

주기적 이동평균필터를 이용한 동잡음 제거

이 준 연*

The Motion Artifact Reduction using Periodic Moving Average Filter

Jun-Yeon Lee *

요 약

PPG 신호는 심장의 박동에 동기된 유사 주기 신호이다. 본 논문에서는 PPG 신호의 유사주기성을 이용한 주기적 이동평균필터 방법을 제안한다. 이 필터링 방법은 PPG 신호를 주기적으로 분리하여 각 주기 신호의 같은 순번에 있는 샘플들끼리 평균을 취하는 방법이다. 연속된 PPG 신호의 주기 중에 동잡음이 혼입되었다면 주기를 기준으로 PPG 신호를 분리한 후, 각 주기의 샘플수를 조정하여 같은 샘플수를 가지게 만든다. 이 주기들을 2차원으로 배열한 후 현재 주기부터 이전 각 주기의 샘플끼리 평균을 취함으로써 훼손 없이 동잡음을 제거할 수 있었다.

▶ Keyword : 용적맥파, 주기적 이동평균필터, 동잡음 제거

Abstract

The Photoplethysmogram is a similar periodic signal that synchronized to a heartbeat. In this paper, we propose a periodic moving average filter that use similarity of Photoplethysmogram. This filtering method has the average value of each samples through separating the cycle of PPG signal. If there are some motion artifacts in continuous PPG signal, disjoin the signal based on cycle. And then, we made these signals to have same cycle by coordinating the number of sample. After arrange these cycles in 2 dimension, we put the average value of each samples from starting till now. So, we can eliminate the motion artifacts without damaged PPG signal.

▶ Keyword : Photoplethysmography, Periodic Moving Average Filter, Motion Artifact Reduction

• 제1저자 : 이준연

• 투고일 : 2012. 02. 23, 심사일 : 2012. 03. 29, 게재확정일 : 2012. 04. 07.

* 동명대학교 미디어공학과 (Dept. of Media Engineering, Tongmyung University)

I. 서론

유비쿼터스 헬스케어는 생활공간 곳곳에 의료서비스와 관련된 칩과 센스들을 통하여 언제 어디서나 건강관리가 이루어지는 것을 의미하며, 이를 위해서는 심박 신호와 같은 생체정보를 생활환경에서 지속적으로 측정하는 것이 필수적이다[1, 2, 3]. 생체신호는 임상적 의미를 갖는 파라미터를 제공하며, 환자의 진단에 도움을 주는 정보를 담고 있으며, 주로 사용되는 신호로는 심전도, 근전도, 뇌전도, 혈압, 맥박, 체온, 체적 변동 등이 있다. 그 중 광 혈류량 측정기는 파장대가 다른 두 개의 광원을 신체에 투과시켜서 나타나는 두개의 신호를 측정한다. 이 측정된 신호로부터 산소포화도를 구하게 되는데, 이때 나타나는 신호를 광전용적맥파(Photoplethysmography, PPG)라고 한다[4, 5]. 광전용적맥파는 사용자가 사용하기 간편하며, 비침습적 방법으로 심박수 및 산소포화도 등의 정보를 얻을 수 있는 장점 때문에 유비쿼터스 헬스케어 분야에서 널리 이용되고 있다. 또한 안정 상태에서 환자의 맥박을 측정할 수 있는데, 이 방법의 장점은 심전도(Electrocardiogram, ECG)와는 달리 심장의 수축과 이완 작용을 알 수 있다[6].

그러나 신호의 특성상 신호원의 세기와 사람의 움직임에 비교할 볼 때 충분한 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)를 가지지 못하는 경우가 많기 때문에 활동 중에 이상적인 신호성분을 얻기가 쉽지 않다[7, 8].

헬스케어에 유비쿼터스 기술을 융합한 U-헬스케어의 등장으로 사용자는 의료 혜택을 삶의 현장에서 받을 수 있게 되었다. 다시 말해서, 가정에서 일상적인 활동을 하면서 또는 일을 하면서 간단한 측정으로 건강 상태를 점검하고 관리하는 것이 가능하게 되었다. 언제 어디서나 건강 상태를 진단할 수 있다면 궁극적으로 질병을 미리 예방하고 건강을 유지하도록 하여 삶의 질을 높일 수 있을 것이다. 이를 위해 일상생활 도중 진단을 손쉽게 할 수 있는 무구속 측정 기술과 이를 위한 진단용 의료기기 및 의료 기술이 필요하게 되었다.

심혈관시스템에서 발생하는 맥파는 맥동성 압력파형으로 심장에서 나오는 혈액이 혈관계를 따라 전파되는 파형의 변화를 나타내며, 혈관의 기계적 특성에 따라 파형의 모양이 달라진다. 그리고 맥파가 전파되는 속도는 혈압의 상승 또는 혈관의 수축 정도에 따라 달라지며, 동맥 혈관의 긴장도(vascular tone)에 비례하는 특성을 가지고 있다. 심혈관시스템의 질환 중 특히 혈관의 노화나 동맥경화 등을 조기에 발견하여 치료 계획을 수립할 수 있는 방법에 대한 관심이 고조되고 있다. 현재 임상에서는 심혈관 시스템의 정보를 획득하

고, 획득된 신호를 다양한 신호 처리 및 알고리즘을 적용하여 심질환 및 혈관질환의 진단에 활용을 시도하고 있다[2].

광전용적맥파 측정법은 생체조직의 광학적 특성을 이용하여 혈관에 흐르는 혈류량을 측정함으로써 심박활동 상태를 추정하는 맥파 측정방법이다. 맥파는 혈액이 심장에서 파상하며 나타나는 맥동성 파형으로, 심장의 이완 수축 작용에 의한 혈류량의 변화 및 그에 따른 혈관의 용적 변화를 통하여 측정이 가능하다. 광전용적맥파는 빛을 이용하여 혈관의 용적 변화 시 나타나는 생체조직의 빛 반사율, 흡수율, 투과율 등의 광 특성을 관찰하며, 이 변화를 통해 심박을 측정한다[3].

이 방법은 비침습적 방법으로 생체 신호 측정이 가능하여 널리 사용되고 있으며, 측정 장치의 소형화, 사용편의성 등의 장점을 가지고 있어 착용형 생명신호 감지 센서개발에 용이하다[4].

광전용적맥파 센서는 빛을 방출하는 발광부와 방출된 빛을 감지하는 수광부로 구성되며, 이 두 요소의 위치에 따라 투과형(transmissive type)과 반사형(reflective type)으로 구분한다. 기존에 개발된 광전용적맥파 센서는 대부분 [그림 1]과 같은 신체 말단에 부착하는 투과형이 많이 사용되어 왔으며, 이는 신호가 강하다는 장점이 있지만, 빛의 이동거리가 반사형에 비해 길어 잡음의 영향이 상대적으로 많고, 비투과성 물체인 뼈 등이 존재하지 않는 신체의 말단 부위에만 사용 가능하다는 단점이 있다.

또한 광전용적맥파는 피측정자의 움직임으로 인한 생체신호와 움직임 신호의 중첩 및 물리적 힘에 의하여 신호가 왜곡되어 정확한 신호의 획득이 어려운 단점이 있다[5]. 이들 잡음 중 동잡음은 생체신호를 측정하는 센서의 움직임에 의해서 발생하는 잡음으로, 센서를 부착하고 있는 인체의 이동에 따라 발생하게 된다. 60Hz 전력선 간섭이나 다른 잡음들은 특정 주파수 대역에서 발생하는데 비해, 동잡음은 다양한 주파수 범위에서 발생하므로 단순히 잡음을 제거시키기가 어렵다. 또한 다른 잡음의 경우는 차폐를 통하여 억제할 수 있지만, 동잡음의 경우는 인체의 이동에 따른 잡음이어서 하드웨어적인 잡음 방지 방안을 마련할 수 없다.

따라서 본 논문에서는 PPG센서를 이용하여 측정한 광전용적맥파 신호에서 동잡음 성분을 검출하고, 가속도 센서의 피험자 이동 정보와 결합시킨 적응형 잡음 제거에 관한 연구를 하고자 한다. 이를 위하여 피험자의 이동 정보를 3축 가속도 센서를 이용하여 x, y, z 3개의 축에 대한 신호를 계측하여 피험자의 이동과 동잡음과의 유의성을 입증하고자 한다. 동잡음 제거를 위하여 피험자의 이동정보와 동잡음을 매개변수로 적용한 LMS(Least Mean Square) 알고리즘을 적용

하여 적응형 잡음 제거 필터링을 수행하여 동잡음을 제거하고자 한다.

II. 관련 연구

PPG 신호의 동잡음 제거를 위한 필터링은 일반적으로 다음 4 종류의 필터 조합 및 각 필터를 응용하여 사용한다.

가장 기본적으로 사용되는 필터는 저역 통과 필터와 고역 통과 필터이다. 이 필터는 차단 주파수 이상이나 이하의 신호나 잡음을 단순히 제거하는데 많이 사용된다. 둘째로 이동 평균 필터는 돌발적인 충격 잡음 제거에 유용하게 사용된다. 셋째로, 적응 필터는 신호나 잡음 특성에 대한 사전 지식을 요구하지 않는다는 것이 큰 장점이며, 원하는 신호의 추정된 합성(synthesis)과 필터 계수를 변경하기 위한 에러 피드백(error feedback)을 통한 학습 기법을 사용한다[6].

1. 저역 및 고역 통과 필터

잡음 제거를 위해 가장 기본적으로 사용되는 저역 통과 필터는 차단 주파수 이상의 신호를 단순 제거하는데 사용되며, PPT 신호를 얻기 위한 주변 회로나 마이크로컨트롤러의 클럭 등에 의한 고주파 잡음을 제거하기 위해 사용되며, 고역 통과 필터는 차단 주파수 이하에서 큰 기저선 변동을 일으키는 신호를 제거하기 위해 주로 사용된다. 이러한 필터는 FIR 필터나 IIR 필터로 설계하며, 신호나 잡음의 특성을 사전에 알아야 이에 맞추어 설계할 수 있다. 또한 필터의 차수나 계수가 고정되어 설계 목적에 부합하지 않을 경우, 신호나 잡음의 특성이 바뀌는 경우에는 각 상황마다 재설계하여야 한다는 단점이 있다[7].

2. 이동 평균 필터

이동 평균 필터는 k번째 샘플된 값과 윈도우 차수에 따른 이전에 샘플된 신호의 평균을 산출하여 필터링을 하는 방법이다.

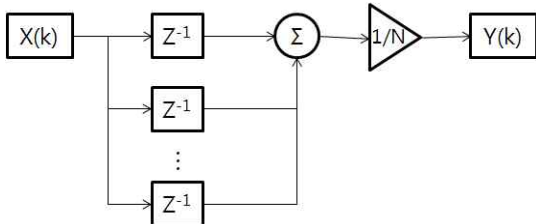


그림 1. 이동 평균 필터의 구조
Fig. 1. The Structure of Moving Average Filter

$$y(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(k-n) \quad (2.1)$$

필터 구조는 그림 1과 같고, 필터의 최종출력 $y(k)$ 의 값은 식 샘플된 차수에 각 단계별 값을 합하여 평균한 값으로 식 (2.1)과 같다.

이동 평균 필터의 장점은 고주파 잡음의 제거, 간헐적인 동잡음의 제거에 유용하고, PPG 신호의 급작스런 변화를 줄일 수 있다. 그러나 호흡잡음과 같은 아주 낮은 주파수로 나타나는 잡음 제거에는 사용하기가 곤란할 뿐 아니라 동잡음의 진폭이 클 경우 필터의 성능은 제한적이다. 필터의 성능을 높이기 위해 차수를 늘리면 PPG 신호의 특징점을 훼손할 수 있어 주의가 필요하다[8].

3. 적응 필터

어떤 신호가 잡음과 섞여있어 이 잡음을 제거하고자 할 때, 신호나 잡음에 대한 사전 지식이 부족하고, 이 신호들의 성질이 시간에 따라 변하는 경우에는 필터의 입출력으로 얻은 정보로부터 필터의 매개변수를 적절히 조절하여 원하는 특성을 갖는 필터를 적응필터라 한다[9].

검출된 신호는 일반적으로 원하는 신호에 원하지 않는 신호 즉, 잡음이 섞여 있다. 원하지 않는 신호로부터의 영향을 없애기 위해 잡음의 특성이나 그 외의 정보를 알고 있거나, 그 잡음에 상응하는 참조신호를 알아야 한다. 적응 필터는 필터의 특성을 조절하여 잡음 신호를 추정함으로써 원신호로부터 잡음을 제거할 수 있다.

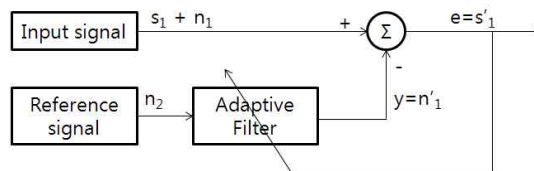


그림 2. 적응 필터의 구조
Fig. 2. The Structure of adaptive filter

그림 2에서 주 입력은 원하는 신호 s_1 에 잡음 n_1 이 첨가된 신호이고, 참조 입력은 잡음 n_1 과 어떤 식으로든 관계된 다른 하나의 신호 발생원으로부터 기록된 잡음 n_2 이다. 만약 필터의 출력이 y 이고, 필터의 에러가 $e = (s_1 + n_1) - y$ 이면

$$\begin{aligned} e^2 &= (s_1 + n_1)^2 - 2y(s_1 + n_1) + y^2 \\ &= (n_1 - y)^2 + s_1^2 + 2s_1n_1 - 2ys_1 \end{aligned} \quad (2.2)$$

신호와 잡음이 서로 관계를 가지지 않는다면 LMS(Least

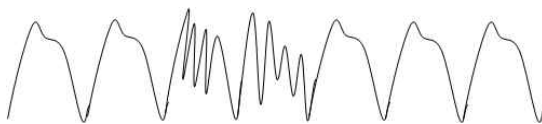
Mean Squared error)는 식 (2.3)과 같다.

$$E[e^2] = E[(n1-y)^2] + e[s1^2] \quad (2.3)$$

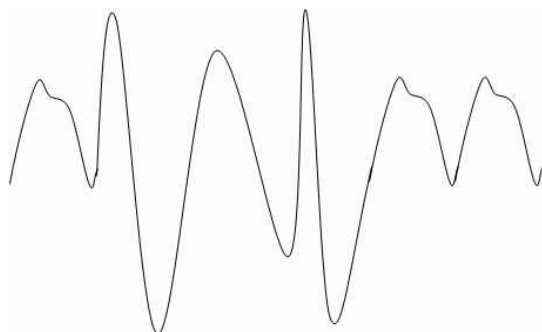
MSE를 최소화하는 것은 신호 $s1$ 의 최적 최소 자승법 추정 출력 $s'1$ 을 가져온다.

적용 필터의 적용에 있어 중요한 것은 정확한 참조 신호이다. 동잡음을 참조 신호로 할 경우, 정확한 신호의 추정이 어렵고, PPG 신호를 참조 신호로 할 경우, 신호 특징점의 개인차로 인해 역시 참조 신호의 추정이 쉽지 않다.

PPG 신호의 동잡음은 그림 4.의 (a)와 같이 PPG 신호의 주기 내에서 작은 진폭을 가지고, 그 주파수가 주기 주파수보다 높은 고주파 잡음이 발생하는 경우가 있고, 그림 4.의 (b)와 같이 큰 진폭을 가지면서 낮은 주파수를 가지는 경우도 있기 때문에 PPG 신호의 주기를 구분하기 힘든 경우도 있다.



(a) 고주파 저진폭 잡음
(a) High frequency small amplitude motion artifacts



(b) 저주파 고진폭 잡음
(b) Low frequency big amplitude motion artifacts
그림 4. PPG 신호의 동잡음
Fig. 4. Motion artifacts in PPG signal

III. 제안 알고리즘

본 연구에서는 PPG 신호 검출시 입력과의 크기를 조절하여 광전용적매과의 영향을 줄인 다음 보다 정확한 동잡음 참조 신호를 함께 검출함으로써 적응 필터의 참조신호로 적용하고자 한다. 이를 위하여 PPG 신호의 유사 주기성을 이용한 주기적 이동평균필터 방법을 제안한다.

PPG 신호는 심장의 박동에 동기화된 유사 주기 신호이다. 동잡음이 혼입되지 않은 PPG 신호의 각 주기는 유사한 모양을 가진다. 연속된 PPG 신호의 주기 중에 동잡음이 혼입된 주기가 있다고 가정하면, 주기를 기준으로 PPG 신호를 분리한 후, 각 주기의 샘플수를 조정하여 같은 샘플수를 가지게 만든다. 이렇게 같은 샘플수를 갖는 각 주기들을 2차원으로 배열한 후, 현재 주기 P 부터 이전 각 주기($P-1 \sim Pn$)의 n 번째 샘플들끼리 평균을 취함으로써 일반 이동평균필터의 단점인 PPG 신호의 특징점을 훼손하지 않고 동잡음을 제거할 수 있다.

원래의 PPG 신호 $P(n)$ 에 동잡음 $N(n)$ 이 혼입된 입력신호 $Sin(n)$ 은 식 (3.1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$Sin(n) = P(n) + N(n) \quad (3.1)$$

입력신호에 저역 필터를 통과한 후 원래 신호의 최대점과 최소점을 찾아 주기를 분리할 경우, 동잡음이 혼입된 부분에서는 정확하게 주기 분리점을 결정할 수 없게 된다. 따라서 K 차 데시메이션과 K 차 인터플레이션을 통해 주기 성분 신호만을 가지는 신호를 만들어 정확하게 주기 분리점을 결정할 수 있다. 주기 분리점의 정확한 결정은 신호의 유사 주기성을 이용한 주기적 이동평균필터 방법에 있어서 아주 중요한 부분이다.

식 (3.2)와 같이 입력신호 $Sin(n)$ 을 인수 K 차 데시메이션 함으로써 샘플 수를 줄였다. 데시메이션의 차수 K 는 PPG 신호의 주기성분(1~2Hz)만 가지게 하기 위하여 4Hz의 샘플링 주파수를 가지도록 결정할 수 있다.

$$SD(n) = Sin(nK) \quad n=0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (3.2)$$

$$SI(n) = SD(n/K) \quad n=0, \pm K, \pm 2K, \dots \quad (3.3)$$

데시메이션한 신호 $SD(n)$ 을 다시 K 차 인터플레이션 함으로써 식 (3.3)과 같은 $SI(n)$ 을 얻을 수 있다. $SI(n)$ 은 원신호 $Sin(n)$ 과 같은 샘플수를 가지고 저주파 성분인 PPG 신호의 주기성분만 가지는 신호가 된다. 현 주기의 최대점과 최소점을 구한 후 식 (3.4)에 의해서 한 주기가 분리되는 위치의 값을 구할 수 있다.

$$D_{S_p} = Max(S_p) - \frac{1}{2}(Max(S_p) - Min(S_p)) \quad (3.4)$$

D_{S_p} 는 주기 분리점의 값을 나타내고, S_p 는 S_I 신호의 P

번째 주기의 신호를 말한다. 이 때 P번째 주기 분리점 n_{D_p} 는 식 (3.5)와 같다.

$$n_{D_p} = \text{Index}\{S_{\in}(n) = D_{S_p}\} \quad (3.5)$$

여기서 $\text{Index}\{\}$ 는 $S_{in}(n)$ 이 D_{S_p} 가 되는 샘플 n을 나타낸다. 데시메이션과 인터플레이션을 취하여 검출한 같은 샘플수를 갖는 주기성분 신호의 주기 분리점은 위상 변화가 없어서 원 신호에 처리 과정 없이 바로 적용이 가능하다.

주기성분 신호를 이용하여 얻은 주기 분리점 n_{D_p} 로 원래 입력신호 $S_{in}(n)$ 을 주기분리하면 식 (3.6)과 같이 나타낼 수 있고 분리된 P 번째 주기신호를 일반화하면 식 (3.7)과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} S_{in}(1), & S_{in}(2), & \dots, & S_{in}(n_{D_1}), \\ S_{in}(n_{D_1}+1), & S_{in}(n_{D_1}+2), \dots, & S_{in}(n_{D_2}), \\ S_{in}(n_{D_2}+1), & S_{in}(n_{D_2}+2), \dots, & S_{in}(n_{D_3}), \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ S_{in}(n_{D_{p-1}}+1), & S_{in}(n_{D_{p-1}}+2), \dots, & S_{in}(n_{D_p}) \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$S_{P_{in}} = S_{in}(n_{D_{p-1}}+1), S_{in}(n_{D_{p-1}}+2), \dots, S_{in}(n_{D_p}) \quad (3.7)$$

이와 같이 주기를 분리하면 각 주기들의 샘플 수가 일치하지 않는다. 따라서 각 주기들의 샘플수를 일치시키기 위하여 인터플레이션이나 데시메이션을 취할 필요가 있다. 데시메이션과 인터플레이션을 통해 샘플수를 조정하면 주기 분리된 신호 $S_{P_{in}}$ 은 $l \times m$ 행렬로 나타낼 수 있다.

$$Sp(l,m) = \begin{bmatrix} S_{P_{in}}(p,1), S_{P_{in}}(p,2), \dots, S_{P_{in}}(p,m), \dots, S_{P_{in}}(p,M) \\ S_{P_{in}}(p-1,1), S_{P_{in}}(p-1,2), \dots, S_{P_{in}}(p-1,m), \dots, S_{P_{in}}(p-1,M) \\ S_{P_{in}}(p-2,1), S_{P_{in}}(p-2,2), \dots, S_{P_{in}}(p-2,m), \dots, S_{P_{in}}(p-2,M) \\ \dots \\ S_{P_{in}}(p-l,1), S_{P_{in}}(p-l,2), \dots, S_{P_{in}}(p-l,m), \dots, S_{P_{in}}(p-l,M) \\ \dots \\ S_{P_{in}}(p-(L-1),1), S_{P_{in}}(p-(L-1),2), \dots, S_{P_{in}}(p-(L-1),m), \dots, S_{P_{in}}(p-(L-1),M) \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

여기서 L은 주기적 이동평균필터의 차수가 되고, M은 샘플 수가 조정된 후의 각 주기의 샘플 수이다. 식(3.8)과 같은 행렬로 만들면 각 주기의 샘플 수는 같아지기 때문에 주기적 알고리즘의 적용이 가능해진다. P번째 주기의 주기적 이동평균 필터 출력신호를 일반화된 식으로 나타내면 식 (3.9)와 같다.

$$S_{P_{out}}(m) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} S_p(l,m) \quad (3.9)$$

그러나 연속적인 동잡음이 혼입하는 경우, 식 (3.10)과 같이 주기적인 이동평균필터의 출력 신호 $S_{P_{out}}(m)$ 을 주기적 이동평균필터의 참조신호로 회귀시켜 사용함으로써 동잡음 제거의 성능을 향상시킬 수 있다.

$$S_p(l,m) = \begin{bmatrix} S_{P_{out}}(p,1), S_{P_{out}}(p,2), \dots, S_{P_{out}}(p,m), \dots, S_{P_{out}}(p,M) \\ S_{P_{out}}(p-1,1), S_{P_{out}}(p-1,2), \dots, S_{P_{out}}(p-1,m), \dots, S_{P_{out}}(p-1,M) \\ S_{P_{out}}(p-2,1), S_{P_{out}}(p-2,2), \dots, S_{P_{out}}(p-2,m), \dots, S_{P_{out}}(p-2,M) \\ \dots \\ S_{P_{out}}(p-l,1), S_{P_{out}}(p-l,2), \dots, S_{P_{out}}(p-l,m), \dots, S_{P_{out}}(p-l,M) \\ \dots \\ S_{P_{out}}(p-(L-1),1), S_{P_{out}}(p-(L-1),2), \dots, S_{P_{out}}(p-(L-1),m), \dots, S_{P_{out}}(p-(L-1),M) \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

이렇게 필터링된 각 주기신호를 다시 인터플레이션이나 데시메이션을 통해 원신호 샘플 수대로 조정한 후, 연결시키면 식 (3.11)과 같이 주기적 이동평균필터 알고리즘으로 필터링된 출력신호를 얻을 수 있다.

$$S_{out} = [S_{1_{out}}(n), S_{2_{out}}(n), \dots, S_{P_{out}}(n)] \quad (3.11)$$

IV. 신뢰성 평가

1. 실험데이터 구성

제안된 알고리즘의 성능 분석을 위하여 임의의 신호를 만들어 시뮬레이션을 수행하였다. 먼저 같은 주기를 갖는 $\pm 5\text{Hz}$ 정현파와 $\pm 2\text{Hz}$ 정현파를 만들었다. 이때 5와 2의 값은 실제 임상 데이터에서 잡음이 없을 때와 비슷한 범위이다. 실제 PPG에서 동잡음과 같은 효과를 보이기 위해 임의의 구간동안 일정량의 랜덤한 신호를 첨가시켜 신호를 변형시켰다. 변형된 신호는 따로 저장한 후 원래 정현파의 파워와 첨가된 잡음 신호의 파워를 비교하여 SNR(Signal to Noise Ratio)을 계산하였다. SNR에 따라 잡음 신호를 증가시키면서 원래의 정현파에 대해 분리된 신호와의 MSE(Mean Square Error)를 계산하여 정확도를 분석하였다.

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (s(n) - \tilde{s}(n))^2 \quad (4.1)$$

이 때 N 은 샘플수, $s(n)$ 은 기준신호로서 정현파를 사용하고, $\tilde{s}(n)$ 은 비교 신호로써 잡음 유입 신호, 적응필터로 복원한 신호 및 제안된 알고리즘으로 복원한 신호를 사용하였다.

기존의 PPG 측정회로는 두 개의 파장대에 대하여 LED 구동을 위하여 일정한 전류를 인가시키는데 동적 범위의 보상과 저항 측정시의 편의성을 보장하기 위해 LED 구동시 전류 제어를 첨가시켜 두 채널에서 측정된 신호의 직류 값이 일정하도록 회로를 구성하였다. 각 LED 구동에 따라 조직을 통과한 신호는 차동증폭기를 통해 증폭되고 아날로그 멀티플렉스에 의해 주변광 신호와 각 파장별 신호가 분리된다. 분리된 각각의 파장별 신호에 대해 주변광 신호를 필터링하여 주변광 잡음을 제거하고, 직류 필터링과 교류 이득 신호를 통해 교류 요소만을 가진 PPG 신호를 획득한다. 분리된 신호는 아날로그-디지털 변환 회로에 인가되어 디지털 신호로 변환되어 PC에 각 채널의 출력으로 전송된다.



그림 5. 동잡음 획득 실험
Fig.5. Experiment on motion artifacts

동잡음 획득 실험은 손목을 고정시키고 손가락을 위아래로 작은 떨림을 주는 경우, 손 자체에 움직임을 가하는 경우, 두 가지가 혼합된 경우 세 가지에 대하여 진행하였다. 이 때, 동시에 오른 손은 고정시키고 동잡음이 없는 PPG 신호를 획득하여 각각의 동잡음 신호를 실시간으로 받아 처리하여 PPG만의 신호로 복원한 후 원래의 PPG 신호와 비교하여 본 논문에서 제안한 주기적 이동평균필터를 계산하였다.

2. 모의실험 결과

동잡음과 비슷한 형태를 가지도록 크기가 다르고 무작위 구간동안 일정한 랜덤 잡음을 혼합하여 SNR에 따른 MSE를 측정하였다.

그림 6은 SNR에 따라 제안된 알고리즘의 성능을 MSE로 보인 그래프이다. 무작위 잡음을 넣은 신호는 잡음의 크기가 증가할수록 MSE 값이 커진다. 이 때 기존의 적응필터만으로 PPG 신호를 분리시켰을 경우는 MSE 값이 약간 줄어들지만 아직도 원래 신호와의 차이는 상당히 크다. 하지만 제안된 알고리즘에 의해 분리된 신호는 적응필터에 비해 기존의 정현파와 큰 차이가 현저히 적은 것을 알 수 있다. 이는 알고리즘의 성능이 전 영역에 걸쳐 적응 필터에 비해 현저히 개선되었음을 보여주는 것이다.

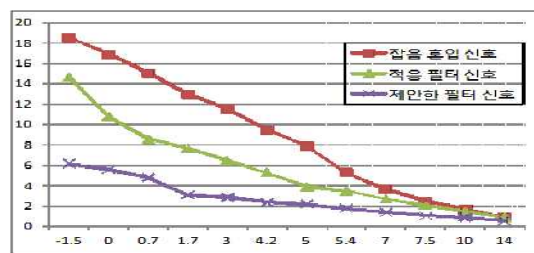
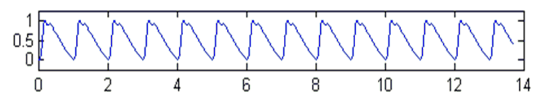
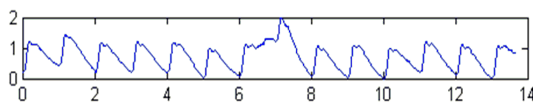


그림 6 SNR(dB)에 따른 MSE
Fig. 6. SNR(dB) versus MSE

3가지의 동잡음 패턴에 대하여 획득된 신호로 실험을 한 결과 일정하게 정해진 데이터 크기에 대해서 적용하였고, 1분 동안 수집된 데이터에 대해 실시간으로 연속하여 처리하였다. 그림 7의 (a) 신호는 동잡음 신호가 없는 PPG 신호를 측정 한 값이며, (b)는 손가락만을 움직일 때의 신호를 측정 한 것이다.



(a) 분리된 원래 PPG 신호
(a) separated original PPG signal



(b) 손가락 동잡음 PPG
(b) input signal with finger motion

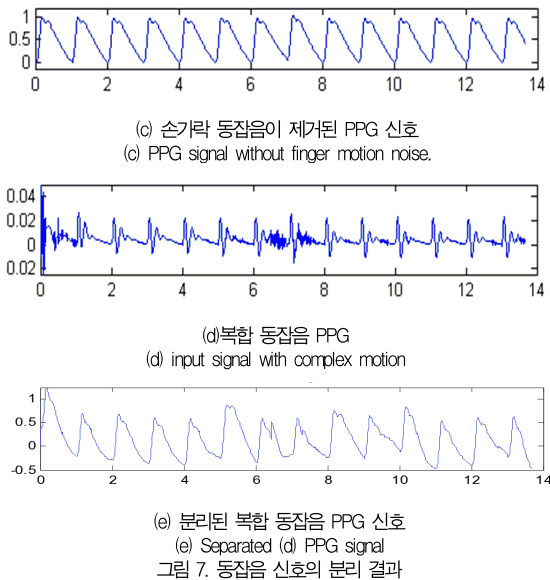


Fig. 7. The result of separation for motion artifacts

(c)그래프는 손가락 동잡음이 포함된 (b)신호를 제안한 필터를 통과하였을 때의 모양을 나타낸 것이며 (e)그래프는 손가락과 팔목을 모두 움직인 (d)그래프를 필터링하여 PPG 신호를 분리한 모습을 나타낸 모양이다. 손가락만을 움직인 동잡음의 경우 원래의 신호와 유사하게 필터링이 됨을 알 수 있으며, 복합 동잡음의 경우신호의 손상이 심하게 나타나지만, 원래의 PPG 신호 형태로 대부분 복원됨을 보인다.

V. 결 론

본 논문에서는 PPG 신호를 측정할 때 주기적인 이동 평균 필터를 사용하여 동잡음 제거에 효과적인 알고리즘을 제안하였다. 이 필터를 적용하여 실생활에서 혼입될 수 있는 두 가지의 잡음 즉, 손가락을 움직일 때의 잡음과 손과 손목을 함께 움직이는 복합 잡음이 혼입된 PPG 신호로부터 원래의 PPG 신호를 분리하여 복원하였다.

이러한 전처리 과정에서 PPG 신호의 주기성을 이용한 테시메이션과 인터플레이션으로 크게 손상된 신호를 효과적으로 분리되도록 하였다. 이 모든 전처리과정은 동잡음 제거에 필수적인 요소이며 원래의 PPG 신호와 동잡음의 유사성으로 기존의 필터를 통해 잘 분리되지 않는 문제를 해결하였다.

동잡음 제거의 성능을 보행중이나 운동 중에도 측정이 가능하도록 향상하기 위해서는 신호의 집중도를 줄이고, 직류 레벨을 일정하게 유지하는 회로의 보완이 필요하며, 필터의 분리의 정확도를 증가시켜야 할 것이다.

참고문헌

- [1] Mark Weiser, "The computer for the twenty-first century," Scientific American, Vol.265, No. 3, pp.94-104, 1991
- [2] M. Coen, "The future of human-computer interaction or how I learned to stop worrying and love my Intelligent Room," IEEE Intelligent Systems, Vol. 14, No. 2, pp.8-10, 1999.
- [3] Kim Woo-Shik, Cho Hyang-Duck, "A study on the seamless monitoring over the wireless LAN and the public cellular network for a portable patient monitoring system," Journal of Biomedical Engineering Research, Vol. 22, No.1, pp. 14-21, 2006.
- [4] Kirk H. Shelley, Aymen A. Awad, Robert G. Stout, David G. Silverman, "The Use of Joint Time Frequency Analysis to Quantify the Effect of Ventilation on the Pulse Oximeter Waveform," Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol. 20, No. 2, pp. 81-87, 2006.
- [5] J.H. Kang, B.H. Cho, J. Lee, Y. Chee, I.Y. Kim, S. I. Kim, "A Study on Accelerometer Based Motion Artifact Reduction in Photoplethysmography Signal," Journal of Biomedical Engineering, Vol. 28, No. 3, pp.369-376, 2007.
- [6] N.V. Thakor and Y.S. Zhu, "Applications of Adaptive Filtering to ECG Analysis : Noise cancellation and arrhythmia detection," IEEE Trans. Biomed. Eng, Vol.38, No.8, pp.785-794, 1991.
- [7] H.W. Lee, "PPG Signal Processing of the Radial Pulse for Ubiquitous Healthcare System," Dept. of Electronics Engineering, Gyeongsang National Univ., Korea, pp. 23-24, 2009.
- [8] H.W. Lee, J.W. Lee, W.G. Jung and G.K. Lee, "The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals," Internal Journal of Control, Automation, and System, Vol. 5, No. 6, pp.701-706, 2007.
- [9] D.H. Yoon, C.H. Lin, "An IMADF Algorithm for Adaptive Noise Cancellation of Biomedical

Signal," Journal of IEEK, Vol. 46, No.1,
pp.59-67, 2009.

저 자 소 개



이 준 연

1990 : 중앙대학교 컴퓨터공학과 공학사.
1992 : 중앙대학교 컴퓨터공학과 공학석사.
2000 : 중앙대학교 컴퓨터공학과 공학박사
현 재 : 동명대학교 미디어공학과 교수
관심분야 : 유비쿼터스 컴퓨팅, 포렌식
Email : jylee@tu.ac.kr