

칼만필터와 적응필터를 기반한 PPG 동잡음 제거 필터 설계

이병로¹ · 이주원^{2*}

Design of Motion Artifacts Filter of PPG Signal based on Kalman filter and Adaptive filter

Byeong-ro Lee¹ · Ju-won Lee^{2*}

¹Department of Electronics Engineering, Gyeongnam Jinju National University of Science and Technology, Jinju 660-758, Korea

^{2*}Department of Medical Engineering, Andong Science College, Andong 760-709, Korea

요 약

모바일 헬스케어와 원격진료에서 사용되는 광용적 맥파(PPG) 신호는 환자로부터 발생하는 여러 가지의 동잡음을 포함하고 있다. 이러한 동잡음을 제거하기위해 이동평균필터, 적응필터, 가속도 센서 등을 이용한 기법이 제시되었으나, 아직까지도 그 성능이 만족스럽지 못하다. 따라서 본 연구에서는 이러한 동잡음 문제를 해결하기 위해 칼만 필터와 적응필터를 이용한 새로운 동잡음 제거 기법을 제안하고 그 성능을 평가하기위해 다양한 동잡음을 사용하였다. 이 실험의 결과에서 제안된 방법의 신호대 잡음비는 이동 평균 필터 보다 4.8배인 우수한 성능을 보였다.

ABSTRACT

The PPG signal used in mobile-healthcare and telemedicine system is including the various motion artifact that is signal generated from patient's movements. Recently, although the various methods to remove motion artifacts have been suggested, the performances of these methods are still not satisfactory. Therefore, this study suggested the novel method based on the Kalman filter and adaptive filter to remove motion artifacts, and we used various motion artifacts to analyze the performance of the proposed method. In the results of experiments, the signal-to-noise ratio of proposed method showed good performance that was 4.8 times of moving average filter.

키워드 : 모바일 헬스케어, 적응필터, 광용적 맥파, 칼만필터

Key word : Mobile-healthcare, Adaptive filter, Photoplethysmograph, Kalman filter

접수일자 : 2014. 02. 14 심사완료일자 : 2014. 02. 20 게재확정일자 : 2014. 03. 11

* **Corresponding Author** Ju-won Lee (E-mail:bioee52@empas.com, Tel : +82-54-851-3573)

Department of Medical Engineering, Andong Science College, Andong 760-709, Korea

Open Access <http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2014.18.4.986>

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©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.
Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

I. 서 론

광용적맥파(PPG: Photoplethysmography) 신호는 헬스케어 단말기에서 측정할 수 있는 생체신호 중에 심혈관 질환 및 혈관 탄성도, 산소포화도 등에 관련된 질병을 분석하는데 사용되고 있어 가장 많이 사용하는 광학 신호로서 0.05-8[Hz]의 주파수 대역을 가진다[1-4]. 일반적으로 PPG 신호를 측정함에 있어 오한환자, 뇌졸중 환자, 손 떨림이 많은 환자 등으로부터 생체 신호를 측정할 때 많은 어려움과 측정의 정확도가 떨어지는 현상이 발생한다. 그 이유는 환자 움직임의 주파수 대역(0.01-10Hz)과 PPG 주파수 대역이 겹쳐져 있기 때문이다[5-11]. 이러한 움직임에 의한 잡음을 동잡음(motion artifacts)라고 하며, 이러한 동잡음의 제거를 위해 의료기기 산업 현장에서는 이동평균 필터, 적응 필터 등이 주로 사용되고 있다. 최근의 연구에서는 가속도 센서를 기반한 적응필터법, ICA(독립성분분석법) 등 다양한 방법이 연구되고 있으나 [6-9], 이들 연구의 결과는 환자의 움직임에서 이동평균 필터 또는 적응필터링법 보다 PPG 신호를 잘 추출하지만 아직까지도 동잡음 제거 성능이 만족스럽지 못하고, 또한 가속도 센서를 이용하는 방법은 단말기 설계비용이 높다. 따라서 본 연구에서는 잡음 특성에서도 신호 추출 특성이 우수한 칼만 필터와 적응필터를 이용한 새로운 동잡음 제거 기법을 제안한다. 제안된 기법은 칼만 필터로 현재의 심장 맥파를 추정하고, 추정된 심장 맥파를 기반하여 적응 필터로 동잡음을 제거하는 것이다. 제안한 기법의 성능을 평가하기 위해 다양한 동잡음(손가락 움직임, 충격, 손목 움직임 등)을 인위적으로 인가하여 신호 대 잡음비를 분석하였으며, 이 결과로부터 제안된 기법이 원격진료 및 모바일 헬스케어의 단말기 설계에 적용할 경우, 보다 정확한 생체지수 측정이 가능하다는 것을 제시하였다.

II. PPG 신호와 동잡음

PPG 신호는 식 (1)과 같이 Beer-Lambert 법칙[5,6]을 이용하여 심장 맥파를 측정된 신호로서 적외선 또는 적색 광을 손가락, 손목, 귓볼 등에 조사한 후, 반사 또는 투과된 광을 수광 센서(photosensor)로 측정된 것이다.

이 원리는 다음과 같이 수광 신호를 $L_R(t)$ 라고 가정하면, 발광 광도를 $O_P(t)$ 라 정의하면, $L_R(t)$ 는 식 (1)과 같이 정의된다.

$$L_R(t) = O_P(t)e^{-(\Delta d_{PPG} + \Delta d_M)} \quad (1)$$

식 (1)에서 Δd_{PPG} 는 혈관 속에 흐르는 혈류에 의한 광원 흡수의 변화이고, Δd_M 는 피부 표면과 광원사이의 거리 변화 및 피부의 두께 변화 등으로부터 발생하는 거리 변화이다. 식(1)에서 심박수 측정 또는 산소포화도 측정에 필요한 PPG 신호는 Δd_{PPG} 와 관련된 신호이며, 나머지 변화 성분은 모두 잡음으로 간주된다. 이와 같이 수광 센서로부터 측정된 신호 $L_R(t)$ 에는 환자의 움직임(Δd_M)에 의해 잡음이 혼입되어 PPG 신호를 추출하기가 어렵다[10,11]. 특히, 주파수 분석에 의하면, 환자의 움직임으로 발생하는 동잡음(motion artifacts)의 주파수 대역(0.01-10[Hz])이 PPG 신호의 주파수 대역(0.05-8[Hz])과 겹쳐 있음을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서 이러한 동잡음의 문제를 해결하기 위해 적응필터와 칼만 필터를 이용한 동잡음 제거 필터 설계법을 제안한다.

III. 칼만 필터와 적응 필터 설계

PPG 신호는 심장 활동과 혈액의 흐름으로부터 발생하는 신호를 측정된 것으로, 동잡음이 없을 경우에 측정된 맥파의 패턴은 대체적으로 동일한 형태로 반복적으로 이루어진다고 가정할 수 있다[10]. 이러한 가정을 토대로 본 연구에서는 그림 1과 같이 시스템의 상태 추정에 있어 우수 특성을 가지는 칼만 필터를 이용하여 심장으로부터 발생하는 맥파 발생 메커니즘을 상태 공간으로 모델링함과 동시에 정상적인 맥파 형상을 추정하고, 추정된 맥파를 기준으로 적응필터 처리를 하여 동잡음 제거하는 기법을 제안한다. 본 연구에서 제안한 기법은 3단계의 과정으로 이루어져 있다. 첫 단계는 전처리 단계로서, 아날로그 광센서로부터 측정된 PPG 신호를 샘플링 주기 T_s 간격으로 샘플링 하여, 샘플링된 신호 $L_{PPG}(n)$ 를 대역통과필터로 고주파 잡음과 직류성분 잡음을 제거하고, 이 출력 신호인 $L_{BPP}(n)$ 에 포함된

환자의 호흡으로 발생하는 기저선을 식 (2)와 같이 Q-차 이동평균필터와의 차로 제거하도록 하였다.

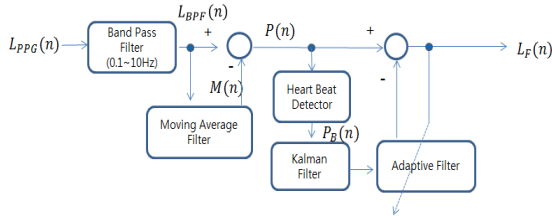


그림 1. 제안된 동잡음 제거법
Fig. 1 Proposed method to reject motion artifacts.

$$P(n) = L_{BPF}(n) - M(n) \quad (2)$$

$$= L_{BPF}(n) - \frac{1}{Q} \sum_{i=0}^{Q-1} L_{BPF}(n-i)$$

두 번째 단계는 기저선이 제거된 PPG 신호 $P(n)$ 로부터 심박 비트 검출기와 칼만 필터로 맥파 형상을 추정하는 단계이며, 심박 비트 검출기는 식 (3)~(4)와 같이 $P(n)$ 신호의 부호 $P_{Trig}(n)$ 를 검출하고, 이전 부호 값과 현재 부호 값의 양(+)의 차이 값을 추출하는 것이다. 이 과정에 추출된 신호 $P_B(n)$ 는 칼만 필터의 입력 신호 $u(n)$ 로 사용하였다.

$$P_{Trig}(n) = \begin{cases} 1, & P(n) \geq 0 \\ -1, & otherwise \end{cases} \quad (3)$$

$$P_B(n) = |[P_{Trig}(n) - P_{Trig}(n-1)]| > 0 \quad (4)$$

식(4)로부터 출력된 심박 비트 신호를 기반으로 칼만 필터로 심박 발생의 상태를 추정하도록 하였으며, 이에 관련된 동적 모델의 상태방정식을 다음과 같이 설계하였다. 먼저 심박 비트 $u(n)$ 에 따른 맥파 출력 파형 $y(n)$ 간의 입출력 상태 방정식을 식 (5)와 같이 정의하고,

$$\begin{aligned} \mathbf{x}(n+1) &= f\{\mathbf{x}(n), \mathbf{u}(n)\} = \mathbf{A}\mathbf{x}(n) + \mathbf{B}\mathbf{u}(n) + n_P(n) \\ y(n) &= g\{\mathbf{x}(n)\} = \mathbf{C}\mathbf{x}(n) + n_M(n) \end{aligned} \quad (5)$$

$f(\cdot)$: 상태 전달 함수, $g(\cdot)$: 출력 함수

상태방정식 행렬 \mathbf{A} , \mathbf{B} , \mathbf{C} 는 식 (6)의 ARX 모델[11, 12]을 기반으로 동잡음이 없는 PPG 신호 구간에서 식 (7)~(8)과 같이 결정하였다.

$$y(n) = a_1 y(n-1) + a_2 y(n-2) + a_3 y(n-3) + b u(n-1) \quad (6)$$

$$\mathbf{x}(n+1) = \begin{bmatrix} -a_1 & -a_2 & -a_3 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{PPG_1}(n) \\ x_{PPG}(n-1) \\ x_{PPG}(n-2) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(n) + n_P(n) \quad (7)$$

$$y(n) = [100]\mathbf{x}(n) + n_M(n) \quad (8)$$

위의 상태 방정식에서 $n_P(n)$ 과 $n_M(n)$ 은 프로세서 잡음과 측정 잡음으로서 가우시안 잡음으로 가정하고, 식 (9)~(11)인 칼만 필터의 예측과 수정 알고리즘[11, 13]을 사용하여 맥파를 추정하였다.

$$\mathbf{K}(n) = \mathbf{A}\mathbf{P}(n)\mathbf{C}^T \{ \mathbf{C}\mathbf{E}_c(n)\mathbf{C}^T + \mathbf{W}_M(n) \}^{-1} \quad (9)$$

$$\mathbf{x}(n+1) = \{ \mathbf{A}\mathbf{x}(n) + \mathbf{B}\mathbf{u}(n) \} + \mathbf{K}(n) \{ y(n+1) - \mathbf{C}\mathbf{x}(n) \} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{P}(n+1) &= \mathbf{A}\mathbf{P}(n)\mathbf{A}^T + \mathbf{W}_P(n) \\ &\quad - \mathbf{A}\mathbf{P}(n)\mathbf{C}^T \mathbf{W}_M^{-1} \mathbf{C}\mathbf{P}(n)\mathbf{A}^T \end{aligned} \quad (11)$$

여기서, $\mathbf{K}(n)$ 은 칼만 이득 행렬이고, $\mathbf{W}_M(n)$ 과 $\mathbf{W}_P(n)$ 은 측정 잡음의 공분산과 프로세서 잡음의 공분산 등의 기대값이다. 위의 식 (7)에서 식 (11)의 과정으로 부터 추정된 심박신호 $x(n)$ 는 세 번째 단계인 적응필터의 입력 $\mathbf{X}(n)$ 으로 사용하였으며, 이 적응필터는 일반적으로 많이 사용되는 Haykin[14]이 제안한 식 (12)~(15) 과정의 적응필터로 추정된 심박신호를 입력받아 식 (2)의 PPG 신호 $P(n)$ 에 포함된 동잡음을 제거하도록 설계하였다.

$$\mathbf{X}(n) = [x_{PPG}(n), x_{PPG}(n-1), \dots, x_{PPG}(n-N)]^T \quad (12)$$

$$e(n) = P(n) - \mathbf{W}(n)\mathbf{X}(n) \quad (13)$$

$$\mathbf{W}(n+1) = \mathbf{W}(n) + \mu e(n)\mathbf{X}(n) \quad (14)$$

여기서, $\mathbf{W}(n)$ 은 필터계수이고, μ 는 학습상수이며, N 은 적응필터의 차수이다.

IV. 실험 및 고찰

본 논문에서 제안한 기법의 성능을 평가하기 위해 660[nm] 파장의 적색 LED와 TSL250RD 수광센서, LM324 Op-Amp를 사용하여 PPG 센싱 회로 및 0.2~5Hz의 대역통과필터 회로를 구성하고, 그리고 심박수가 85[bpm]인 정상인의 손가락에서 발생하는 PPG 신호를 Atmel사의 CPU인 ATmega32-16Mhz의 10비트 AD변환기를 사용하여 100[Hz]로 샘플링하여 RS232 19200[bps] 통신으로 PC로 신호 데이터를 전송하여 측정하였다. 측정된 PPG 신호는 30초 동안에 손가락 움직임, 손목움직임, 손가락 두드림 등의 잡음신호를 인위적 가하여 측정한 것이며, 이 신호를 Matlab으로 작성된 각각의 처리 단계의 알고리즘에 입력하여 동잡음 필터링 실험을 하였다. 첫 번째 단계인 기저선 필터링 단계의 실험에서는 고주파 잡음과 직류성분을 제거하기 위해 0.1~10[Hz]대역과 IIR 구조의 2차 버터워스 구조를 가진 대역통과필터와 기저선 추정을 위해 50차 이동평균 필터를 사용하여 실험하였으며, 그 출력 결과를 그림 2에 나타내었다.

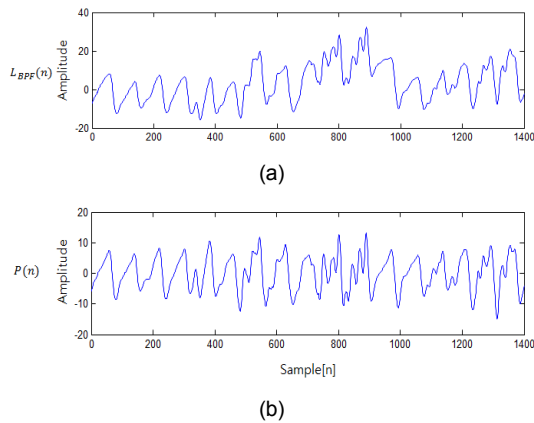


그림 2. (a) 대역통과필터와 (b) 기저선 필터의 출력
Fig. 2 Output signal of band pass filter (a) and baseline filter (b)

이 실험 결과의 분석에서 그림 2(a)와 같이 호흡과 미소한 움직임에 의한 기저선 변동이 발생하더라도 그림 2(b)와 같이 원활하게 기저선이 제거됨을 알 수 있었다. 두 번째 단계의 실험에서는 동잡음이 없는 정상 상태의 PPG 신호로부터 심박비트 검출을 하고, ARX 파라미터

추정기로 상태 방정식 행렬을 식 (15)와 같이 생성하였으며, 이 행렬을 토대로 측정 잡음과 프로세서 잡음을 백색잡음 강도 0.1로 설정된 칼만 필터로 심박 파형을 추정하여 그 결과를 그림 3에 나타내었다. 그림 3의 분석에서는 본 연구에서 제안한 비트 검출기와 심박 파형 추정이 원활하게 이루어짐을 확인하였고, 칼만 필터 출력인 그림 3(b)의 일부분에서 변곡이 발생하였으나, 전반적으로 맥파 주파수를 가지고 있어 적응필터의 입력으로 사용이 가능 하였다.

$$A = \begin{bmatrix} 2.41 - 1.87 & 0.45 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 0.0030 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (15)$$

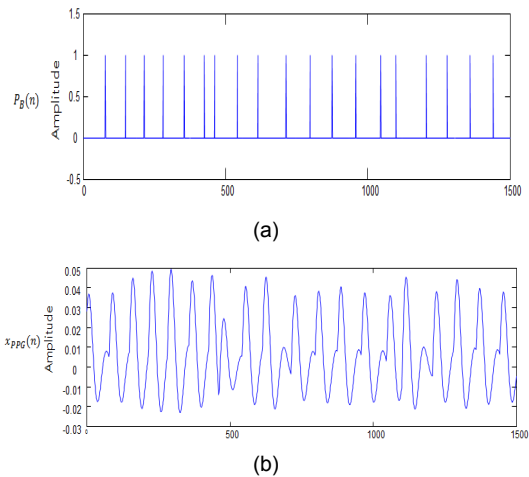


그림 3. (a) 심박 비트 검출기와 (b) 칼만 필터의 출력
Fig. 3 Output of heart beat detector (a) and Kalman filter (b)

세 번째 단계의 실험에서는 적응필터로 PPG 신호의 동잡음을 제거하는 단계로서 적응 필터의 차수와 수렴 상수를 각각 50차와 $\mu = 0.01$ 로 설정하여 실험 하였으며, 그 결과를 그림 4에 나타내었다. 그림 4의 결과 분석에서 적응필터의 필터 차수로 인하여 미소한 위상 지연이 발생하였으나 동잡음이 발생한 구간에서 원활하게 맥파를 복원함을 알 수 있었다. 이 실험의 결과를 토대로 필터의 성능을 정량적으로 평가하기위해 식 (16)을 이용하여 필터링 이전의 신호 $P(n)$ 와 필터링 후의 신호($L_F(n)$)의 차를 잡음(N_s)으로 간주하고, 신호 대 잡음비(SNR)를 측정하여 표 1에 나타내었고, PPG 신호처

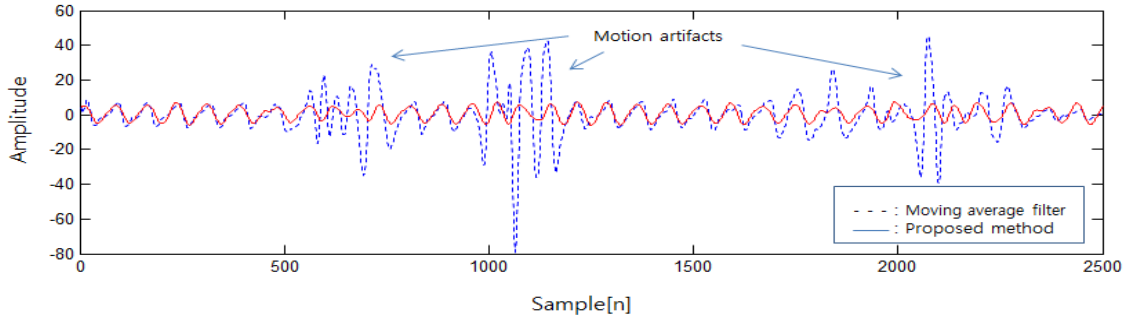


그림 4. 제안된 기법의 출력
Fig. 4 Output of proposed method.

리 연구에서 가장 많이 사용되는 이동평균 필터와 비교 분석하였다.

$$SNR = 10\log_{10} [P(n) - L_F(n)]^2 / N_s^2 \quad (16)$$

표 1. 신호 대 잡음비 비교 분석표
Table. 1 Analysis of Signal to noise ratio comparison

Motion	Moving average filter[dB]	Proposed Method (Kalman filter+ Adaptive Filter)[dB]
Tap	2.1	9.2
Bending	2.5	6.1
Wrist Swing	0.2	5.7
mean	1.6	7.0

이 결과에서도 제안된 방법의 동잡음 제거에 관한 성능이 이동평균 필터보다 약 4.8배 이상의 성능을 보였다. 따라서 본 연구에서 제안한 기법이 PPG 신호의 동잡음 제거에 있어 효율적임을 확인 하였다.

V. 결 론

본 논문에서는 모바일 헬스 케어 및 원격진료에 있어 대표적인 생체 신호 중에 하나인 PPG 신호의 동잡음 제거를 위한 새로운 필터 설계법을 제안하였다. 제안된 필터링 법은 칼만 필터 현재의 심장 맥파를 추정하고 추정된 심장 맥파를 기반으로 적응필터로 동잡음을 제거하는 기법이며, 이 기법의 성능을 평가하기 위해 손

가락 움직임, 충격, 손목 움직임 등을 인위적으로 인가하여 실험한 결과, PPG 신호처리에 가장 많이 사용하는 이동평균 필터법 보다 4.8배 이상의 SNR 성능을 보였다. 따라서 제안된 필터 설계법을 원격진료 및 모바일 헬스케어의 단말기 설계에 적용한다면, 보다 정확한 생체지수 측정이 가능할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 2013년도 경남과학기술대학교의 연구 지원에 의하여 이루어진 연구임.

REFERENCES

- [1] Yoon, G., Lee, J. Y., Jeon, K. J., et al, "Development of a compact home health monitor for telemedicine", *Telemed. J. E. Health*, vol. 11, no. 6, pp. 660-667, January, 2005.
- [2] M. Folke, L. Cernerud, M. Ekstrom, B. Hok, "Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care", *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 41, Issue 4, pp.377-383, July, 2003.
- [3] J. Muhlsteff, O. Such, R. Schmidt, M. Perkuhn, H. Reiter, et al, "Wearable approach for continuous ECG and activity patient-monitoring", *Engineering in Medicine and Biology Society, 26th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 1, no. 1-5, pp. 2184 - 2187, Sept. 2004.
- [4] I. Brown and A. A. Adams, "The ethical challenges of

- ubiquitous healthcare”, *International Review of Information Ethics*, vol. 8, no. 12, pp. 53-60, 2007.
- [5] J. W. Lee, W. G. Jung, G. K. Lee, et all, "Design of filter to reject motion artifact of pulse oximetry", *Computer Standards & Interfaces*, vol. 26, no. 3, pp. 241-249, May, 2004.
- [6] Ju-Won Lee, Jae-Hyun Nam, "Design of Filter to Reject Motion Artifacts of PPG Signal by Using Two Photosensors", *J. Inf. Commun. Converg. Eng.* vol. 10, No. 1, pp. 91-95, Mar. 2012.
- [7] Wan-Young Chung, S. Bhardwaj, A. Purwar, Dae-Seok Lee, R. Myllylae, "A Fusion Health Monitoring Using ECG and Accelerometer sensors for Elderly Persons at Home", *Proceeding of Engineering in Medicine and Biology Society, 29th Annual International Conference of the IEEE*, Issue 22-26, pp. 3818 - 3821, Aug, 2007.
- [8] Ram, M.R., Madhav, K.V., Krishna ,E.H., "A Novel Approach for Motion Artifact Reduction in PPG Signals Based on AS-LMS Adaptive Filter", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 61, no. 5, pp. 1445-1457, May, 2012.
- [9] Boreom Lee, Jonghee Han, Hyun Jae Baek, Jae Hyuk Shin, Kwang Suk Park, Won Jin Yi, "Improved elimination of motion artifacts from a photoplethysmographic signal using a Kalman smoother with simultaneous accelerometry”, *Physiological Measurement*, vol. 31, no. 12, pp.1585-1603, October, 2010.
- [10] Han-Wook Lee, Ju-Won Lee, Won-Geun Jung, and Gun-Ki Lee, "The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals", *International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 5, no. 6, pp. 701-706, December, 2007.
- [11] Juwon Lee, "Design of Kalman Filter to Estimate Heart Rate Variability from PPG Signal for Mobile Healthcare”, *Journal of information and communication convergence engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 201-204, April 2010.
- [12] Shifei Yuan, Hongjie Wu, Chengliang Yin, "State of Charge Estimation Using the Extended Kalman Filter for Battery Management Systems Based on the ARX Battery Model”, *Energies*, vol. 6, no. 1, pp.444-470, Jan. 2013.
- [13] Dan Simon, "Kalman Filtering", *Embedded Systems Programming*, pp. 72- 79, June 2001.
- [14] Simon O. Haykin, "Adaptive Filter Theory", *Prentice Hall*, pp. 365-372, 2002.



이주원(Ju-Won Lee)

2003. 2 : 경상대학교 전자공학과 공학박사
 2008. 9 ~ 현재 : 안동과학대학교 의료공학과 조교수
 ※ 관심분야 : 유비쿼터스 헬스케어, 의용영상처리, 생체신호처리, 휴먼컴퓨터 인터페이스



이병로(Byeong-Ro Lee)

1999. 2 : 경상대학교 전자공학과 공학박사
 2000. 3 ~ 현재 : 경남과학기술대학교 전자공학과 교수
 ※ 관심분야 : 신호처리, 전자응용시스템,