

휴대용 혈압 측정을 위한 잡음 제거 알고리즘의 개발

최현석* · 박호동* · 이경중**

연세대학교 의공학과*, 이동형 응급의료정보 시스템 개발 센터**

Development of Interference Reduction Algorithm for Ambulatory Blood Pressure Measurement

Hyun-Seok Choi* · Ho-Dong Park* · Kyoung-Joung Lee**

Department of Biomedical Engineering, Yonsei Univ.*, Center for Emergency Medical Informatics**

Abstract - 오실로메트릭 방법으로 휴대용 혈압 측정 시 빈번하게 발생하는 잡음에 의한 오실레이션 신호의 왜곡을 줄이기 위해 새로운 잡음 제거 알고리즘을 제안하였다. 제안된 잡음 제거 알고리즘은 선형 예측기 구조 기반의 적응 필터를 이용한다. 제안된 잡음 제거 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 왜곡된 오실레이션 신호에 선형 보간법을 사용하는 기존의 방법과 적응 필터를 사용하는 제안된 방법을 적용하여 잡음 제거 성능을 비교하였다. 제안된 방법은 잡음이 오실레이션과 중첩되어 나타난 경우에 기존의 방법과 달리 잡음에 강한 특징을 보여주었다.

1. 서 론

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. 그러나 흔들림 같은 잡음이 심한 환경에서 혈압 측정시, 잡음에 의한 커프의 압력 변화는 오실레이션 신호를 왜곡하여 측정된 혈압에 오차를 유발한다.

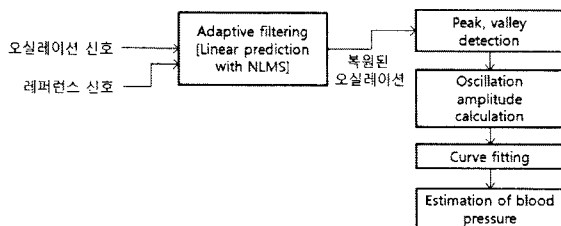
잡음을 제거하는 기존의 방법은 오실레이션 신호에서 왜곡된 부분을 없애는 방법 [1]과 선형 보간(linear interpolation)으로 왜곡된 부분을 대체하는 방법 [2]이 있다. 그러나 기존의 잡음 제거 방법은 잡음이 오실레이션과 중첩될 경우 잡음 뿐만 아니라 중첩된 오실레이션의 정보를 잃어버리기 때문에 혈압 측정 오차가 발생할 단점이 있다.

본 논문은 혈압 측정의 정확도를 높이기 위해 적응 필터를 이용하여 잡음에 의한 오실레이션 신호의 왜곡을 줄이는 방법을 제안한다.

2. 본 론

2.1 제안된 잡음 제거 알고리즘

그림 1은 제안된 알고리즘의 블록도를 나타낸다. 제안된 알고리즘은 적응 필터를 이용하여 왜곡된 오실레이션을 복원하는 부분, 복원된 오실레이션 신호에서 피크점과 밸리점을 검출하는 부분, 검출된 피크점과 밸리점을 이용하여 오실레이션의 크기를 계산하는 부분, 오실레이션의 크기를 커브 피팅하는 부분, 커브로부터 혈압을 측정하는 부분으로 구성된다.

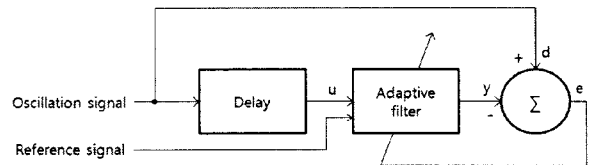


〈그림 1〉제안된 알고리즘의 블록도

적응 필터의 입력으로 왜곡된 오실레이션 신호와 레퍼런스 신호가 쓰인다. 레퍼런스 신호는 오실레이션 신호에서 잡음에 의해 왜곡된 부분과 왜곡되지 않은 부분을 구분하여 적응 필터의 계수의 갱신 여부를 판단하는데 사용된다. 적응 필터를 이용하여 복원된 오실레이션 신호의 피크점과 밸리점을 검출한다. 검출된 피크점의 크기에서 밸리점의 크기를 빼서 오실레이션의 크기를 계산한 다음 커브 피팅을 취한다. 커브 피팅의 첫 번째 목적은 양자화 에러를 줄이는 것이고 [3], 두 번째 목적은 상대적으로 크기가 작은 잡음을 없애는 것이다. 커브의 최대 크기가 나타나는 지점에서의 커프 압력

으로 평균 혈압을 구하고, 수축기 혈압 및 이완기 혈압은 커브의 최대 크기에 특성 비율(characteristic ratio)을 곱하여 구한다. 모든 알고리즘은 MATLAB R2007b(Mathworks, 미국)과 LabVIEW 8.5(National Instruments, 미국) 기반으로 작성되었다.

그림 2는 제안된 적응 필터의 블록도를 나타낸다. u 는 적응 필터의 입력, y 는 적응 필터의 출력, d 는 이상적인 응답, e 는 예측 에러를 나타낸다. 제안된 적응 필터는 선형 예측기(linear predictor)의 구조를 기반으로 하며 샘플 지연된 오실레이션 신호를 적응 필터의 입력으로 사용한다. 적응 필터의 계수를 갱신하기 위해 NLMS(normalized least mean square) 알고리즘을 사용한다.

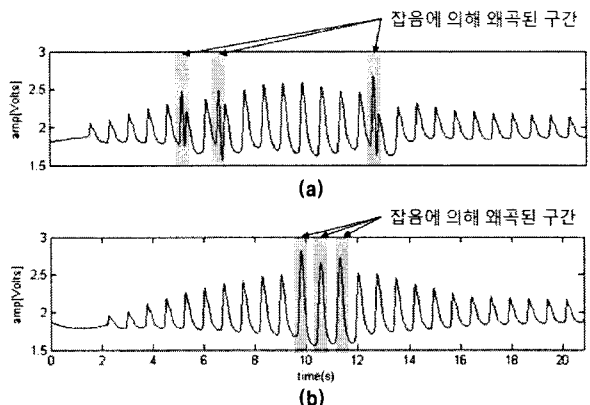


〈그림 2〉제안된 적응 필터의 블록도

3. 결 과

3.1 왜곡된 오실레이션 신호의 종류

그림 3은 제안된 잡음 제거 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 사용된 왜곡된 오실레이션 신호의 종류를 나타낸다. 그림 3(a)는 잡음과 오실레이션이 중첩되지 않은 경우이고, 3(b)는 잡음과 오실레이션이 중첩된 경우를 나타낸다. 잡음에 의해 왜곡된 부분은 화살표로 나타내었다.



〈그림 3〉왜곡된 오실레이션 신호의 종류
(a)잡음이 오실레이션과 중첩되지 않은 경우
(b)잡음이 오실레이션과 중첩된 경우

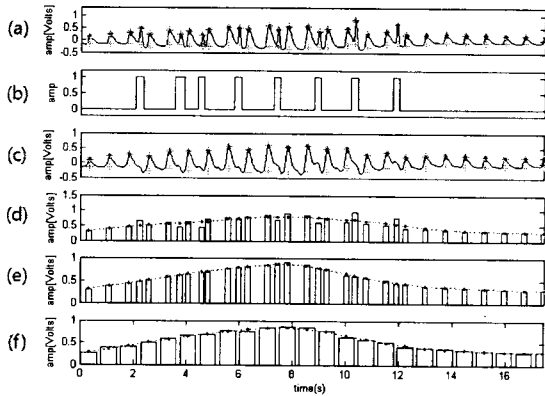
3.2 기존의 방법과 제안된 방법의 성능 비교

선형 보간법을 사용하는 기존의 방법과 적응 필터를 사용하는 제안된 방법을 왜곡된 오실레이션 신호에 적용하여 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 성능을 비교하였다. 다음 그림들에서 오실레이션의 피크점은 별(*)로 표시하였고 밸리점은 십자(+)로 표시하였다. 점선은 오실레이션의 크기를 피팅한 커브를 나타낸다.

3.2.1 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우

그림 4는 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과를 나타낸다. 그림 4(a)는 잡음에 의해 왜곡된 오실레이션 신호를 나타내며 잡음의 발생 개수는 8개이다. 그림 4(b)는 레퍼런스를 신호로 잡음의 발생 시점을 나타낸다. 그림 4(c)는 제안된 적응 필터로 왜곡을 복원한 오실레이션 신호이다. 그림 4(d)는 잡음을 제거 안한

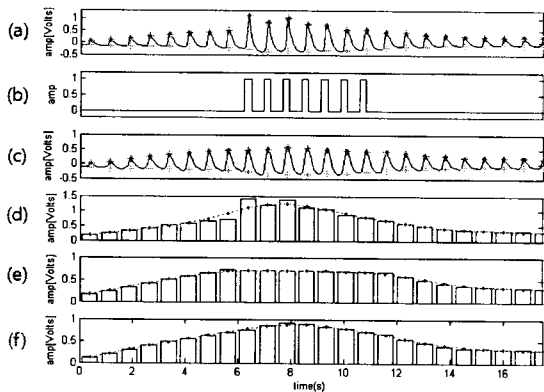
오실레이션의 크기로 그림 4(a)에서 피크점과 밸리점의 크기 차이를 나타낸다. 그림 4(e)는 기존의 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기로 그림 4(d)에서 왜곡된 부분을 선형 보간한 결과이다. 그림 4(f)는 제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기로 그림 4(c)에서 피크점과 밸리점의 크기 차이를 나타낸다. 잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, 그림 4(e)와 그림 4(f)에서 볼 수 있듯이 커브의 모양이 동일하므로 기존의 방법과 제안된 방법으로 측정된 혈압의 차이가 거의 없다.



〈그림 4〉잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과
(a)왜곡된 오실레이션 신호, (b)레퍼런스 신호, (c)제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션 신호, (d)잡음을 제거한 오실레이션의 크기, (e)기존의 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기, (f)제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기

3.2.2 잡음이 오실레이션과 중첩된 경우

그림 5는 잡음이 오실레이션과 중첩된 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과를 나타낸다. 잡음의 개수는 7개이다. 기존의 방법은 왜곡된 부분을 선형 보간하므로 잡음과 중첩된 오실레이션의 정보를 잃어버리게 된다. 기존의 방법으로 잡음을 제거한 결과인 그림 5(e)와 제안된 방법으로 잡음을 제거한 결과인 그림 5(f)에서 점선으로 표시된 커브의 첨두치가 나타나는 지점과 그 크기가 서로 다를 수 있다. 잡음이 오실레이션과 중첩된 경우에 기존의 방법을 적용하면 커브의 첨두치가 나타나는 지점에서의 커브 압력인 평균 혈압에 오차가 발생하며 그 크기에 특성 비율을 곱하여 구하는 수축기 혈압과 이완기 혈압도 오차가 발생한다.



〈그림 5〉잡음이 오실레이션과 중첩된 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과
(a)왜곡된 오실레이션 신호, (b)레퍼런스 신호, (c)제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션 신호, (d)잡음을 제거한 오실레이션의 크기, (e)기존의 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기, (f)제안된 방법으로 잡음을 제거한 오실레이션의 크기

3. 결 론

본 연구는 오실로메트릭 방법으로 휴대용 혈압 측정 시 빈번하게 발생하는 잡음에 의한 오실레이션 신호의 왜곡을 줄이기 위해 적응 필터를 이용한 새로운 잡음 제거 알고리즘을 제안하였다. 그리고 제안된 알고리즘의 잡음 제거 성능을 평가하기 위해 잡음과 오실레이션의 중첩 여부에 따라 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과의 차이를 비교하였다.

잡음이 오실레이션과 중첩되지 않는 경우, 기존의 방법과 제안된 방법의 잡음 제거 결과는 거의 동일하다. 하지만 잡음이 오실레이션과 중첩되는 경우, 기존의 방법을 적용하면 잡음과 중첩된 오실레이션의 정보를 잃어버리므로 측정된 혈압에 오차가 발생한다.

본 연구는 제안된 알고리즘으로 잡음을 제거하기 위해 잡음의 발생 시점을 알고 있다는 전제를 하였다. 그러므로 제안된 방법을 임상에 적용하기 위해서는 잡음의 발생 시점을 정확히 검출하기 위한 잡음 검출 방법에 대한 연구가 선행되어야 한다. 그리고 임상에서 혈압을 측정할 경우 발생할 수 있는 더욱 다양한 종류의 잡음에 대해 제안된 알고리즘의 잡음 제거 성능을 보완하는 연구가 필요하다.

감사의 글

본 연구는 보건복지가족부 보건 의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.(02-PJ3-PG6-EV08-0001)

참고 문헌

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