

필터뱅크를 이용한 펄스 옥시메터의 동잡음 제거

이주원, 이종희, 정원근, 김주명*, 이진기
경상대학교, *광양대학

A Study to Eliminate the Motion Artifacts of Pulse Oximeter using Filter Banks

J.W. Lee, J.H. Lee, W.G. Jung, J.M. Kim*, G.K. Lee
Gyeongsang University, *Kwangyang College

Abstract

In this paper, we propose new method of signal processing for the Pulse Oximeter for resistant motion artifact. When measure Oxygen saturation, today Pulse Oximeter is low reality because of patient moving, and it is difficult to filtering because of overlap Oxygen saturation and motion artifact. For we measure high reality Oxygen saturation, we reduces motion artivact. In this paper, we propose and simulate method of signal processing for the Pulse Oximeter for resistant motion artifact.

1. 서론

저산소증, 신생아 모니터링, 응급의학 등의 임상분야에서 환자에게 불편함이나 불안감을 주지않고, 비관혈적으로 동맥혈의 산소 포화도를 측정하는 계측기인 펄스 옥시미터(pulse oximeter)[1]는 적색광(660nm)과 적외선광(940nm)의 두 특정 파장의 빛을 손가락이나 귀볼에 쬐여, 혈액내의 총 헤모그로빈 농도에 대해 산소를 포함하고 있는 헤모그로빈 농도의 비율을 간접적으로 측정하여 의학적 파라미터로 많이 사용된다. 그러나 동잡음, 형광등 불빛, 피부 색소, 흡연, 빈혈, 저체온 등의 인자들에 의하여 측정값의 신뢰도가 떨어지는 단점이 있다. 그 중에서도 동잡음은 펄스 옥시미터의 신뢰성을 떨어뜨리는 결정적 요인이다[2]. 동잡음은 환자의 호흡잡음과

움직임에 의한 잡음으로, 특히 움직임에 의한 잡음은 주파수영역에서 펄스 옥시메터의 신호와 중첩되어 나타나는 특성이 있어 잡음제거가 어렵다[3][4]. 이에 본 논문에서는 환자의 움직임으로 인한 잡음에 강한 펄스 옥시메터 설계를 위하여 필터뱅크 알고리즘을 이용한 신호처리 기법과 그 실험 결과를 제시하고자 한다.

2. 펄스 옥시메터 측정원리

혈중 산소 포화도는 전체 헤모그로빈과 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈 양의 비로 나타낼 수 있으며, 다음의 식(1)과 같다. 혈중 산소 포화도 측정 원리는 Beer-Lambert 법칙에 의해 얻어진 식(2)를 이용하여 서로 다른 파장의 빛을 손가락이나 귀볼을 투과시켜 얻어지는 흡수도를 측정하여 각 파장의 흡수도의 비를 계산함으로써 간접적으로 산소포화도를 측정 할 수 있다[5]. 여기서 광원은 헤모글로빈(Hb)과 산소 헤모글로빈(HbO₂) 사이에 빛 흡수도의 차이가 큰 적색광과 적색광과는 반대의 특성을 갖는 적외선광을 이용한다.

$$\%S_aO_2 = [HbO_2] / ([Hb] + [HbO_2]) \times 100\% \quad (1)$$

$$I_n = I_0 e^{-\alpha d} \quad (2)$$

$$R = \frac{\ln[V_{\max}R(n)/V_{\min}R(n)]}{\ln[V_{\max}IR(n)/V_{\min}IR(n)]} \quad (3)$$

식(1, 2, 3)에서, I_n 는 투과광의 강도, I_0 는 입사광의 강도, a 는 흡광계수, d 는 매질의 두께이다. 식(2)를 단순화시키면 식(3)으로 표현된다. 여기서 $V_{maxR}(n)$ 과 $V_{minR}(n)$ 는 적색광에 반응하여 측정된 n 번째 펄스의 최대 및 최소값이며, $V_{maxIR}(n)$ 과 $V_{minIR}(n)$ 는 적외선 광에 반응하여 측정된 n 번째 펄스의 최대 및 최소값이다.

3. 제안된 신호처리 알고리즘

본 연구에서는 환자의 움직임에 의한 동잡음에 강한 펄스 육시메터를 설계하기 위해 그림 1의 구조와 신호처리 기법을 제안하였다. 이 구조는 동잡음에 영향이 가장 최소인 주파수 대역을 찾는 것이다.

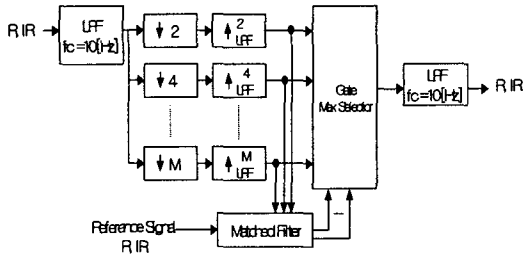


그림 1. 제안된 신호처리 구조

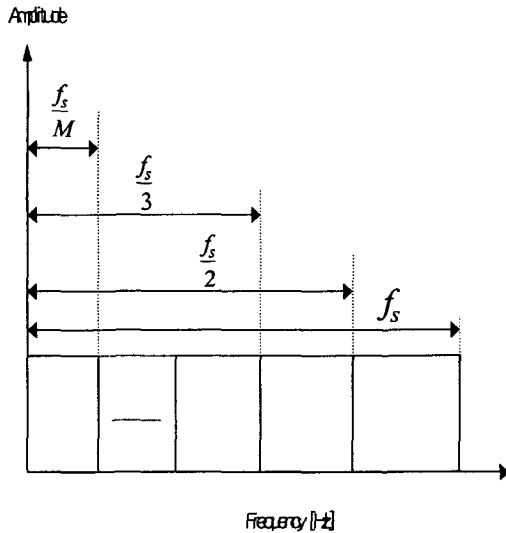


그림 2. 필터뱅크 채널에 따른 주파수 대역

그림 1의 구조에 따른 신호처리 단계는 다음의 식으로 이루어진다. 그리고 그림 2와 같이 주파수 특성으로 정상적인 R, IR신호를 추출하여 커널(참조신호)로 사용하며, 각 बैं크에 출력된 신호(식6, 7)를 저역통과필터(Low Pass Filter), $h[k]$ 에 의해 인터폴레이션 처리(식8, 9)하여 신호를 복원한다.

$$y_R^1[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k]x_R[n-k] \quad (4)$$

$$y_{IR}^1[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k]x_{IR}[n-k] \quad (5)$$

$$y_{M,R}^2[n] = y^1[Mn] = \begin{cases} y^1 & n=0, \pm M, \pm 2M, \dots \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

$$y_{M,IR}^2[n] = y^1[Mn] = \begin{cases} y^1 & n=0, \pm M, \pm 2M, \dots \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

$$y_{M,R}^3[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k]y_{M,R}^2[k-n] \quad (8)$$

$$y_{M,IR}^3[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k]y_{M,IR}^2[k-n] \quad (9)$$

여기서 M 은 채널 번호이다. 식(8, 9)로부터 인터폴레이션 처리 후, 각 채널의 출력은 참조신호를 필터계수로 설정된 매치더(Matched Filter)필터를 통하여 상관치를 연산(식10, 11)한다. 즉, 각 필터 출력과 참조신호와의 상관관계가 가장 큰 신호의 채널, Q 를 추출(식11, 12)한다.

$$r_{M,R,Ref}[n] = \sum_{k=0}^{N-1} S_{R,ref}[N-k-1]y_{M,R}^3[n-k] \quad (10)$$

$$r_{M,IR,Ref}[n] = \sum_{k=0}^{N-1} S_{IR,ref}[N-k-1]y_{M,IR}^3[n-k] \quad (11)$$

$$Q_R = \text{Index}(\text{Max}(r_{M,R,Ref}(n))) \quad (11)$$

$$Q_{IR} = \text{Index}(\text{Max}(r_{M,IR,Ref}(n))) \quad (12)$$

식(10, 11)에서 $S_{R,Ref}$, $S_{IR,Ref}$ 는 참조신호이고 참조

필터뱅크를 이용한 펄스 옥시메터의 동잡음 제거

신호와 필터뱅크의 출력을 매치더필터를 통하여 상관관계 값이 최대인 인덱스를 추출한다. 그리고 Index Q에 의해 선택된 출력은 게이트를 통하여 저역통과필터에 입력되며, 최종단의 저역통과필터(식14, 15)를 거쳐 동잡음이 제거된 출력을 얻는다

$$M = Q \quad (13)$$

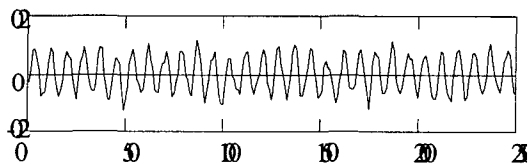
$$y_R = \sum_{k=0}^{K-1} h[k] y_{M,R}^3[n-k] \quad (14)$$

$$y_{IR} = \sum_{k=0}^{K-1} h[k] y_{M,IR}^3[n-k] \quad (15)$$

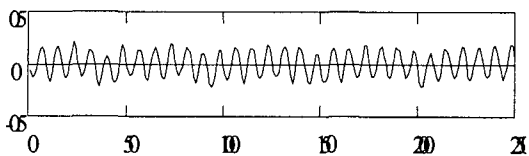
4. 실험 및 결과

본 연구에서는 제안된 그림 1의 구조로 실험하였다. 실험한 펄스옥시메터의 신호는 바이오텍사(BioTec Co, USA)의 시뮬레이터로 얻었다. 시뮬레이터의 출력신호는 샘플링 주파수 $f_s=100[\text{Hz}]$ 로 획득하였고, 획득된 신호는 그림 3에 나타내었다.

획득된 입력신호 R과 IR 신호를 LPF(15차, FIR필터, 차단주파수 $f_c=10[\text{Hz}]$)를 통과시킨 후, $n \times M$ ($n=5$ 로 설정)뱅크로 다운-샘플링(down sampling)과 업-샘플링(up sampling)하여 LPF($f_c=10\text{Hz}$)로 인터폴레이션 처리를 하였다. 설계된 LPF의 주파수응답은 그림 4과 같다.



(a) 적색광 신호



(b) 적외선광 신호

그림 3. 입력 신호

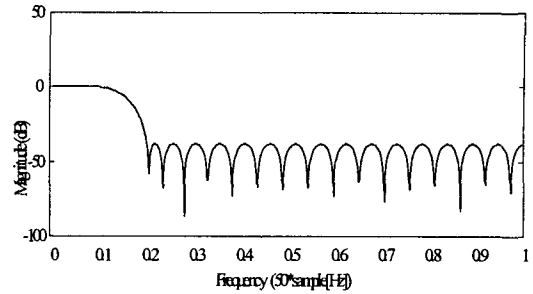


그림 4. 저역통과필터(LPF)의 주파수 응답

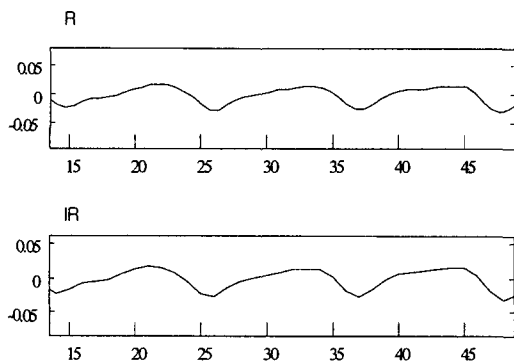


그림 5. 참조신호

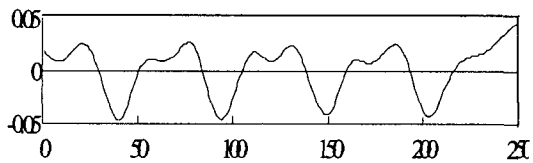


그림 6. 제안된 구조의 최종 출력

각 채널의 출력에서 매치더필터(Matched filter)를 이용하여 상관치가 가장 큰 신호를 후단에 있는 저역통과필터($f_c=10[\text{Hz}]$)를 거쳐 최종 신호를 출력하였다. 여기서 매치더 필터의 계수는 동잡음이 없는 정상적인 신호, 즉 참조신호(그림 5)를 사용하였다. 그리고 제안된 구조의 출력은 그림 6에 나타내었다.

5. 결론

본 연구에서는 펄스 옥시메터로 산소포화도 측정에 있어 환자가 움직일 때 그 움직임에 의한 신호로 펄스 옥시메터의 신뢰성을 떨어 뜨리며, 그 잡음신호가 펄스 옥

시메터 신호와 중첩된 주파수 영역에 존재하기 때문에 잡음을 필터링하기가 어렵다. 따라서 신뢰도가 높은 산소포화도 측정을 위하여 동잡음에 강한 펄스옥시메터를 설계하기 위하여 필터뱅크를 이용한 펄스 옥시메터의 신호처리 기법을 제안하고 결과를 제시하였다. 그 결과 동 잡음에는 강한 특성을 나타내어 보다 안정적인 산소포화도 측정이 가능할 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] J. G. Webster. 1997. *Design of Pulse Oximeters*. Institute of Physics Publishing. 9 : 124-158.
- [2] Shapiro BA, Peruzzi WT, Templin R.,1994, *Clinical application of blood gases*.5th ed, St.Louis:Mosby:pp 64
- [3] M. R. Neuman and N. Wang. Motion artifact in pulse oximetry. in Proc. IEEE Conf. Medicine and Biology, vol. 12, 1990. pp. 2007-2008
- [4] T. L. Rusch, R. Sankar, J. E. Schharf. 1996. Signal Processing Methods for Pulse Oximetry. *Comput. Biol. Med.* 26(2). 143-159.
- [5] T. Ukawa, K. Ito, T. Nakayama, 1994. Pulse Oximeter. *U. S. Patent* 5 : 355, 882.