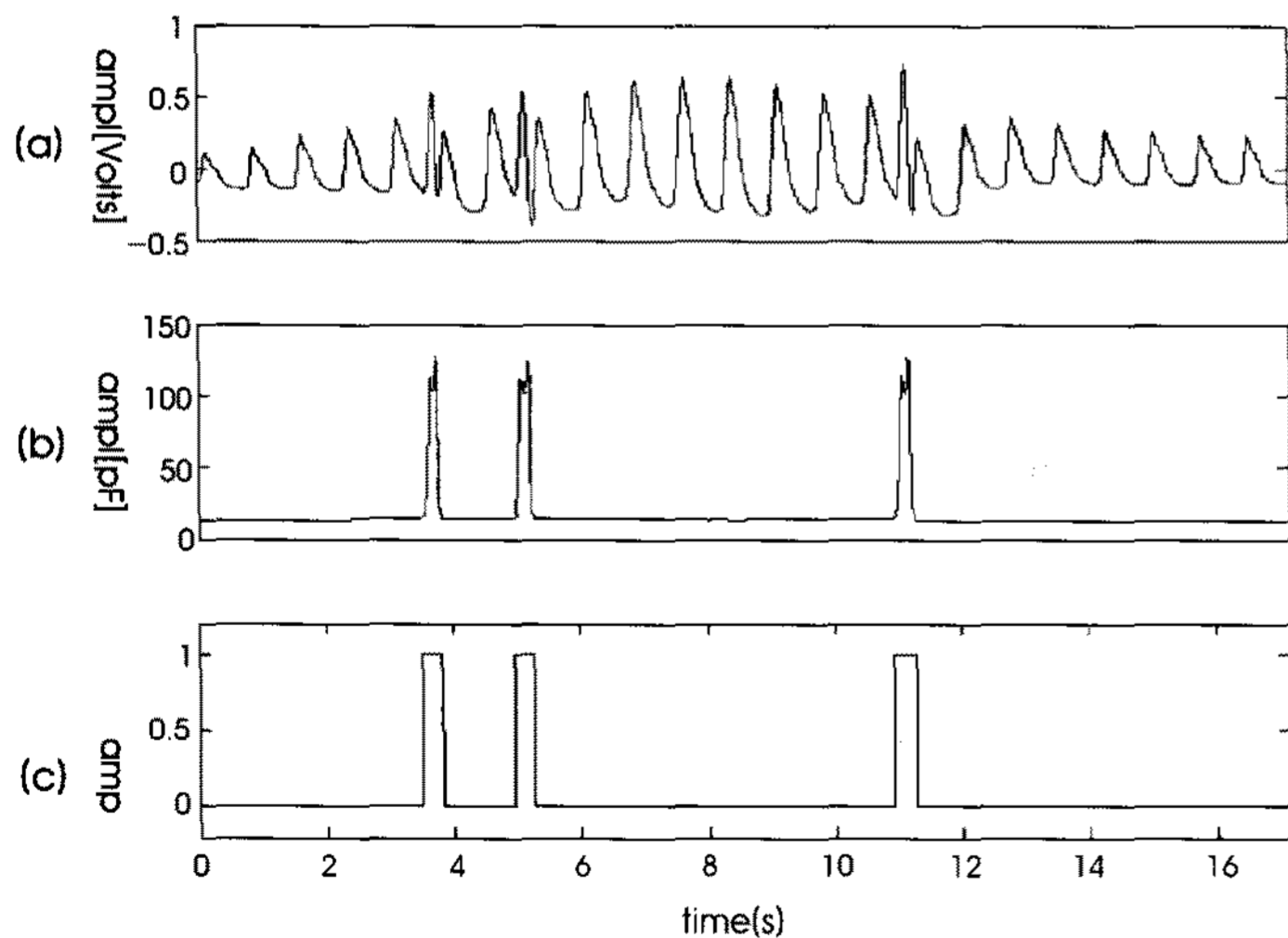


그림 6. 레퍼런스 신호의 생성

(a)왜곡된 오실레이션 신호, (b)커패시턴스 신호, (c)레퍼런스 신호

Fig. 6. Generation of the reference signal synchronous with the artifacts

(a)The artifact-contaminated oscillation signal, (b)The capacitance signal, (c)The reference signal synchronous with the artifacts

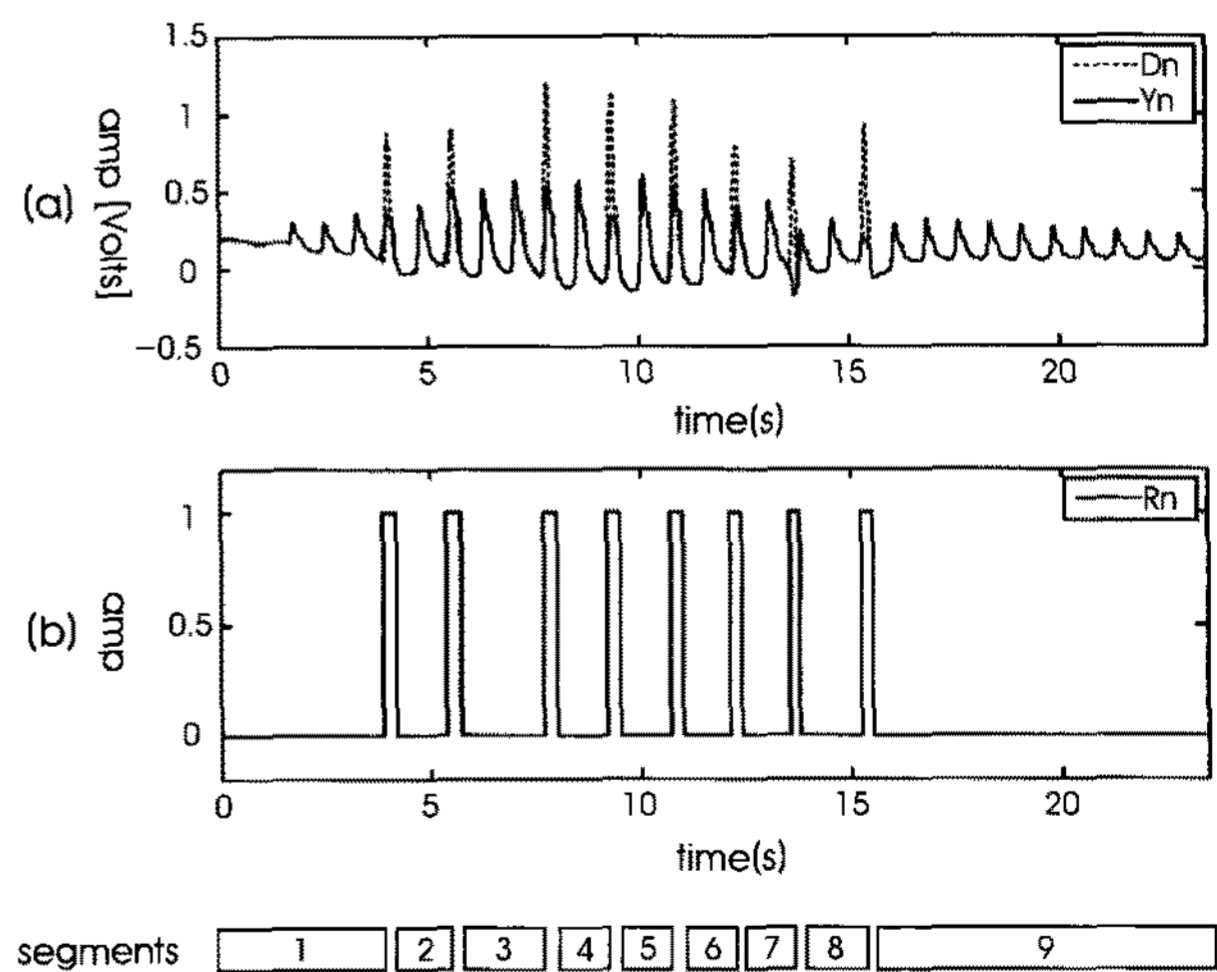


그림 7. 적응 필터를 이용한 잡음 제거 결과

(a)이상적인 응답, Dn과 필터의 출력, Yn, (b)레퍼런스 신호

Fig. 7. Artifact reduction results of the proposed adaptive filter

(a)Desired response, Dn and filter output, Yn, (b)Reference signal

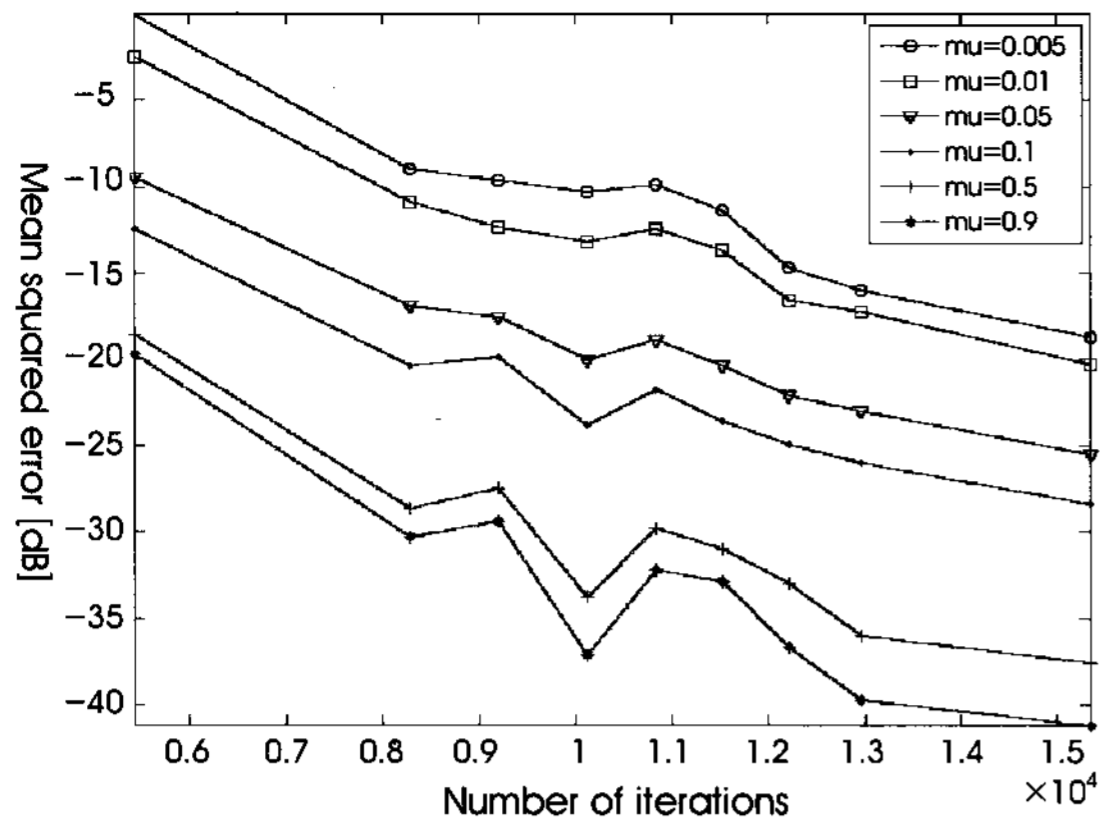


그림 8. 계수의 갱신 횟수에 따른 평균 제곱 오차
Fig. 8. Mean squared error for number of iterations

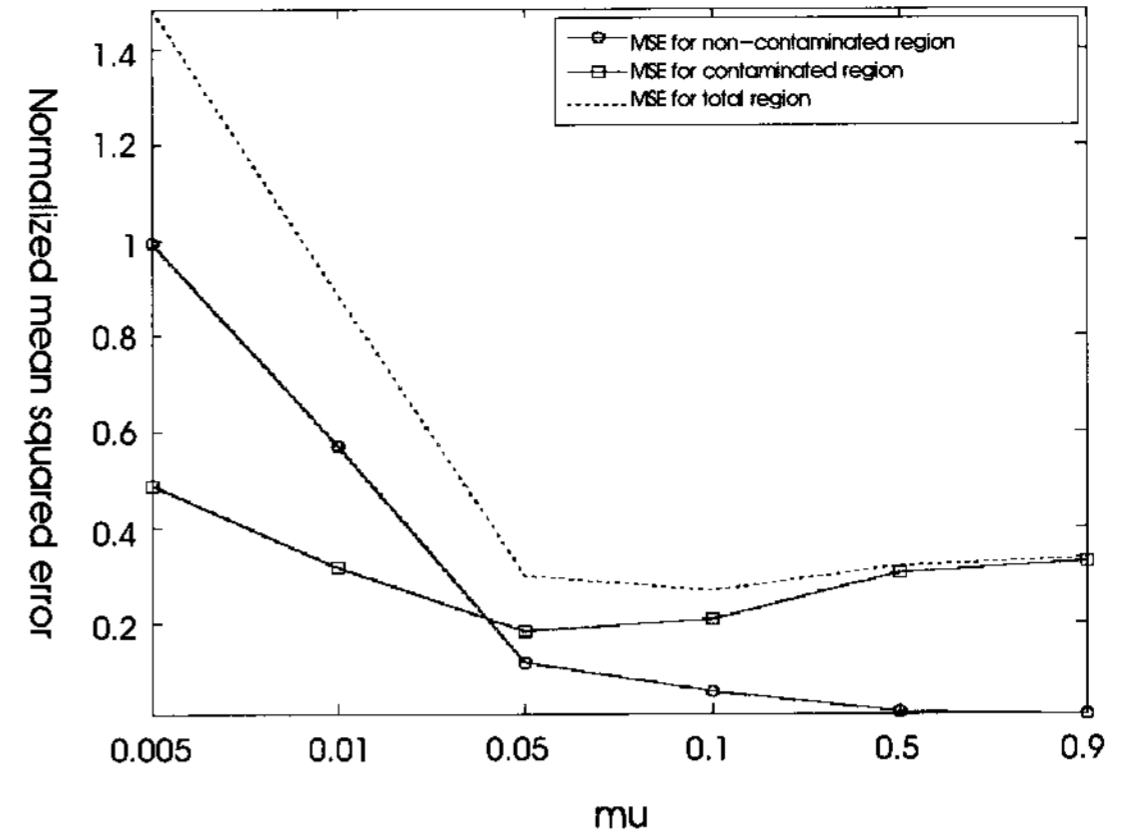


그림 9. 스텝 크기에 따른 평균 제곱 오차
Fig. 9. Mean squared error for step size

시점에서의 커패시턴스의 변화를 나타낸다. 커프와 외부 물체가 떨어진 상태에서는 커프 위의 극판과 외부의 물체가 이루는 커패시턴스가 작고 부딪힌 상태에서는 커패시턴스가 크다. 그림 6(c)는 커패시턴스 신호에 문턱치를 취하여 생성한 레퍼런스 신호이다. 이 레퍼런스 신호로 오실레이션 신호에서 잡음에 의해 왜곡된 부분을 정확히 검출할 수 있다.

C. 적응 필터의 동작 특성

그림 7은 본 논문에서 제안한 적응 필터를 이용하여 오실레이션 신호에서 잡음을 제거한 결과를 나타낸다. 그림 7(a)에서 이상적인 응답인 D_n 은 점선으로 나타내었고 적응 필터의 출력인 Y_n 은 실선으로 표시하였다. 이상적인 응답이란 엄밀히 말하면 오실레이션 신호에서 잡음에 의해 왜곡되지 않은 부분을 의미한다. 그림 7(b)에서 레퍼런스 신호가 0인 왜곡되지 않은 부분에서만 적응 필터의 출력이 이상적인 응답에 적응하도록 필터의 계수를 갱신한다. 레퍼런스 신호가 1인 왜곡된 부분에서는 적응 필터의 출력이 왜곡된 신호에 적응하지 않도록 계수의 갱신을 막고 이상적인 응답에 적응된 계수를 이용하여 예측을 한다. 계수의 갱신이 이루어지는 부분을 그림 7의 아래쪽에 9개의 세그먼트로 표시하였고 스텝 크기인 μ 를 변화시키며 계수의 갱신 횟수에 따른 각각의 세그먼트의 평균 제곱 오차를 그림 8에 나타내었다. 스텝 크기가 클수록 수렴 속도가 빨라 적응 필터의 출력이 이상적인 응답에 빨리 적응하므로 똑같은 횟수만큼 계수가 갱신되었을 경우 스텝 크기가 클수록 왜곡되지 않은 부분에서의 평균 제곱 예측 오차가 작다.

그림 9에서 스텝 크기를 변화시키며 레퍼런스 신호가 0인 왜곡되지 않은 부분과 레퍼런스 신호가 1인 왜곡된 부분에서의 평균 제곱 예측 오차를 나타내었다. 왜곡된 부분의 평균 제곱 예측 오차를 구하기 위해 잡음을 인가하지 않은 오실레이션 신호 10개의 평균을 기준으로 삼았다. 스텝 크기가 클수록 수렴 속도가 빨라 왜곡되지 않은 부분에서의 평균 제곱 예측 오차는 작아지지만 수렴 특성

은 나빠진다. 그러므로 수렴된 계수를 이용하여 왜곡된 부분에서 원래 오실레이션을 예측할 경우 스텝 크기가 클수록 왜곡된 부분에서의 평균 제곱 예측 오차는 커진다.

D. 기존 방법과 제안된 방법의 성능 비교

기존 방법과 제안된 방법의 성능을 비교하기 위해 3가지 종류의 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호에 기존 잡음 제거 방법과 제안된 잡음 제거 방법을 적용하여 혈압 측정 오차를 구하였다.

1) 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우

그림 10은 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우 선형 보간으로 왜곡된 부분을 대체하는 기존 방법과 적응 필터로 왜곡된 부분을 복원하는 제안된 방법의 결과를 나타낸다. 그림 10(a)는 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호를 나타내며 잡음의 발생 개수는 8개이다. 그림 10(b)에 잡음과 동기화된 레퍼런스 신호가 나타나있다. 그림 10(c)는 제안된 방법인 적응 필터로 왜곡된 부분을 복원한 오실레이션 신호이다. 그림 10(d)는 잡음을 제거안한 오실레이션의 크기로 그림 10(a)에서 피크점과 밸리점의 크기 차이를 나타낸다. 그림 10(e)는 기존 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기로 그림 10(d)에서 선형 보간으로 왜곡된 부분을 대체한 결과이다. 그림 10(f)는 제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기로 그림 10(c)에서 피크점과 밸리점의 크기 차이를 나타낸다. 오실레이션의 크기를 커브 피팅한 후 커브의 최대 크기가 나타나는 지점에서의 커프 압력으로 평균 혈압을 측정하였고, 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 커브의 최대 크기에 특성 비율을 곱하여 구하였다.

표 2는 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, 기존 방법과 제안된 방법의 혈압 측정 오차 비교표이다. 인가한 잡음의 개수는 8개이며 잡음의 크기를 임의로 변화시키며 10번의 실험을 하였다. 혈압 측정 오차는 측정된 혈압의 평균과 기준 혈압의 차이에 절대값을 취하여 구하였다. 기존 방법의 혈압 측정 오차의 평균과 제안

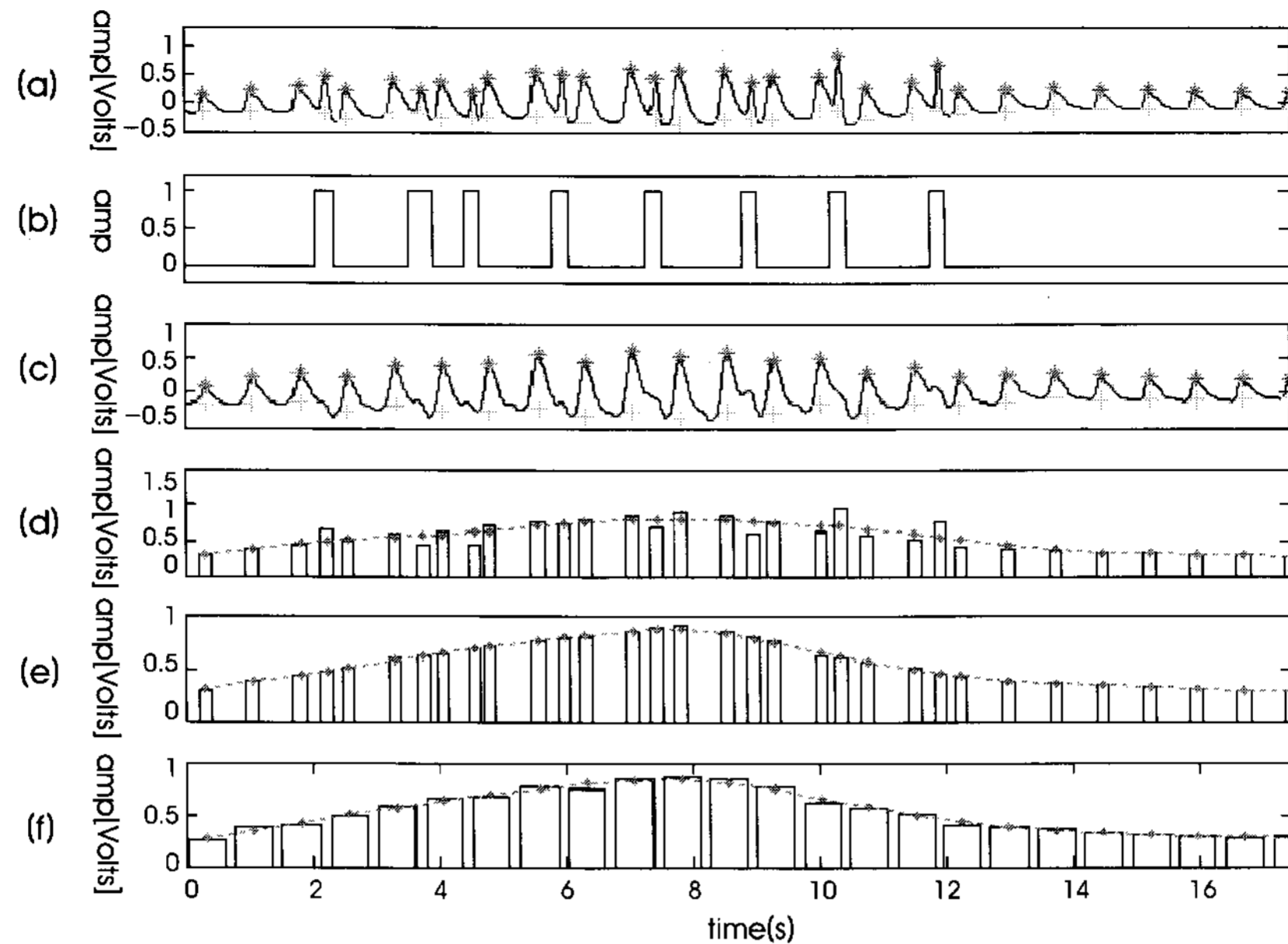


그림 10. 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과 (a)왜곡된 오실레이션 신호, (b)잡음과 동기화된 레퍼런스 신호, (c)제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션 신호, (d)잡음을 제거안한 오실레이션의 크기, (e)기존의 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기, (f)제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기

Fig. 10. In the case of no overlap between artifacts and oscillations, results of the artifact reduction methods (a)The artifact-contaminated oscillation signal, (b)The reference signal synchronous with the artifacts, (c)The oscillation signal restored by the proposed method, (d)The amplitude of artifact-contaminated oscillations, (e)The amplitude of oscillations by the conventional method, (f)The amplitude of oscillations by the proposed method

된 방법의 혈압 측정 오차의 평균은 평균 혈압, 수축기 혈압, 이완기 혈압에 대해 각각 0.16, 0.72, 0.48로 큰 차이가 없다.

2) 잡음이 불연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우

그림 11는 잡음이 불연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 기존 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과를 나타낸다. 잡음의 개수는 8개이다. 잡음이 오실레이션과 중첩이 되더라도 불연속적으로 나타날 경우에는 기존 방법으로 잡음을 제거한 결과인 그림 11(e)

와 제안된 방법으로 잡음을 제거한 결과인 그림 11(f)에서 점선으로 표시된 커브가 거의 동일함을 볼 수 있다.

표 3은 잡음이 불연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 기존 방법과 제안된 방법의 혈압 측정 오차 비교표이다. 인가한 잡음의 개수는 8개이며 잡음의 크기를 임의로 변화시키며 10번의 실험을 하였다. 기존 방법의 혈압 측정 오차의 평균과 제안된 방법의 혈압 측정 오차의 평균은 평균 혈압, 수축기 혈압, 이완기 혈압에 대해 각각 0.27, 0.09, 0.25로 큰 차이가 없다.

표 2. 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 혈압 측정 오차 비교표

Table 2. In the case of no overlap between artifacts and oscillations, table with respect to blood pressure measurement error

데이터	기존 방법의 혈압 측정 오차			제안된 방법의 혈압 측정 오차		
	평균혈압	수축기혈압	이완기혈압	평균혈압	수축기혈압	이완기혈압
1	0.65	1.23	1.74	0.55	0.17	1.64
2	1.85	2.23	2.24	0.25	0.33	1.44
3	0.85	1.33	1.44	0.75	0.47	1.14
4	0.25	1.43	2.04	0.15	0.47	1.64
5	2.15	1.43	2.04	0.05	1.17	1.44
6	0.75	1.93	1.64	0.65	0.07	1.14
7	1.35	1.63	1.24	1.35	0.17	0.84
8	1.35	0.93	1.74	1.35	1.47	1.64
9	0.35	0.37	2.24	2.95	1.27	1.34
10	0.95	0.73	1.34	0.85	0.37	0.64
Mean	1.05	1.32	1.77	0.89	0.59	1.29

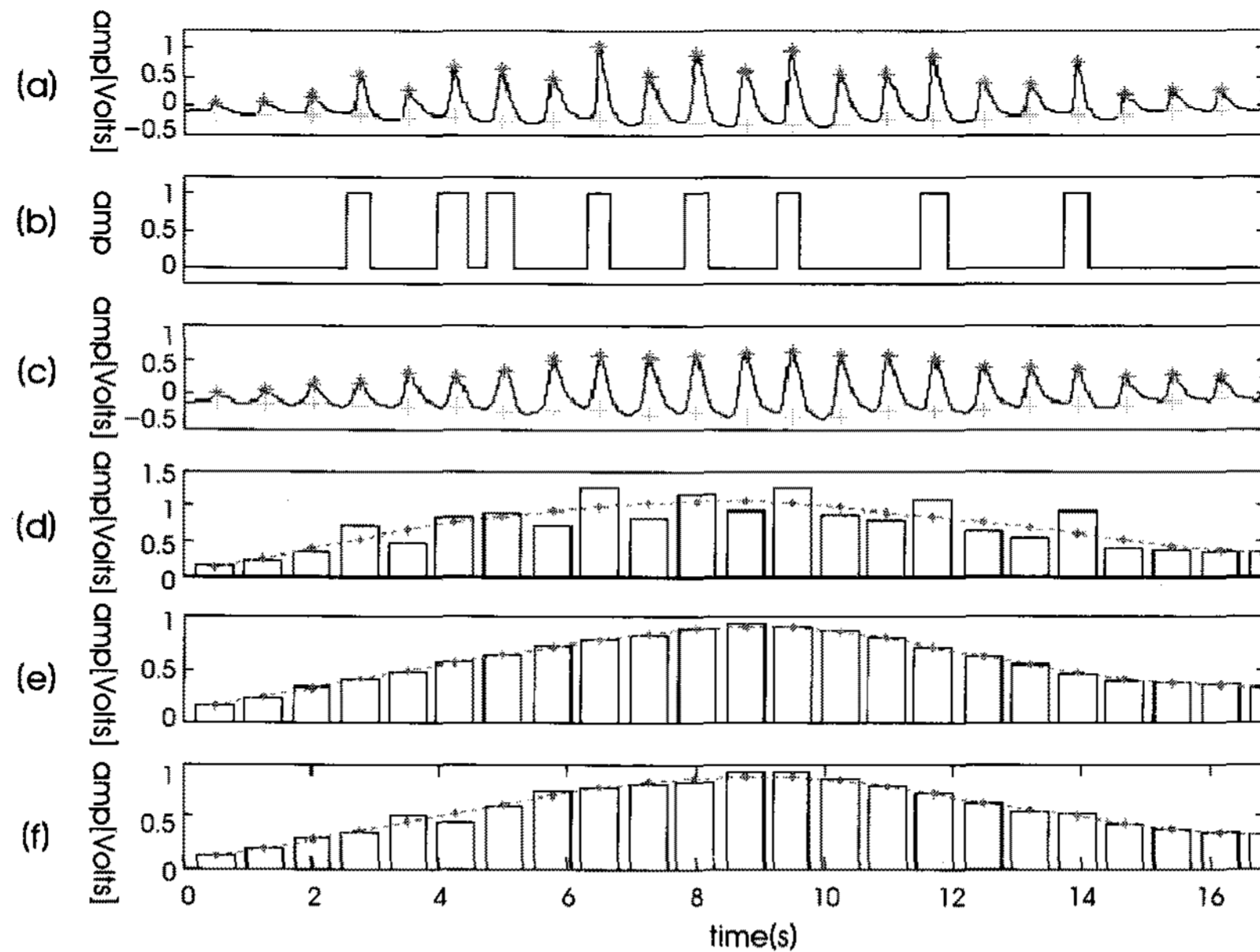


그림 11. 잡음이 불연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과
 (a) 왜곡된 오실레이션 신호, (b) 잡음과 동기화된 레퍼런스 신호, (c) 제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션 신호, (d) 잡음을 제거 안한 오실레이션의 크기, (e) 기존의 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기, (f) 제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기

Fig. 11. In the case of non-consecutive overlap between artifacts and oscillations, results of the artifact reduction methods
 (a) The artifact-contaminated oscillation signal, (b) The reference signal synchronous with the artifacts, (c) The oscillation signal restored by the proposed method, (d) The amplitude of artifact-contaminated oscillations, (e) The amplitude of oscillations by the conventional method, (f) The amplitude of oscillations by the proposed method

3) 잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우

그림 12는 잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 기존 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과를 나타낸다. 잡음의 개수는 8개이다. 기존 방법은 선형 보간으로 왜곡된 부분을 대체하므로 잡음과 중첩된 오실레이션의 정보를 잃어버리는 단점이 있다. 특히 잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 그 단점이 더욱 부각된다. 기존 방법으로 잡음을 제거한 결과인 그림 12(e)와 제안된 방법으로 잡음을 제거한 결과인 그림 12(f)에서 점선으로 표시

된 커브의 최대 크기가 나타나는 지점과 최대 크기(그림 중앙의 첨두치 부분)가 서로 다를 수 있다. 그러므로 커브의 최대 크기가 나타나는 지점에서의 커프 압력인 평균 혈압에 오차가 발생하며 커브의 최대 크기에 특성 비율을 곱하여 구하는 수축기 혈압과 이완기 혈압에 오차가 발생한다.

표 4는 잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 기존 방법과 제안된 방법의 혈압 측정 오차 비교표이다. 인가한 잡음의 개수는 8개이며 잡음의 크기를 임의로 변화시키며 10번의 실험을 하였

표 3. 잡음이 불연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 혈압 측정 오차 비교표

Table 3. In the case of non-consecutive overlap between artifacts and oscillations, table with respect to blood pressure measurement error

데이터	기존 방법의 혈압 측정 오차			제안된 방법의 혈압 측정 오차		
	평균혈압	수축기혈압	이완기혈압	평균혈압	수축기혈압	이완기혈압
1	1.85	1.13	0.76	1.75	0.13	1.66
2	1.65	0.83	1.54	1.65	0.77	0.44
3	0.25	1.83	0.46	2.85	0.63	0.24
4	0.05	0.33	0.04	0.05	0.07	0.44
5	0.15	0.53	0.06	0.15	0.33	0.36
6	1.05	0.43	0.46	1.15	0.57	1.26
7	1.15	0.17	0.14	1.15	1.17	0.36
8	1.25	0.77	0.24	1.25	1.47	0.36
9	0.75	0.63	0.56	0.85	0.73	2.06
10	1.15	0.77	0.54	1.15	2.47	0.14
Mean	0.93	0.74	0.48	1.20	0.83	0.73

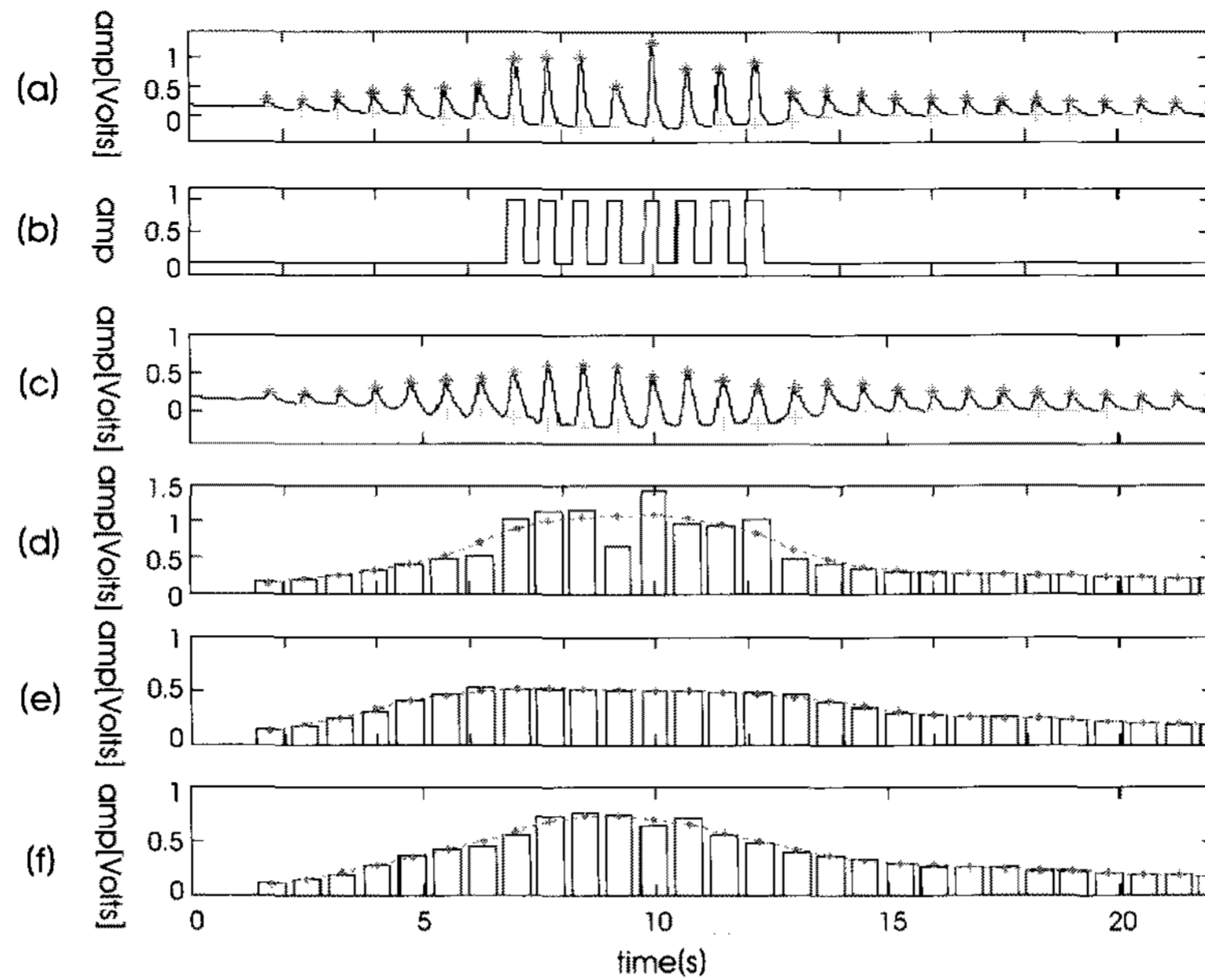


그림 12. 잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과

(a)왜곡된 오실레이션 신호, (b)잡음과 동기화된 레퍼런스 신호, (c)제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션 신호, (d)잡음을 제거 안한 오실레이션의 크기, (e)기존의 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기, (f)제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기

Fig. 12. In the case of consecutive overlap between artifacts and oscillations, results of the artifact reduction methods

(a)The artifact-contaminated oscillation signal, (b)The reference signal synchronous with the artifacts, (c)The oscillation signal restored by the proposed method (d)The amplitude of artifact-contaminated oscillations, (e)The amplitude of oscillations by the conventional method (f)The amplitude of oscillations by the proposed method

다. 기존 방법의 혈압 측정 오차의 평균과 제안된 방법의 혈압 측정 오차의 평균은 평균 혈압, 수축기 혈압, 이완기 혈압에 대해 각각 4.45, 5.06, 0.56으로 평균 혈압과 수축기 혈압에 대해 제안된 방법의 혈압 측정 오차의 평균이 작음을 알 수 있다. 10개의 실험 데이터에 대하여 제안된 방법과 기존 방법의 혈압 측정 오차의 차이를 통계적으로 파악하기 위해 대응 표본 t-검정(Paired t-test)을 수행하였다. 그 결과 평균 혈압과 수축기 혈압에 대해 p-value는 모두 유의 수준인 0.05보다 작게 나타났고 제안된 방법과 기존 방법

의 혈압 측정 오차는 유의적인 차이가 있다고 볼 수 있다.

상기의 세 가지 실험결과를 통해 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, 잡음이 불연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우에는 기존 방법과 본 연구에서 제안된 방법의 잡음 제거 성능은 큰 차이를 나타내지 않았다. 그러나 잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우에 제안된 방법의 잡음 제거 성능이 기존 방법보다 우수하였다.

표 4. 잡음이 연속적으로 오실레이션과 중첩된 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 혈압 측정 오차 비교표

Table 4. In the case of consecutive overlap between artifacts and oscillations, table with respect to blood pressure measurement error

데이터	기존 방법의 혈압 측정 오차			제안된 방법의 혈압 측정 오차		
	평균혈압	수축기혈압	이완기혈압	평균혈압	수축기혈압	이완기혈압
1	9.15	6.73	5.16	5.95	0.93	5.04
2	9.05	6.13	4.16	5.65	0.43	4.94
3	9.75	6.73	5.46	2.15	3.57	3.74
4	12.55	6.33	4.46	4.85	3.37	5.64
5	8.95	6.43	4.46	4.75	0.27	5.34
6	9.75	6.93	4.66	6.05	2.07	5.24
7	10.75	6.83	5.76	7.05	1.17	7.24
8	10.45	6.73	5.56	6.85	1.57	4.94
9	9.25	6.63	5.66	5.35	0.47	6.64
10	9.15	6.13	4.76	5.65	1.07	6.94
Mean	9.88	6.56	5.01	5.43	1.49	5.57

IV. 결론

본 논문은 커패시턴스 센서와 적응필터를 이용하여 혈압 측정의 정확도를 높이기 위한 방법을 제시하였다. 커패시턴스 센서로 잡음과 동기화된 레퍼런스 신호를 획득하여 잡음을 정확히 검출하고 적응 필터로 잡음에 의해 왜곡된 부분을 복원하였다. 제안된 방법의 성능 평가를 위해 3가지 종류의 잡음을 이용하여 기존 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 성능을 비교 평가하였다. 그 결과 잡음이 오실레이션과 중첩되어 연속적으로 나타난 경우에 제안된 방법은 기존 방법에 비해 잡음에 강인한 특징을 보여주었다. 본 연구 결과는 이송 중인 환자나 피검자의 혈압 측정 환경에서 커프가 흔들려 외부의 압력이 오실레이션과 중첩되어 연속적으로 커프에 인가될 경우에 혈압 측정의 정확도를 높이는데 유용하게 사용될 수 있을 것이다. 본 연구에서 사용한 잡음에 대해서 제안된 방법이 우수한 잡음 제거 성능을 보였으나 이 3가지 종류의 잡음이 혈압 측정 시 발생할 수 있는 잡음의 종류를 모두 대변하는 것이 아니기 때문에 제안된 방법을 임상적으로 적용할 경우 제안된 방법의 잡음 제거 성능은 한계를 가질 수 있다.

향후 임상에서 혈압을 측정할 경우 발생할 수 있는 다양한 종류의 잡음에 대해서 제안된 방법의 잡음 제거 성능을 보완하는 연구가 필요하다.

참고문헌

- Journal Article
- [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.
- Patent
- [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] R. Medero, "Detection of blood pressure complexes in automated vital signs monitors," U. S. Patent 4546775, 1985.
 - [7] C. H. Nelson, "Method and apparatus for indirect blood pressure measurement," U. S. Patent 4799492, 1989.
- Book
- [8] J. G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation - 2nd edition*, John Wiley & Sons, 1988, vol. 1, p. 488.