

지수가중 이동평균 기반의 PPG 신호 동잡음 제거

이준연*
동명대학교 미디어공학과*

The Motion Artifact Reduction from the PPG based on EWMA

Jun-Yeon Lee*
Dept. of Media Engineering, Tongmyung University*

요 약 PPG 신호는 심장의 박동에 동기된 유사 주기 신호이다. 본 논문에서는 PPG 신호의 유사주기성을 이용한 지수가중 이동평균필터 방법을 제안한다. 이 필터링 방법은 PPG 신호를 주기적으로 분리하여 각 주기 신호의 같은 순번에 있는 샘플들끼리 평균을 취하는 방법이다. 연속된 PPG 신호의 주기중에 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 훼손없이 동잡음을 제거할 수 있었다.

주제어 : 지수가중, 이동평균필터, 용적맥파, 동잡음 제거

Abstract The Photoplethysmogram is a similar periodic signal that synchronized to a heartbeat. In this paper, we propose a exponential weight 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.

Key Words : exponential weighted moving average, photoplethysmography, periodic moving average filter, motion artifact reduction

1. 서론

현재 한국은 전 세계적으로 가장 빨리 노인인구가 증가하고 있으며, 핵가족화 현상이 증가하여 독거노인의 수가 증가하고 있는 실정이다. 통계청의 자료에 의하면 이러한 노인들의 약 75%가 고위험군 환자에 속한다. 따라서 고위험군 환자들의 질병에 대한 초기 이상 징후를

파악하여 정확한 진단 및 진단 후 질병의 변이를 예측하여 환자 상태에 따라 적절히 조치할 수 있는 U-health care 서비스의 필요성이 증가하고 있다. 특히 독거노인이거나 거동이 불편한 노인의 경우 더더욱 응급대처의 필요하다. 그러나 기존의 의료서비스 체계에서는 신속하고 적절한 응급처치를 수행하는데 많은 어려움이 있다. 기존 의료서비스의 경우 환자 자신이 몸에 이상 징후를 느

* 이 논문은 2011학년도 동명대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 연구되었음 (2011A005)

Received 18 June 2013, Revised 15 July 2013

Accepted 20 August 2013

Corresponding Author: Jun-Yeon Lee(Tongmyung University)

Email: jylee@tu.ac.kr

© The Society of Digital Policy & Management. All rights reserved. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

끼고 난 후 직접 병원을 방문하여 진단과 치료를 받는데, 이런 경우 초기진단이 어려워 고위험군 환자의 경우 병이 악화된 가운데 치료를 받을 가능성이 높아지게 된다. 이러한 문제점을 해결하기 위해서는 IT와 의료 도메인 기술을 융합하여 환자를 가정 내에서도 지속적으로 모니터링 기술의 개발이 필요하다.

지금까지 의료행위나 건강관리를 위해 ECG, EEG, EMG, 혈압, PPG, 체온 등과 같은 생체 정보들을 측정해 왔다. 이러한 생체 정보들을 측정하기 위해서는 피측정자의 구속은 불가피했다. 하지만, 과학기술의 발전에 따라 환자나 사용자가 언제 어디서나 의료 서비스를 받을 수 있는 유비쿼터스 헬스케어 서비스가 이루어지게 되었다. 유비쿼터스 헬스케어 환경에서는 실시간 생체정보의 측정은 매우 중요하다. 이를 위해서는 측정을 위한 장비들이 작아야 하고, 들고 다닐 수 있거나, 의복 형태로 착용이 가능한 형태로 개발되어야 한다.

심혈관 질환 진단을 위한 생체신호 중 광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG)는 특정 파장 대역의 빛을 인체에 조사하고 반사 또는 투과된 빛의 검출 신호로서 심장 박동시 발생하는 혈류의 맥동성분 변화를 알려준다. 심장의 혈액 순환과 관련된 PPG는 생리학적으로는 말초 혈관의 혈류량을 나타내기 때문에 말초 혈관과 관련된 병증이 반영되며, 의용계측 분야에서는 PPG 신호를 분석하여 맥박과 산소포화도를 측정하는데 이용되고 있다. 또한 PPG 신호를 적절하게 필터링하게 되면 호흡신호를 측정할 수도 있다.

그러나 PPG 신호의 특성상 신호원의 세기와 사람의 움직임에 비교해볼 때 충분한 신호대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)를 가지지 못하는 경우가 많기 때문에 활동중에 이상적인 신호 성분을 얻기가 어렵다[1,2]. 이러한 이유로 움직임에 의해 생성되는 잡음성분의 제거가 반드시 필요하다.

광전용적맥파의 변형에 영향을 주는 요인은 광원 외에 빛에 의한 주변광 잡음, 광 혈류량측정기 자체의 전기적인 잡음, 센서에 물리적 결합 및 손가락에 가해지는 압력의 크기에 의한 잡음, 그리고 측정시 환자의 움직임에 의한 동잡음 등이 있다. 주변광 잡음은 각각의 독립적으로 측정된 신호에 대해 멀티플렉싱 기술을 이용하여 입력신호에 주변광 신호만큼을 빼주면 감소시킬 수 있으며, 전기적 잡음은 회로상에서 필터를 구현함으로써 이를 해

결할 수 있다. 센서의 물리적 결합 및 압력에 의한 잡음은 인체에 접촉한 프로브의 결합상태를 변경하거나 프로브 제작시 물리적인 변화를 통해 감소시킬 수 있다[3].

그러나 동잡음은 위의 모든 경우에 대한 복잡한 조합의 물리적인 힘에 의해 발생한다. 이 경우 측정되는 광전용적맥파의 형태나 혈중 산소포화도의 값을 크게 변형시킨다. 또한 동잡음은 주파수영역에서 광전용적맥파와 중첩되어 나타나는 특성이 있기 때문에 일반적인 신호처리 과정을 통해서서는 제거가 어렵다[4,5]. 광전용적맥파의 동잡음 제거는 독립성분 해석법, 웨이블릿 변환을 통한 대역별 특성 분석, 최소평균자승법 등의 연구에 의하여 진행되어왔다[6,7,8].

본 연구에서는 가속도 센서를 이용한 잡음 제거 기법과 지수가중 이동평균 (Exponential Wavelet Moving Average, EWMA)방식의 적응필터를 이용하여 적응형 잡음제거 필터링을 수행하여 광전용적맥파에 가해지는 동잡음을 제거하기 위한 방법을 제시하고자 한다.

2. 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[9]. 여기서 합성하기 위한 추정신호를 측정하는데 가속도 센서를 사용한다.

2.1 가속도 센서의 잡음 개선기법

가속도 센서의 기본 원리는 진동질량 m 이 센서 패키징 안의 스프링에 의해 매달려 있는 구조로 모델링할 수 있다. 이 센서가 가속도 a 에 의해 움직이게 되면, 관성력에 의해 진동질량의 상대적 변위 x 가 생기게 되고, 그것

이 전기적 신호로 감지된다. 가속도 센서의 동작 방정식은 식 (2.1)과 같다.

$$ma = m \frac{dx^2}{dt^2} + \lambda \frac{dx}{dt} + kx \quad (2.1)$$

여기서 k는 스프링 상수이다. 정상 상태에서 변위 x와 가속도 a와의 관계는

$$\frac{x}{a} = \frac{m}{k} \quad (2.2)$$

가 된다. 이는 센서의 감도, 즉 x/a 가 m/k에 비례한다는 것을 의미한다.

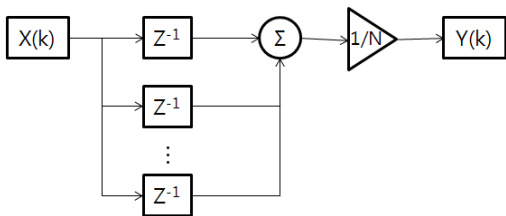
반면에 비율 m/k는 무감쇄 시스템의 공진주파수 f_r 과는 다음과 같은 관계가 있다.

$$f_r = 2\pi \left(\frac{m}{k} \right)^{-\frac{1}{2}} \quad (2.3)$$

식 (2.2)와 식 (2.3)을 비교해보면 알 수 있듯이, 감도가 높으면 공진 주파수가 낮아진다. 감도와 주파수는 서로 양립하는 특성을 나타내기 때문에 잡음 영역에 적절한 가속도 센서를 이용하여야 한다. 본 연구에서 사용한 3축 압저항형 가속도 센서는 0.5~5kHz의 주파수 범위를 가진다.

2.2 이동 평균 필터

이동 평균 필터는 k번째 샘플된 값과 윈도우 차수에 따른 이전에 샘플된 신호의 평균을 산출하여 필터링하는 방법으로 필터 구조는 [Fig. 1]과 같고, 이의 출력 $y(k)$ 의 값은 식 (2.4)과 같다.



[Fig. 1] The structure of moving average filter

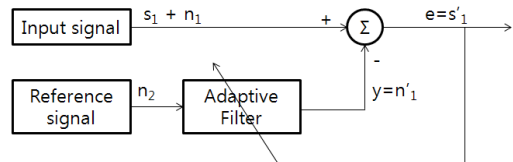
$$y(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(k-n) \quad (2.4)$$

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[10].

2.3 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[11].

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.



[Fig 2] The Structure of Adaptive Filter

[Fig. 2]에서 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

$$\begin{aligned} e^2 &= (s_1 + n_1)^2 - 2y(s_1 + n_1) + y^2 \\ &= (n_1 - y)^2 + s_1^2 + 2s_1n_1 - 2ys_1 \end{aligned} \quad (2.5)$$

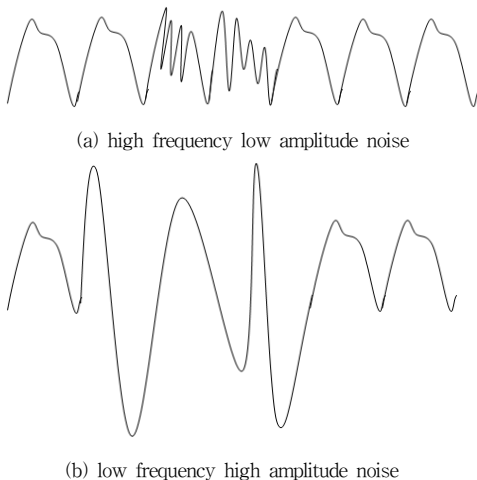
신호와 잡음이 서로 관계를 가지지 않는다면 LMS(Least Mean Squared error)는 식 (2.6)과 같다.

$$E[e^2] = E[(n_i - y)^2] + e[s_i^2] \quad (2.6)$$

MSE를 최소화하는 것은 신호 s_i 의 최적 최소 자승법 추정치 출력 s'_i 를 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 [Fig. 3]의 (a)와 같이 PPG 신호의 주기 내에서 작은 진폭을 가지고, 그 주파수가 주기 주파수보다 높은 고주파 잡음이 발생하는 경우가 있고, [Fig. 3]의 (b)와 같이 큰 진폭을 가지면서 낮은 주파수를 가지는 경우도 있기 때문에 PPG 신호의 주기를 구분하기 힘든 경우도 있다.



[Fig. 3] motion artifacts in PPG signal

3. 제안 알고리즘

본 연구에서는 PPG 신호 검출시 입력과의 크기를 조절하여 광전용적맥파의 영향을 줄인 다음 보다 정확한 동잡음 참조 신호를 함께 검출함으로써 적응 필터의 참

조신호로 적용하고자 한다. 이를 위하여 PPG 신호의 유사 주기성을 이용한 지수가중 기반의 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 P부터 이전 각 주기($P-1 \sim P_n$)의 n번째 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 입력 신호 $S_{in}(n)$ 은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$S_{in}(n) = P(n) + N(n) \quad (3.1)$$

입력신호에 저역 필터를 통과한 후 원래 신호의 최대점, 최소점을 찾아 주기를 분리할 경우, 동잡음이 혼입된 부분에서는 정확하게 주기 분리점을 결정할 수 없게 된다. 따라서 K차 데시메이션과 K차 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 $S_{in}(n)$ 을 인수 K차 데시메이션 함으로써 샘플 수를 줄였다. 데시메이션의 차수 K는 PPG 신호의 주기성분(1~2Hz)만 가지게 하기 위하여 4Hz의 샘플링 주파수를 가지도록 결정할 수 있다.

$$S_D(n) = S_{in}(nK) \quad n=0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (3.2)$$

$$S_I(n) = S_D(n/K) \quad n=0, \pm K, \pm 2K, \dots \quad (3.3)$$

데시메이션한 신호 $S_D(n)$ 을 다시 K차 인터플레이션 함으로써 식 (3.3)과 같은 $S_I(n)$ 을 얻을 수 있다. $S_I(n)$ 은 원신호 $S_{in}(n)$ 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.

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

D_{S_p} 는 주기 분리점의 값을 나타내고, S_p 는 S_I 신호의 P번째 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 과정없이 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.

$$S_p(l,m) = \begin{bmatrix} S^{(p,1)}, S^{(p,2)}, \dots, S^{(p,m)}, \dots, S^{(p,M)} \\ S^{(p-1,1)}, S^{(p-1,2)}, \dots, S^{(p-1,m)}, \dots, S^{(p-1,M)} \\ S^{(p-2,1)}, S^{(p-2,2)}, \dots, S^{(p-2,m)}, \dots, S^{(p-2,M)} \\ \dots \\ S^{(p-l,1)}, S^{(p-l,2)}, \dots, S^{(p-l,m)}, \dots, S^{(p-l,M)} \\ \dots \\ S^{(p-(L-1),1)}, S^{(p-(L-1),2)}, \dots, S^{(p-(L-1),m)}, \dots, S^{(p-(L-1),M)} \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

여기서 L은 주기적 이동평균필터의 차수가 되고, M은 샘플 수가 조정된 후의 각 주기의 샘플 수이다. 식(3.8)과 같은 행렬로 만들면 각 주기의 샘플수는 같아지기 때문에 주기적 알고리즘의 적용이 가능해진다. P번째 주기의 주기적 이동평균필터 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.

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

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.

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

4. 신뢰성 평가

4.1 실험데이터 구성

제안된 알고리즘의 성능 분석을 위하여 임의의 신호를 만들어 시뮬레이션을 수행하였다. 먼저 같은 주기를 갖는 $\pm 5Hz$ 정현파와 $\pm 2Hz$ 정현파를 만들었다. 이때 5와 2의 값은 실제 임상 데이터에서 잡음이 없을 때와 비슷한 범위이다. 실제 PPG에서 동잡음과 같은 효과를 보이기 위해 임의의 구간동안 일정한 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 N은 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 저항값 측정시의 편의성을 보장하기 위해 LED 구동시 전류 제어를 첨가시켜 두 채널에서 측정된 신호의 직류값이 일정하도록 회로를 구성하였다. 각 LED 구동에 따라 조직을 통과한 신호는 차동증폭기를 통해 증폭되고 아날로그 멀티플렉스에 의해 주변광 신호와 각 파장별로 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.

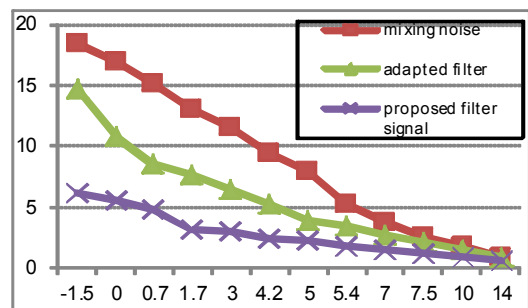
동잡음 획득 실험은 손목을 고정시키고 손가락을 위아래로 작은 떨림을 주는 경우, 손 자체에 움직임을 가하는 경우, 두가지가 혼합된 경우 세가지에 대하여 진행하

였다. 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 지수가중 이동평균 이동평균 기반 필터를 계산하였다.

4.2 모의실험 결과

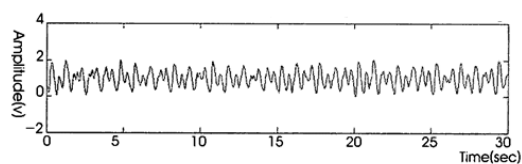
동잡음과 비슷한 형태를 가지도록 크기가 다르고 랜덤 구간동안 일정한 랜덤 잡음을 혼입하여 SNR에 따른 MSE를 측정하였다.

[Fig. 4]는 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 현저하게 적은 것을 알 수 있다. 이는 알고리즘의 성능이 전 영역에 걸쳐 적응 필터에 비해 현저히 개선되었음을 보여주는 것이다.

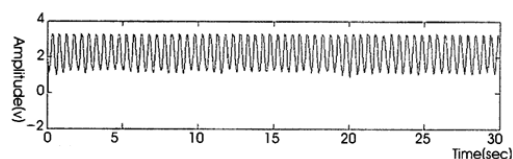


[Fig. 4] MSE followed by SNR(dB)

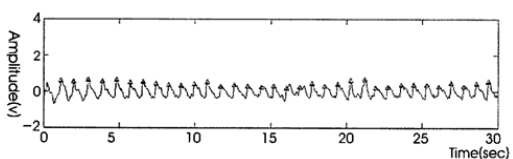
3가지의 동잡음 패턴에 대하여 획득된 신호로 실험을 한 결과 일정하게 정해진 데이터 크기에 대해서 적용하였고, 1분동안 수집된 데이터에 대해 실시간으로 연속하여 처리하였다. [Fig. 5]는 모터를 이용한 5Hz 등속 원운동시의 신호를 분석한 파형이다. (a) 신호는 5Hz 등속 원운동으로 인해 왜곡된 광전용적맥파이며, (b)는 등속 원운동을 통한 5Hz 동잡음 성분이다.



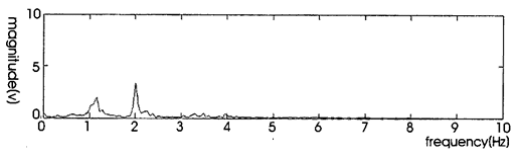
(a) the distorted PPG by 5Hz motion artifacts



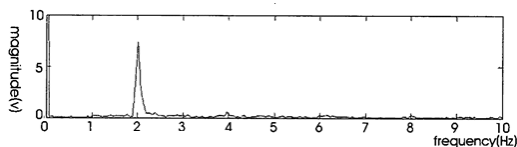
(b) components of 5Hz motion artifacts in constant velocity circular movement



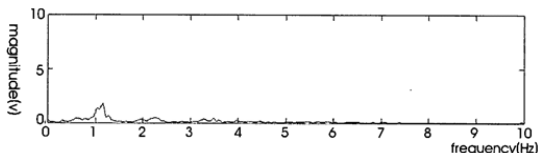
(c) recovered wavy form through adaptive algorithm



(d) wavy pattern of (a)'s frequency analysis



(e) wavy pattern of (b)'s frequency analysis



(f) wavy pattern of (c)'s frequency analysis

[Fig. 5] Analysis of 5Hz circular movement signals in constant velocity using motor

(c)그래프는 지수가중 적응 알고리즘을 통하여 복원된

파형이며, (d)그래프는 (a)그래프의 주파수 분석 파형이고, (e)그래프는 (b)의, (f)그래프는 (c)의 주파수 분석 파형이다.

실제 보행시 발생할 수 있는 동잡음과 유사한 형태의 잡음을 PPG 신호에 가하여 지수가중 이동평균 필터를 통과시키면, 원래의 PPG 신호 형태로 대부분 복원됨을 보인다. 이를 통해 보행중 생성되는 동잡음 또한 제거가 가능함을 알 수 있다.

5. 결론

본 논문에서는 PPG 신호를 측정할 때 지수가중 이동평균 필터를 사용하여 동잡음 제거에 효과적인 알고리즘을 제안하였다. 이 필터를 적용하여 실생활에서 혼입될 수 있는 보행 잡음이 혼입된 PPG 신호로부터 원래의 PPG 신호를 분리하여 복원하였다.

이러한 전처리 과정에서 PPG 신호의 주기성을 이용한 데시메이션과 인터플레이션으로 크게 손상된 신호를 효과적으로 분리되도록 하였다. 이 모든 전처리 과정은 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.

ACKNOWLEDGMENTS

This Research was supported by the Tongmyong University Research Grants 2011

REFERENCES

- [1] J.G. Webster, "Design of Pulse Oximeters", Institute of Physics Publishing, Bristol, UK and Philadelphia, USA, 1997, pp.124-158.

- [2] B.A. Shapiro, B.A. Peruzzi, R. Templin, "Clinical Application of Blood Gates 5th ed., St. Louis Mosby yearbook, 1994, pp.64
- [3] G.H Kim, "Extraction of Artifacts and SpO2 Sources of Measured Signal from Pulse Oximeter using Independent Component", Yonsei Univ., 2004
- [4] M.R. Neuman, N. Wang, "Motion artifact in pulse oximetry," in Proc. IEEE Conf. Medicine and Biology, Vol.12, pp.2007-2008, 1990
- [5] T.L. Rusch, R. Sankar, J.E. Schharf, "Signal processing methods for pulse oximetry", Computers in biology and medicine, vol.26, no.2 pp.143-159, 1996
- [6] B.S. Kim, S.K. Yoo, "Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.53, no.3, pp.566-568, 2006
- [7] C.M. Lee, Y.T Zhang, "Reduction of motion artifacts from photoplethysmographic recordings using a wavelet denoising approach", in Proc. IEEE EMBS Asian-Pacific Conference, pp. 194-195, 2003
- [8] K.W Chan, Y.T. Zhang, "Adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic recordings using a variable stem-size LMS filter", Sensors, 2002. in Proc the IEEE, vol.2, pp.1343-1346, 2002
- [9] 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.
- [10] H.W. Lee, "PPG Signal Processing of the Radial Pulse for Ubiquitous Healthcare System," Dept. of Electronics Engineering, Gyeongsang National Univ., Korea, 2009, pp. 23.
- [11] 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, 2007, pp.701-706.

이준연(Lee, Jun Yeon)



- 1990년 8월 : 중앙대학교 컴퓨터공학과(공학사)
- 1992년 8월 : 중앙대학교 컴퓨터공학과(공학석사)
- 2000년 2월 : 중앙대학교 컴퓨터공학과(공학박사)
- 2000년 3월 ~ 현재 : 동명대학교 미디어공학과 교수

· 관심분야 : 센서네트워크, 디지털 큐레이션

· E-Mail : jylee@tu.ac.kr