

펄스 옥시미터의 동잡음 제거 필터 설계

Design of an Adaptive Noise Canceller for the Motion Artifact Removal of a Pulse Oximetry Signal

김도영* 김일환**
Kim, Do-Young Kim, Il-Hwan

Abstract

Pulse oximetry, which monitors non-invasively the oxygen saturation in blood, is influenced by patient's respiration, movement or a factor of an environment. Specially, it's difficult to measure a PPG (Photoplethsmography) signal from the moving patient because of the motion artifact. Accordingly, it is required to extract the pure PPG signal from the PPG signal to measure oxygen saturation.

In this paper, we propose an adaptive noise canceller to improve the performance of motion artifact removal. Then we design a hardware system for real time monitoring of the oxygen saturation. The proposed algorithm estimates the slope of transition rate between two different wavelength signals.

키워드 : 펄스 옥시미터, 산소 포화도, 적응 필터

Keywords : *Pulse Oximetry, Oxygen Saturation, Adaptive Filter*

1. 서론

의료 장비를 이용한 환자 진단에 있어서 가장 중요시 여겨지는 신호의 종류는 크게 심장활동에 기인한 심전도(ECG), 근육의 전기적인 활동에 기인하는 근전도(EMG), 뇌로부터 발생하는 뇌전도(EEG) 등으로 나눌 수 있다[1]. 최근 환자들의 불안감이나 통증을 해소할 수 있다는 장점에 힘입어 대부분의 의료기기들이 비침습적(non-invasive) 측정방법으로 변화되는 추세이다. 한편, 펄스 옥시미터는 손가락 혹은 귓볼과 같은 맥동 혈관상에서 동맥혈속에 포함되어 있는 산소 포화도를 측정하

는 비침습적 장비이다. 일반적인 산소 포화도계는 파장대가 다른 두 개의 광원들에 대하여 신체에 빛을 투과시켜 이 때 나타나는 두 신호를 측정하고, 이 측정된 신호로부터 산소 포화도를 구하게 된다. 이 때 나타나는 신호를 PPG(Photoplethsmography) 신호라 한다[2][3].

산소 포화도는 심장과 폐 기능, 기관특이관류, 심장 혈관 상태, 저산소증 진단을 위한 정보를 제공하는 등 환자의 임상 관리에 있어서 매우 중요함에도 불구하고 펄스 옥시미터의 산소 포화도 측정은 측정원리의 모호성과 측정결과가 불빛, 발열 및 동잡음(motion artifact) 등에 크게 영향을 받는다는 단점 때문에 측정값의 신뢰도가 떨어져 현실적으로는 보조기구로서의 역할에 그치고 있는 실정이다.

본 연구에서는 PPG 신호를 측정할 경우에 나타나는 동잡음이 첨가된 원신호에 대하여 잡음에 강한 펄스 옥시미터를 설계하기 위한 적응잡음제거

* 강원대학교 일반대학원 통신멀티미디어공학과 석사과정
** 강원대학교 전기전자정보통신공학부 교수, 공학박사

기를 제안한다. 그리고 실시간으로 측정할 수 있는 산소 포화도계를 구현하여, 제안한 알고리즘을 실시간으로 구현하는 것을 목적으로 한다.

2. 산소 포화도 측정원리

산소 포화도는 동맥혈액의 총 헤모글로빈 농도에 대한 산소와 결합한 산화 헤모글로빈 농도의 비율로서 식 (1)과 같이 나타낸다.

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100\% \quad (1)$$

산소 포화도 측정은 그림 1에 나타낸 Beer-Lambert 법칙을 기초로 하는데, 주어진 파장에서 흡수도는 샘플의 흡수율, 투과거리, 그리고 흡수하는 샘플의 농도에 비례한다는 법칙으로, 두 개의 서로 다른 파장을 가지고 있는 빛을 조직에 투과하여 흡수된 두 파장의 흡수도의 비를 측정함으로써 식 (2), (3)을 이용하여 산소 포화도를 측정할 수 있게 된다[4].

$$I_{trans} = I_{in}e^{-(l \times C \times \epsilon_\lambda)} \quad (2)$$

$$A = lC\epsilon_\lambda \quad (3)$$

I_{trans} = 투과된 빛의 강도

I_{in} = 입사광의 강도

l = 빛이 투과하는 거리

C = 샘플 용액의 농도

ϵ_λ = 흡광 계수

A = 흡수도

빛을 조직에 투과하면 그림 2와 같이 조직, 정맥혈, 그 외의 비맥동 성분에 의한 감쇠로 인해 발생하는 기저성분의 흡수층과 동맥혈, 동맥혈의 맥박으로 인한 맥동성분의 흡수층이 나타나게 된다.

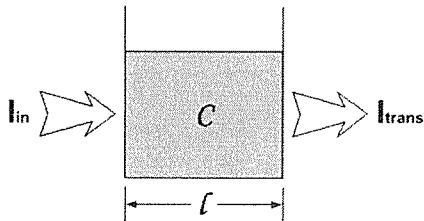


그림 1 Beer-Lambert 법칙

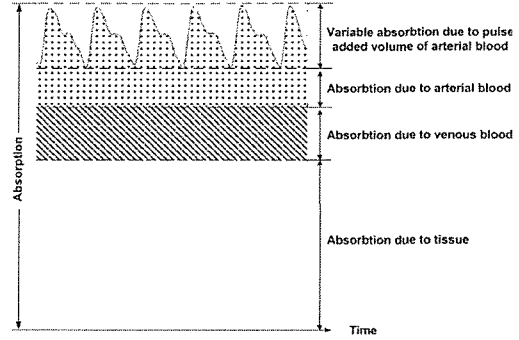


그림 2 시간에 따른 빛의 흡수

이러한 기저성분과 맥동성분이 혼재된 신호에서 산소포화도의 계산에 필요한 부분은 심장의 수축이완 작용에 의해 영향을 받는 맥동성분이다. 각 파장에서의 기저성분은 맥동신호 진폭에 대한 정규화에 이용된다[5]. 두 파장에서의 이들 맥동신호 진폭의 비율은 동맥의 산소 포화도에 대한 함수로 나타나는데 다음과 같다.

사용된 두 광원에 대한 각 파장을 각각 λ_1, λ_2 라 하면, 각 파장에 대한 흡수도는 식 (3)으로부터 다음과 같이 확장된다.

$$A_{\lambda_1} = \epsilon_{o1}C_o l_o + \epsilon_{r1}C_r l_r + \epsilon_{x1}C_x l_1 + A_{y1} \quad (4)$$

$$A_{\lambda_2} = \epsilon_{o2}C_o l_o + \epsilon_{r2}C_r l_r + \epsilon_{x2}C_x l_2 + A_{y2} \quad (5)$$

여기서 첨자는 다음과 같다.

o : 산소헤모글로빈의 흡수인자

r : 순수헤모글로빈의 흡수인자

x : 동맥 바깥쪽에서의 흡수인자

A_y : 빛의 산란, 센서 특성 등에 따른 외부 흡수 요인

측정된 신호는 시간의 변화에 따른 신호이므로 식 (4), (5)에 각각 미분을 취하면, 정맥혈, 피부, 뼈 등에서의 흡수는 상쇄된다. 또한 측정 장비로는 투과형 프로브가 사용되고, 측정부위가 손가락이라고 가정하자. 그리고 시간의 변화에 따른 손가락에서의 세포 조직의 소멸과 생성, 땀의 분출 등의 요소에 대한 변화가 두 파장 모두 동시에 적용된다고 가정하면 두 광이 투과하는 거리는 모두 같다고 볼 수 있다.

$$l_o = l_r = l_1 = l_2 \quad (6)$$

따라서 식 (4), (5)는

$$\frac{dA_{\lambda_1}}{dt} = \epsilon_{o1}C_o l_o + \epsilon_{r1}C_r l_r = (\epsilon_{o1}C_o + \epsilon_{r1}C_r)l_1 \quad (7)$$

$$\frac{dA_{\lambda 2}}{dt} = \epsilon_{o2} C_o l_o + \epsilon_{r2} C_r l_r = (\epsilon_{o2} C_o + \epsilon_{r2} C_r) l_2 \quad (8)$$

과 같이 정리되고

$$R = \frac{dA_{\lambda 1}/dt}{dA_{\lambda 2}/dt} = \frac{\epsilon_{o1} C_o + \epsilon_{r1} C_r}{\epsilon_{o2} C_o + \epsilon_{r2} C_r} = \frac{AC_{\lambda 1}/DC_{\lambda 1}}{AC_{\lambda 2}/DC_{\lambda 2}} \quad (9)$$

$$S = \frac{C_o}{C_o + C_r} = \frac{\epsilon_{r1} - \epsilon_{r2} R}{(\epsilon_{r1} - \epsilon_{o1}) - (\epsilon_{r2} - \epsilon_{o2}) R} \quad (10)$$

과 같은 식을 얻게 된다[6]. 여기서 AC는 맥동 성분, DC는 기저성분에 의한 흡수를 나타낸다. 그림 2에 나타나는 기저성분은 두 신호에서 같은 비율로 영향을 미치게 되므로 산소 포화도 계산과정에서는 무시될 수 있다. 따라서 산소 포화도 계산에 있어서 맥동성분의 흡수율에 대한 선형성 여부와 동잡음에 대한 영향을 최소화 하는 것이 측정결과 신뢰도를 높이는 결과가 된다.

3. 새로 제안된 구조

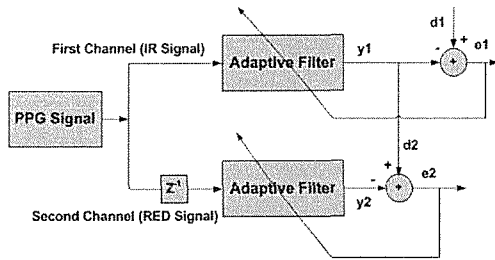


그림 3 제안된 알고리즘 구조

그림 3은 잡음의 영향을 줄이기 위한 제안된 구조이다. 이 알고리즘은 혈중 산소 포화도 측정 시 수광부에 받아들여지는 두 파장의 신호가 상대적인 비율을 가진다는 점에 착안해 두 파장간의 변화율의 차이가 상대적인 잡음 성분이라고 판단하고, 두 신호의 변화율을 감시해 예상된 잡음성분이 발생될 때 그 성분을 억제하도록 하였다.

3.1 전처리

먼저 제안된 구조의 성능을 향상시키기 위한 전처리 과정을 거치게 된다. 기본적으로 광센서의 수광부에서는 두 개 파장의 신호가 구분 없이 함께 얻어지므로 두 신호의 분리가 필요하다. 본 논문에서는 미분을 이용한 최대값 검출 알고리즘을 이용하여 신호를 분리하고, 분리한 이후에 신호 검출과정에서 생기는 기본적인 잡음을 제거하기 위하여 저역 통과 필터(LPF, 15차, FIR필터, 차단주파수 30Hz) 와 이동 평균 필터(MAF, 100 Point)를 사

용하였다. 그림 4에 수광부에서 획득한 원신호와 분리된 신호를 각각 나타내었다.

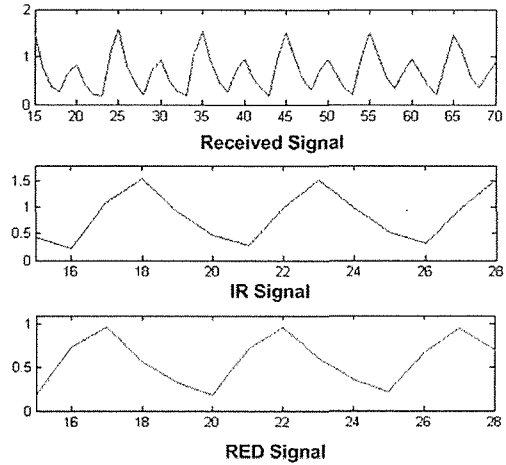


그림 4 획득한 신호

이렇게 얻어진 신호에는 피검사자의 호흡이나 다른 요인에 의한 미세한 움직임이 기저선의 변화로 나타난다. 동맥혈의 흡수에 의한 성분 이외에도 기저선의 값 또한 중요한 의미를 가지므로 기저선 변화를 식 (11)-(14)에 의해 보상하였다.

$$\mu(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=n-\frac{(N-1)}{2}}^{k=n+\frac{(N-1)}{2}} x(k) \quad (11)$$

$$x^*(n) = x(n) - \mu(n) \quad (12)$$

$x(n)$: 기저선 변동이 포함된 초기신호

N : 임의의 주기 동안 샘플의 수

$\mu(n)$: 임의의 주기 동안 평균한 신호

$x^*(n)$: 기저선이 제거된 신호

기저선 변동이 포함된 초기 신호를 $x(n)$ 이라 하고 임의의 주기 동안 샘플의 수를 N 이라 하면 식 (11)과 같이 임의의 주기 동안 평균한 신호는 $\mu(n)$ 이 된다. 이 신호를 초기 입력신호 $x(n)$ 에서 소거하면 식 (12)와 같이 기저선이 제거된 신호를 얻게 된다[7]. 그림 5는 기저선이 제거된 신호이다.

이 신호는 기저선은 제거되어 AC 성분만이 남은 신호이다. 본 논문에서는 산소 포화도 측정 시 R값을 얻기 위한 알고리즘을 맥동성분의 진폭 비를 구하는 방법에 비하여 잡음의 영향에 덜 민감한 면적 비를 이용한 방법을 사용하였고[7] 산소 포화도 측정의 기본단위는 맥동성분의 한 주기로

하였다. 면적 비를 이용한 산소 포화도 측정 시 AC 성분만 남은 신호로는 그 측정이 불가능하므로 최종적인 기저선 변동의 보상이 필요하게 된다. 따라서 AC 성분만 남은 신호에서 주기를 추출하여 각 주기별로 AC의 맥동신호에서 DC의 맥동신호로 변화시키는 것으로 기저선 변동을 보상에 주었다.

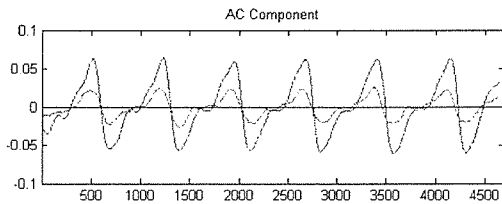


그림 5 기저선이 제거된 신호.

3.2 적응 동잡음 제거 필터

기본적으로 산소 포화도 측정은 두 파장에 의한 광의 비율에 의해 결정된다. 잡음이 첨가된 두 파장의 광은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$I_{rd} = S_{rd} + N_{rd} \quad (13)$$

$$I_{ir} = S_{ir} + N_{ir} \quad (14)$$

S는 잡음이 없는 이상적인 원신호이며, N 성분은 첨가된 잡음 성분이다. 첨자 rd는 Red LED, ir은 Infra-Red LED를 통해 얻어지는 신호를 말한다. 만약 수신된 두 파장의 신호가 잡음이 없는 이상적인 상태이고 피 측정자의 건강에 아무런 이상이 없는 상태에서 측정된 것이라면 식 (9)에 의한 비율 R은 일정한 값을 유지해 나갈 것이다.

본 논문에서는 실제 임상에서 벌어지는 이러한 비율의 변화를 동 잡음에 의한 변화로 보고 이를 억제하기 위한 방법으로 Adaptive Noise Canceller (ANC)를 제안한다. 제안된 알고리즘에 적용하기 위해서는 산소포화도 측정단위와 동일한 주기가 필요하다. 본 논문에서는 측정주기를 맥동성분의 한 주기로 사용하였으므로, 맥동성분의 주기를 추출하였다. 주기가 추출되면 두 신호의 변화율을 비교하기 위한 스케일링이 필요하다. 스케일링 처리가 끝나면 그림 3의 ANC를 이용하여 필터링을 시작한다. 제안된 구조에 사용된 필터는 적응 FIR 필터를 사용하였고 적응 필터의 계수를 갱신하는 적응 알고리즘은 통계적 미분 알고리즘의 대표적인 형태인 LMS(Least Mean Square) 알고리즘을 사용하였다. 이 알고리즘은 비교적 적은 연산량으로 안정성 확보가 용이하다는 장점을 가지고 있다 [8]. 그림 6은 제안된 알고리즘의 적용 전과 적용 후의 신호파형이다. 비율의 변화율을 좀더 정확히 파악할 수 있도록 기저성분을 제외하고 맥동 성분

만을 같은 기준레벨로 나타내었다. 잡음이 섞인 신호는 Reference Signal 과의 변화율 비교를 통해 자신의 급격한 변화가 억제되게 되고 결과적으로 동잡음에 강한 산소포화도 측정 결과를 얻을 수 있게 된다.

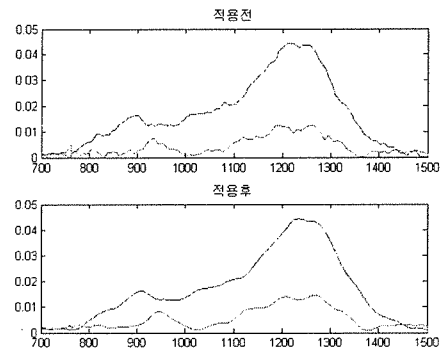


그림 6 제안된 알고리즘의 적용 전후의 신호파형.

3.3 하드웨어 구현

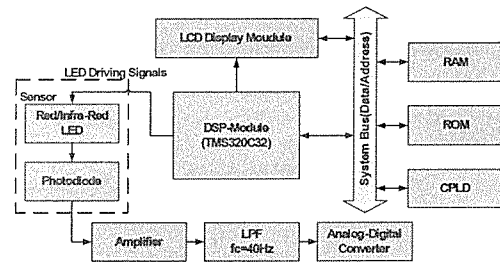


그림 7 구현한 하드웨어 시스템의 블록 다이어그램.

본 논문이 제안한 알고리즘을 실시간 시스템에 구현하기 위한 하드웨어 시스템을 설계하였다. 그림 7은 구현한 하드웨어 시스템의 블록 다이어그램이다. 구현한 하드웨어는 크게 센서입력부, 디지털 변환부, 신호처리부, LCD 디스플레이부로 구분된다.

4. 실험 및 결과

본 논문에서 제안한 알고리즘을 검증하기 위한 데이터 획득은 660nm와 890nm의 두 파장대의 광원을 가진 센서를 사용하였다. 제안된 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 Area 알고리즘을 적용하여 측정된 산소 포화도 90~100% 사이의 임의의 데이터가 사용되었고, 표준편차의 관찰기간 수는 각 데이터의 맥동성분의 5주기로 하였다. 또한 본 논

문이 의도한대로 ANC 통과 후의 두 파장 신호 사이의 급격한 변화가 감소했는지 확인하기 위하여 주기별로 IR 신호와 RED 신호의 상관계수를 구하였다.

한 다른 정보가 동잡음 제거와 증첩되어 손실될 수도 있으므로 앞으로 이 부분에 대한 더 많은 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

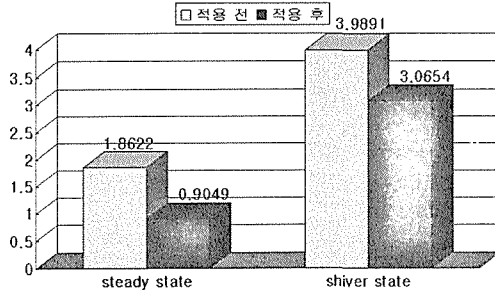


그림 8 알고리즘 적용 전후의 표준편차 비교

그림 8과 표 1은 제안된 신호처리 알고리즘 적용 후의 결과이다. 적용 전에 비하여 표준편차는 감소하고 두 신호간의 상관계수는 증가함을 알 수 있다. 따라서 제안된 신호처리 이후에 산소 포화도의 측정 오차가 감소됨을 알 수 있었다.

표 1 Shiver 잡음 환경의 적용 전후 주기별 상관계수 비교

R ₆₆₀ /R ₈₅₀	-1 ≤ r ≤ 1	
	적용전	적용후
1주기	0.8867	0.9879
2주기	0.9756	0.9882
3주기	0.9440	0.9846
4주기	0.9598	0.9670
5주기	0.7553	0.8047

5. 결론

펄스 옥시미터로 산소 포화도를 측정하는 일은 환자의 움직임에 의한 잡음 신호의 영향을 많이 받는다. 이러한 동잡음 신호는 펄스 옥시미터의 신호와 증첩된 주파수 영역에 존재하기 때문에 잡음을 제거하기가 어려워 펄스 옥시미터를 이용한 산소 포화도 측정의 정확성과 신뢰성을 감소시킨다. 이에 본 논문에서는 산소 포화도 측정의 신뢰성을 높이기 위해 동 잡음에 강한 펄스 옥시미터를 설계하기 위한 Adaptive Noise Canceller를 이용한 PPG 신호의 신호 처리 기법을 제안하고 결과를 제시하였다. 그 결과 산소 포화도 측정값 오류의 실질적인 원인이라고 할 수 있는 두 파장의 신호 사이의 급격한 비율의 변화가 줄어들게 할 수 있었다. 그러나 근본적인 동 잡음 신호의 제거가 힘들고 맥동성분에서 얻어지는 환자의 진단에 필요

- [1] 안창범, 우응제, 윤영로, 이경중, “생체신호처리 연구의 현황과 전망”, *J. Biomed. Eng. Re-s.* vol. 20, no. 2, 119-138, 1999
- [2] Josephan M. Schmitt, “Simple Photon Diffusion Analysis of the Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry”, *IEEE Transaction on Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 12, pp. 1194-1203, 1991
- [3] Ross Flewelling, *Noninvasive Optical Monitoring*, CRC Press, Inc., pp. 1346-1352, 1995
- [4] R. C. Baker and B. Charlie, “Nonlinear unstable systems,” *International Journal of Control*, vol. 23, no. 4, pp. 123, 1989.
- [5] Y. Mendelson and B.D. Ochs, “Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance PPG”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. BME-35, no. 10, pp.798-805, 1988
- [6] 김경하, 유선국, 김병수, 김남현, “독립요소분석을 통한 Photoplethysmography에서의 동잡음 제거”, *대한전기학회지*, vol. 52, no. 10, pp. 598-605, 2003
- [7] 김수진, 황돈연, 전계진, 이종연, 정성규, 윤길원, “산소포화도 측정을 위한 신호처리 방법 및 계산 알고리즘”, *한국광학회지*, vol. 11, no. 6, pp. 452-456, 2000
- [8] K. W. Chan and Y. T. Zhang, “Adaptive Reduction of Motion Artifact from Photoplethysmographic Recordings using a Variable Step-Size LMS Filter”, *IEEE, Biomed. ENG.* vol. 17, no. 3, pp. 1343-1346, 2002