

## 펄스 옥시메터의 동잡음 제거 필터 설계

이주원\* · 이종희\* · 강익태\*\* · 김경하\*\*\* · 김남현\*\*\* · 이건기\*

경상대학교 전자공학과\*, 연암공업대학 컴퓨터 정보기술과\*\*, 연세대학교 의과대학 의공학교실\*\*\*

(2001년 7월 20일 접수, 2001년 10월 16일 채택)

## Filter Design to Eliminate Motion Artifact of Pulse Oximetry

J.W. Lee\*, J.H. Lee\*, I.T. Kang\*\*, G.H. Kim\*\*\*, N.H. Kim\*\*\*, G.K. Lee\*

\*Dept. of Electronics Engineering, Gyeongsang University,

\*\*Dept. of Computer & Information Technology, Yonam College of Engineering,

\*\*\*Dept. of Medical Eng, College of Medicine, Yonsei University

(Received July 20, 2001. Accepted October 16, 2001)

**요약** : 동맥혈액의 총 혈색소 농도와 산화 혈색소 농도의 비율로 정의되는 산소포화도를 비관혈적으로 측정하는 펄스 옥시메터는 주위환경 요인과 피측정자의 호흡 및 움직임에 의한 영향을 받는다. 특히 환자가 움직였을 때 동잡음 신호는 주파수영역에서 정상적인 수신광 신호와 중첩 또는 인접하게 나타나 잡음제거가 어렵다. 이러한 문제점을 개선하기 위해 본 논문에서는 필터뱅크와 정합필터를 이용하여 동잡음을 제거하기 위한 방법을 제안한다. 그리고 제안된 방법으로 실험한 결과, ratio의 평균 변화율이 이동평균필터(11.2%)와 적응필터(39.7%)를 이용하였을 때 보다 변화폭이 4.1%로 나타나 환자의 움직임에서도 보다 안정적인 산소포화도를 측정이 가능할 것으로 사료된다.

**Abstract** : Oxygen saturation of blood is defined as ratio of total hemoglobins density to oxyhemoglobins density. And the accuracy of pulse oximeter that measures the oxygen saturation of blood by a noninvasive method is influenced by a measuring environment, breathing and motion of patient. Especially when patient moved his arms and fingers, it is difficult to eliminate motion artifact because the motion artifact signal has features that are overlap or closed at normal signal in frequency domain. We propose the filtering method that construct the filter banks and a matched filter to improve the problem. When experimented by the proposed method, the ratio regulation of the proposed methods has 4.1% below than an adaptive filter (39.7%) and a moving average filter (11.2%). So, the proposed method will be able to get a stable ratio of SpO<sub>2</sub>.

**Key words** : pulse oximeter, filter bank

### 서 론

동맥혈액의 총 혈색소(hemoglobin) 농도와 산화 혈색소(oxyhemoglobin) 농도의 비율로 정의되는 산소포화도(oxygen saturation)는 심장 출력과 폐 기능 평가, 기관특이관류(organ specific perfusion)에 관한 정보, 심혈관 상태, 저산소증 진단

등을 위한 정보를 이용하는 여러 의료분야등 그 외 스포츠 영역까지 응용분야가 넓어지고 있는 추세이다[1-3]. 이러한 산소포화도를 비관혈적인(non-invasive) 방법으로 측정하는 펄스 옥시메터(pulse oximeter)는 적색광(660nm)과 적외선광(940nm)인 두 특정 파장의 빛을 손가락 끝이나 귓볼에 투과하여 얻은 서로 다른 두 파장의 흡수도로부터 산소포화도를 측정할 수 있다. 그러나 동잡음(motion artifact), 형광등 불빛, 피부 색소, 흡연, 빈혈, 저 체온 등의 인자들에 의하여 측정값의 신뢰도가 저하되는 단점이 있다. 그 중에서도 동잡음은 펄스 옥시메터의 신뢰성을 떨어뜨리는 결정적인 요인이다[4]. 동잡음은 환자의 호흡잡음과 움직임에 의한 잡음으로, 특히 움직임에 의한 잡음은 주파수 영역에서 펄스 옥시메터의 신호와 주파수 스펙트럼이 중첩되어 나타남으로 잡음제거가 어렵다

#### <속보논문>

\* 보건복지부 선도기술의료공학기술개발사업(과제번호 HMP-98-G-1-006)의 지원을 받아서 수행되었음.

통신저자: 이건기 (660-701) 경남 진주시 가좌동

경상대학교 공학연구원 (자동화컴퓨터 연구센터)

Tel. 055) 751-5353, Fax. 055) 759-7814

E-mail : gklee@nongae.gsnu.ac.kr

[5][6]. 따라서 본 논문에서는 환자의 움직임으로 인한 잡음에 강한 펄스 옥시미터를 설계하기 위하여 필터뱅크(filter bank)와 정합필터(matched filter)를 이용한 신호처리 기법과 그 실험 결과를 제시하고자 한다.

### 산소포화도 및 동잡음

혈중 산소포화도는 전체 헤모글로빈과 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈 양의 비로 나타낼 수 있으며, 다음의 식(1)과 같다. 비관혈식 혈중 산소포화도의 측정 원리는 Beer-Lambert 법칙에 의해 얻어진 식(2)을 이용하여 서로 다른 파장의 빛을 손가락이나 귓볼에 투과시켜 얻어지는 흡수도를 측정하여 각 파장에 대한 흡수도의 비를 계산함으로써 간접적으로 산소포화도를 측정할 수 있다[7][8]. 여기서 광원은 산화 혈색소와 탈산화 혈색소 사이에 빛 흡수도 차이가 큰 적색광과 파란색의 특성을 갖는 적외선광을 이용하였다.

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

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

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

식 (1),(2),(3)에서,  $I_n$ 은 투과광의 강도,  $I_0$ 는 입사광의 강도,  $\alpha$ 는 각 파장에 대한 매질의 흡광계수,  $d$ 는 광원의 투과거리이다. 식(2)의 Beer-Lambert 법칙을 이용하여 적색광 신호와 적외선광 신호의 비를 구하면 식(3)으로 표현된다. 여기서  $V_{max}R(n)$ 과  $V_{min}R(n)$ 는 적색광에 반응하여 측정된  $n$ 번째 펄스의 최대 및 최소 값이며,  $V_{max}IR(n)$ 과  $V_{min}IR(n)$ 는 적외선 광에 반응하여 측정된  $n$ 번째 펄스의 최대 및 최소값이다. 따라서 식(3)을 이용하여 환자의 혈중 산소포화도를 측정할 수 있다.

동맥혈액의 산소포화도를 비관혈식으로 측정하는 펄스 옥시미터는 측정시에 많은 잡음으로부터의 영향으로 측정값의 정확성이 저하될 뿐만 아니라 사용상의 오동작이 유발 될 수도 있

어 계측기에 대한 신뢰감을 떨어뜨린다. 이러한 주요 잡음 인자로는 주위 환경 및 환자 상태에 의한 잡음, 호흡에 의한 잡음, 움직임에 의한 잡음 등이 있다. 그림 1은 동잡음이 발생했을 때 수신광 신호를 나타내었다.

이러한 요인의 잡음 중 움직임에 의한 잡음은 펄스 옥시미터로 계측할 때 피부에 상대적인 센서의 움직임이나 외압으로 인한 피부의 변형(일반적으로 프로브에 의한 압력)으로 빛의 반사와 흡수에 변화를 줄뿐만 아니라 투과거리에 변화가 생긴다[9]. 그림 2는 환자의 움직임 즉, 손가락, 손목, 팔, 어깨 등의 수직, 수평 움직임에 의한 영향을 분석한 결과이다[10].

그림 2에서 손가락 프로브를 사용할 경우, 수직으로의 움직임이 수평으로의 움직임보다 큰 진폭의 변화가 나타났으며, 어깨의 수직 움직임에 의하여 가장 크게 진폭의 변화가 나타났다. 그리고 팔 관절의 수평 움직임에 의하여 가장 적은 진폭의 변화가 나타난다는 것이다[10]. 이러한 잡음은 예측 할 수 없을 뿐만 아니라 돌발적인 경우도 있어 비관혈식 혈중 산소포화도 측정 시 정확한 측정을 하기가 어렵고, 많은 측정오차를 발생시킨다. 특히 주파수스펙트럼 영역에서 동잡음의 주파수는 펄스 옥시미터 신호의 주파수대역과 중첩되어 있거나 아니면 가장 인접하게 발생되어 잡음을 제거하기 위한 필터 설계가

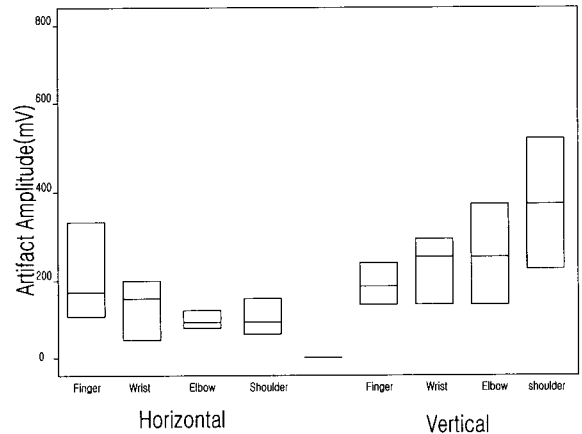


그림 2. 동잡음의 진폭특성  
Fig. 2. Properties of amplitude for the motion artifact

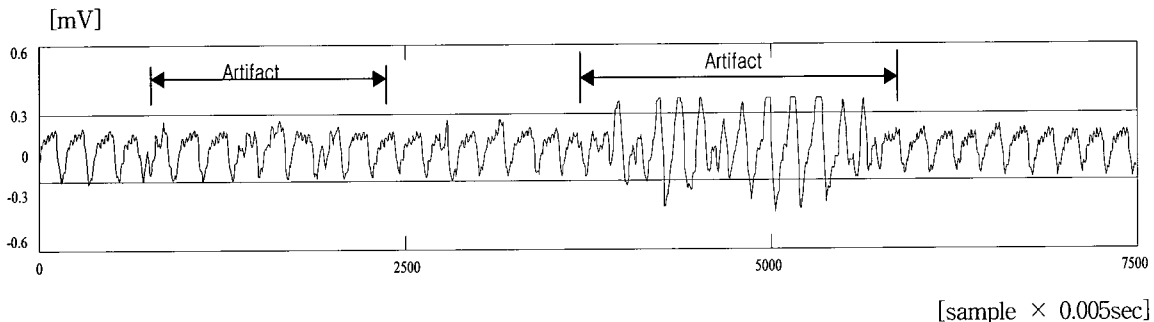


그림 1. 펄스옥시미터의 수신광에 포함된 Artifact 잡음  
Fig. 1. The motion artifact of pulse oximeter on received optical

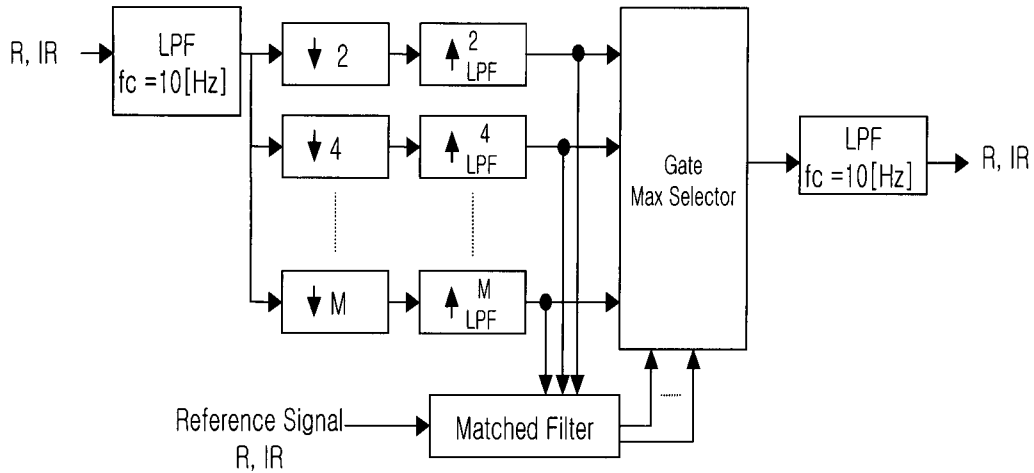


그림 3. 제안된 신호처리 구조  
Fig. 3. The structure of the proposed signal processing

어렵다. 따라서 환자의 움직임에 의해 발생하는 동잡음을 제거하기 위해 대한 새로운 알고리즘이 필요하다.

**필터뱅크를 이용한 동잡음 제거**

본 연구에서는 동잡음에 강한 펄스 옥시메터를 설계하기 위해 필터뱅크와 정합필터를 이용한 구조(그림3)와 신호처리 방법을 제안하였다. 이 구조는 동잡음의 영향이 가장 최소인 주파수 대역을 찾아내는 것이다.

그림 3에서 R은 적색광으로부터 얻은 신호이고, IR은 적외선 광으로부터 얻은 신호이다. 그리고 M은 샘플링 주파수를 조정하기 위한 파라미터이다. 제안된 구조의 최종 단계는 각 बैं크의 출력 신호와 참조신호의 상관관계가 최대인 주파수 대역을 선택하는 Max 선택기로 구성되어 있다. 제안된 구조의 주파수 대역 특성을 도시하면 그림 4와 같다.

제안된 그림 3의 구조에 따른 신호처리 단계는 다음의 식으

로 이루어진다. 먼저 식(4), (5)에서는 산소포화도 측정에 있어 입력신호  $R(x_R)$ ,  $IR(x_{IR})$ 에 포함되어 있는 불필요한 고주파 잡음을 저역통과 필터  $h[k]$ 로 제거한다.

$$y_R^1[n] = \sum_{k=0}^{n-1} h[k]x_R[n-k] \tag{4}$$

$$y_{IR}^1[n] = \sum_{k=0}^{n-1} h[k]x_{IR}[n-k] \tag{5}$$

그리고 고주파 잡음을 제거한 정상적인(환자의 움직임이 최소인 상태)  $y_R^1$ ,  $y_{IR}^1$  신호를 임의의 주기동안 추출하여 참조신호(reference signal)로 설정하여 정합필터의 커널로 사용한다. 그리고 그림 4와 같이 여러 주파수 대역 특성을 갖는 down-sampler(식(6), (7))를 통하여 주파수 대역별로 신호를 나눈다. 이러한 과정은 정상적인 신호와 유사한  $y_{M,R}^2$ 과  $y_{M,IR}^2$

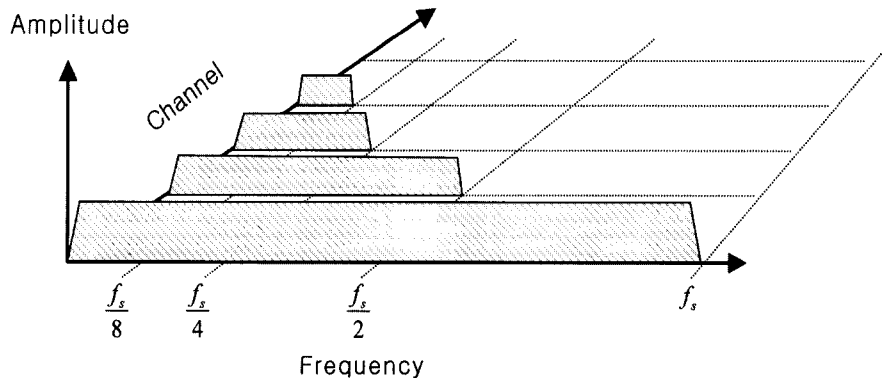


그림 4. Multirate에 따른 주파수 대역  
Fig. 4. Frequency band of the proposed signal processing

신호를 얻기 위해 구성된 필터이다.

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

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

down-sampler들의 출력 신호를 저역통과 필터  $h[k]$ 에 의해 인터폴레이션(interpolation) 처리(식(8)(9))하여 신호를 근사화(approximation)한다.

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

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

여기서  $M$ 은 필터뱅크의 번호이다. 식(8), (9)로부터 인터폴레이션을 처리 한 후, 각 채널의 출력은 참조신호를 필터계수로 설정된 정합 필터를 통하여 상관치를 연산(식(10), (11))하여, 각 필터 출력과 참조신호와의 상관관계가 가장 큰 신호의 채널,  $Q$ 를 추출(식(11), (12))한다.

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

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

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

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

식(10), (11)에서  $S_{R,Ref}$ ,  $S_{IR,Ref}$ 는 참조신호이고 Index  $Q$ 에 의해 선택된 출력은 게이트를 통하여 저역통과 필터에 입력된다.

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

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

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

그리고 최종 단의 저역통과 필터(식(14), (15))를 거쳐 동잡음이 제거된 출력을 얻게 하였다.

### 실험 및 결과

본 연구에서는 제안된 신호처리방법의 성능을 평가하기 위해서 펄스 옥시미터 신호처리 용도로 아날로그 신호처리부를 설계하여 제작하였다. 제작된 아날로그 신호처리부의 구조와 구현된 보드(board)는 그림 5, 6에 나타내었다. 구현된 아날로그 신호처리 보드는 89C2051 마이크로프로세서를 사용하여 LED 드라이버를 1KHz의 주파수로 적색 광과 적외선 광을 번갈아 투과시키고 적색 광원으로 이용한 LED는 660nm 파장을, 적외선광원으로 이용한 LED는 940nm 파장을 사용하였다. 1KHz로 발광된 광원은 손가락을 통과하여 수광 센서로부터 받은 신호는 센서의 리드 선로부터 발생되는 고주파 잡음을 제거하고 신호를 10배로 증폭한 다음 적색광에 의한 신호와 적외선 광에 의한 신호 성분을 각각 분리하였다. 분리된 각 신

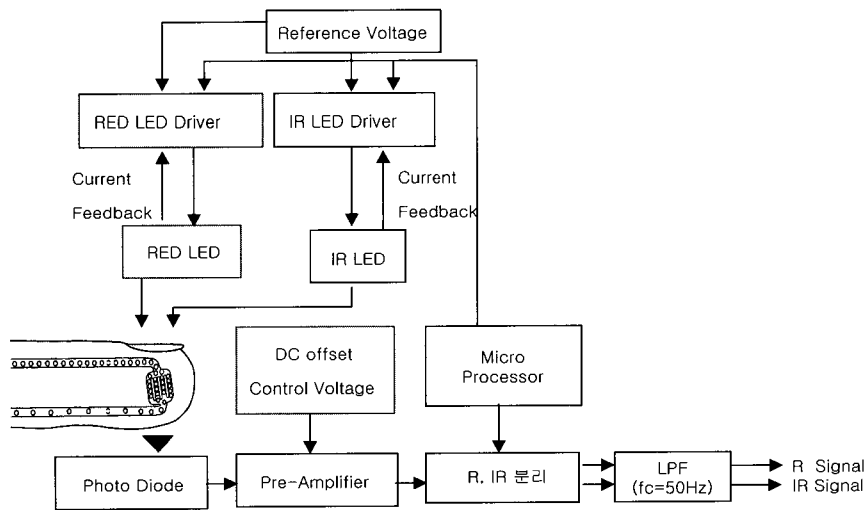


그림 5. 아날로그 신호처리부의 구조

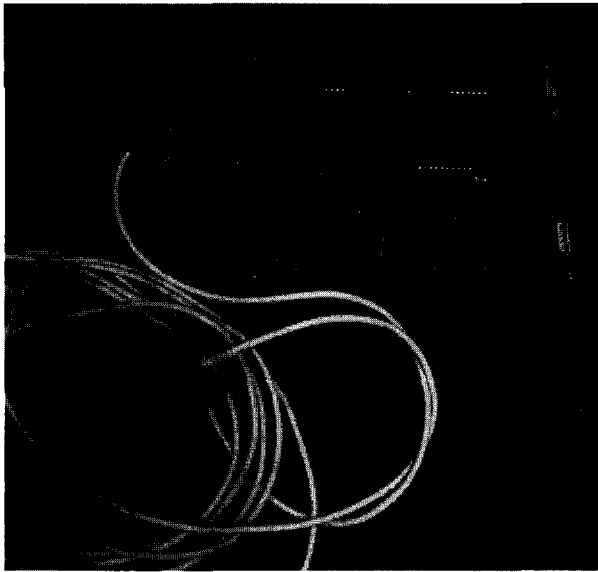


그림 6. 구현된 아날로그 신호처리부

호들을 차단주파수가 50Hz인 능동형 2차 저역통과 필터를 이용하여 잡음을 제거하고 출력하게 하였다.

그리고 구현된 아날로그 신호처리부를 가지고 바이오텍사 (BioTeck Co, USA)의 SpO2 시뮬레이터와 BIOPAC 장비를 사용하여 동잡음이 포함된 펄스옥시메터 신호를 획득한 다음, 동잡음 제거 위한 신호처리를 하였다. BIOPAC 장비에서 시뮬레이터 출력신호를 샘플링 주파수  $f_s=200\text{Hz}$ 로 설정하여 획득된 입력신호 R과 IR 신호를 LPF(15차, FIR필터, 차단주파수  $f_c=10\text{[Hz]}$ )를 통과시킨 후, 5개의 필터 बैं크로 각 5Hz, 3.3Hz, 2.5Hz, 2Hz, 1.6Hz로 다운-샘플링(down sampling)과 업-샘플링(up sampling)하여 LPF( $f_c=10\text{Hz}$ )로 인터플레이션 처리를 하였다.

각 채널의 출력에서 정합 필터를 이용하여 상관치가 가장 큰 신호를 후단에 있는 저역통과 필터( $f_c=10\text{[Hz]}$ )를 거쳐 최종 신호를 출력하였다. 여기서 정합 필터의 계수는 동잡음이 없는 정상적인 신호를 참조신호(그림 8)로 사용하였고, 환자의 손가락 떨림으로 가정한 신호인 Shiver 신호를 예로 설정하여 필터링한 결과를 그림 7에 나타내었다. 그리고 일반적인 필터링 방법인 이동평균 필터(필터차수 : 10차)와 line enhancement 구조로 설정된 적응필터(필터차수 : 10차, 수렴상수 : 0.9)의 출력 결과를 비교하여 나타내었다. 그림 7을 관찰하면 적응필터는 수렴 과정에 진폭변화를 가져와 실시간으로 산소포화도 측

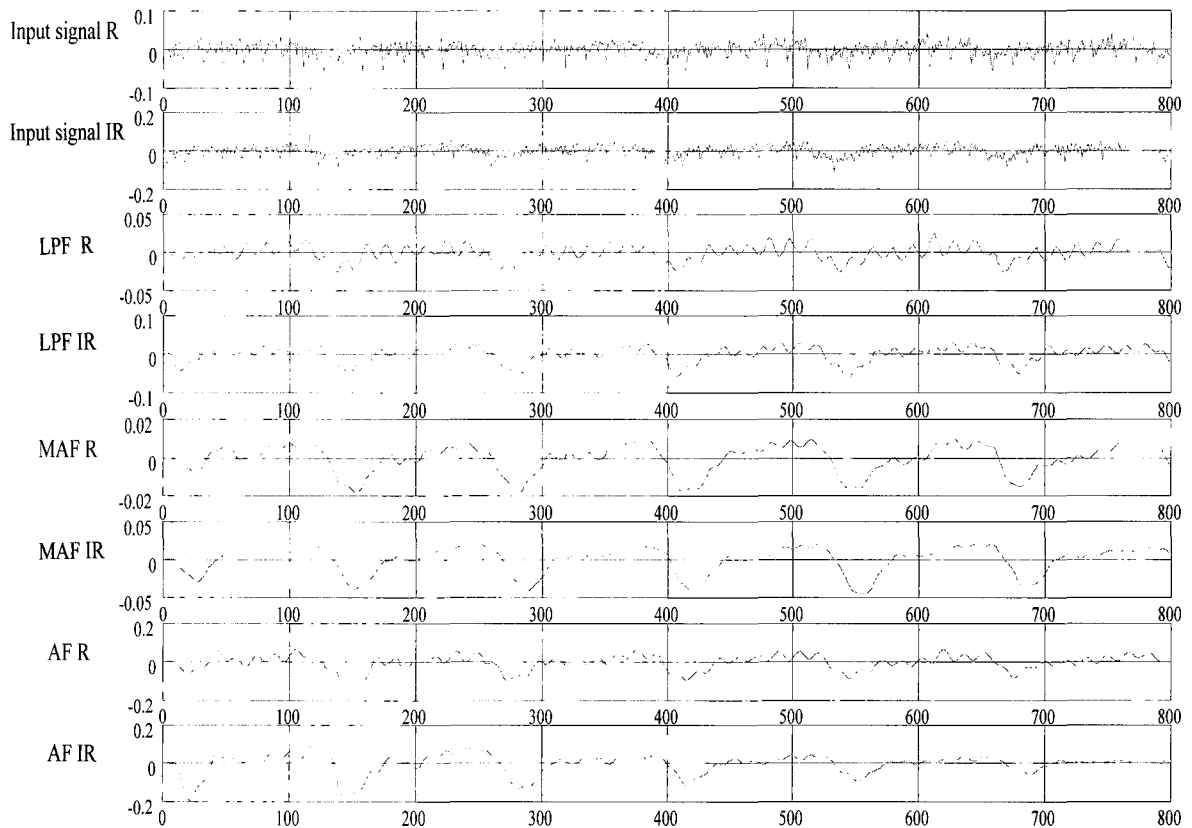


그림 7. Shiver 신호를 신호처리한 결과 Input signal R, IR : 적색광과 적외선광 수신신호 LPF : LPF( $f_c=10\text{Hz}$ )의 출력  
MAF : 이동평균필터의 출력 AF : 적응필터의 출력

Fig. 7. The results of signal processed Shiver signal LPF : Low Pass Filter (cutoff frequency = 10Hz)  
MAF : Moving Average Filter (filter order = 10) AF : Adaptive Filter (filter order = 10, convergence constant = 0.9)

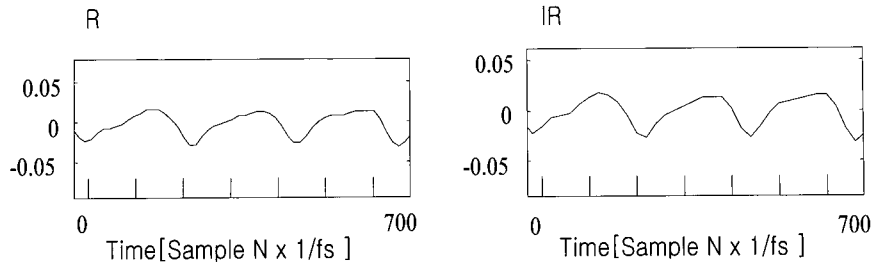


그림 8. 참조신호  
Fig. 8. Reference signals

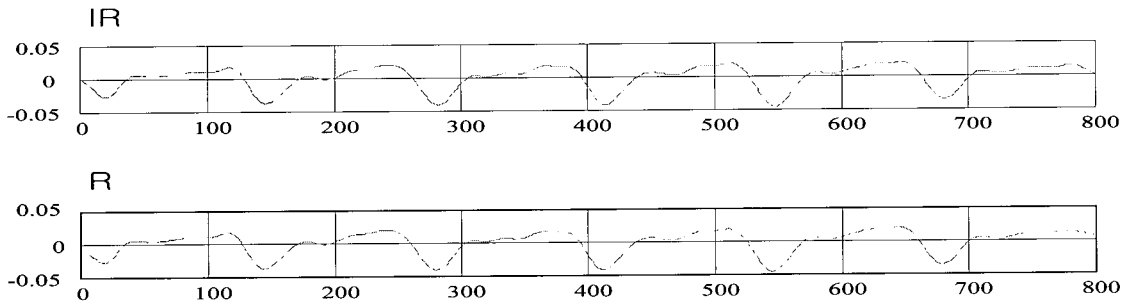


그림 9. 제안된 기법의 출력 ( Index = 5로 출력 )  
Fig. 9. The output of proposed method

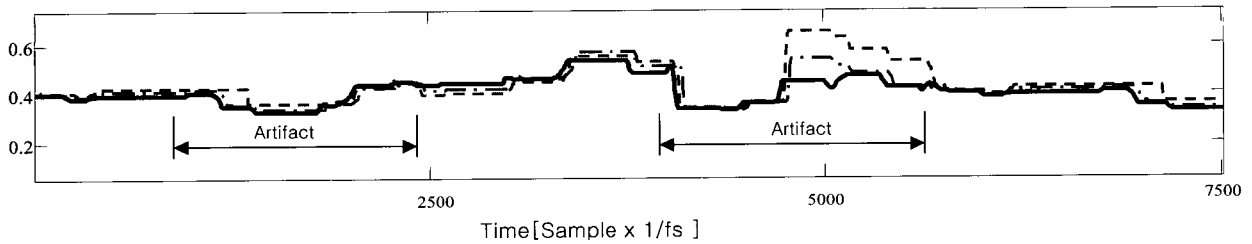


그림 10. 동잡음에 따른 ratio의 변화  
— (적응필터), -.- (이동평균필터), — (필터뱅크)  
Fig. 10. Properties of the proposed method's ratio  
—(matched filter), -.- (moving average filter), —(filter banks)

정 시, 오차 변화가 많을 것으로 예상되며, 이동평균 필터는 적응필터보다 안정된 출력을 나타내었다. 그러나 동잡음 성분은 LPF보다 많이 제거되었으나 여전히 동잡음 영향은 나타났다.

그리고 제안된 기법의 성능을 검증하기 위해 동잡음이 발생되지 않은 펄스속시미터의 수신광 신호를 3.5초동안 획득하여 LPF( $f_c=10\text{Hz}$ )와 이동평균필터(필터 차수=10차) 처리를 한 다음 참조신호(그림 8)로 사용하였으며, 제안된 알고리즘을 적용하여 Shiver 신호를 필터링 한 결과(그림 9), 동잡음이 제거됨을 알 수 있었다.

그리고 일반환자( $\text{SpO}_2=98\%$ ,  $\text{HR}=73$ )를 대상으로 하여 임의의 주기동안 정상보행 신호인 그림 1의 신호를 필터링 하였으며, ratio의 변화를 그림 10에 나타내었다. 그림 10에서 동잡음이 있는 주기동안은 ratio의 변화가 크게 나타났으며, 제안된 기법이 적응필터와 이동평균필터 보다 작은 변화를 가져왔다.

본 연구에서 제안된 기법을 토대로 전반적으로 실험한 결과를 표2에 나타내었고 Brad신호와 Brad+Shiver신호에서는 이동평균필터의 성능이 우수하게 나타났다. 그러나 실제 환자에

표 1. ratio의 최대 변화 폭  
Table 1. Maximum variation range of ratio

신호의 종류	Shiver	Brad	Tap	Brad+Shiver	일반환자(정상보행)	평균 변화율
SpO2(%), HR	98% 55bpm	88% 45bpm	98% 55bpm	88% 45bpm	98% 73bpm	
적응필터	0.0322	0.1386	0.0431	0.9747	0.3997	39.7%
이동평균필터	0.0201	0.0051	0.0115	0.0032	0.2254	11.2%
필터뱅크법(제안된 기법)	0.0175	0.0129	0.0107	0.0045	0.1169	4.1%

적용한 결과, 제안된 기법의 ratio의 작은 변화를 가져왔다.

### 결 론

펄스 옥시메터로 산소포화도를 측정하고 환자가 움직일 때 그 움직임에 의한 잡음신호는 펄스 옥시메터 신호와 중첩된 주파수 영역에 존재하기 때문에 잡음을 필터링 하기가 어려워 펄스 옥시메터의 정확성과 신뢰성을 감소시킨다. 이에 본 논문에서는 신뢰도가 높은 산소포화도 측정을 위하여 동잡음에 강한 펄스 옥시메터를 설계하기 위하여 필터뱅크와 정합필터를 이용한 펄스 옥시메터의 신호처리 기법을 제안하고 결과를 제시하였다. 그 결과로 기존의 방법인 적응필터는 39.7%, 이동평균필터는 11.2%의 평균적인 변화율을 가졌으며, 이에 본 논문에서 제안한 필터링방법은 4.1%의 평균 변화율을 나타내어 보다 안정된 산소포화도 측정이 가능할 것으로 기대된다.

### 참 고 문 헌

1. K.K. Tremper and S.J. Barker, Pulse oximetry and oxygen transform. Pulse Oximetry. Springer-Verlag. 3, 1986
2. J.W. Severinghaus and J.F. Kelleher, "Recent development in pulse oximetry", Anesthesiology, vol.76, pp1018-1038, June 1992
3. M.R. Flick and A.J. Block, In vivo continuous art

- erial oxygen saturation measurements by oximetry. Am Rev Respir Dis. pp113-126, 1976
4. Shapiro BA, Peruzzi WT, Templin R. Clinical application of blood gases.5th ed, St.Louis: Mosby, pp64, 1994
5. M.R. Neuman and N. Wang. Motion artifact in pulse oximetry. in Proc. IEEE Conf. Medicine and Biology, vol. 12, pp2007-2008, 1990
6. T.L. Rusch, R. Sankar, J.E. Schharf. Signal Processing Methods for Pulse Oximetry. Comput. Biol. Med. 26(2). pp143-159, 1996
7. T. Ukawa, K. Ito, T. Nakayama, Pulse Oximeter. U. S. Patent. 5, 1994
8. J.G. Webster. Design of Pulse Oximeters. Institute of Physics Publishing. 9, pp124-158. 1997
9. J.M.Schmitt, Simple Photon Diffusion Analysis of the Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.38, No.12, pp1194-1203 Dec.1991
10. M.R. Neuman] M.R. Neuman and N. Wang. Motion artifact in pulse oximetry. in Proc. IEEE Conf. Medicine and Biology, vol. 12, pp2007-2008, 1990
11. M.J. Hayes and Peter R. Smith, A New Method for Pulse Oximetry Possessing Inherent Insensitivity to Artifact, IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 48, No. 4, APRIL 2001