

웨어러블 기기를 위한 낮은 계산량을 갖는 운동 중 심박수 추정 알고리즘

Low Complexity Heart Rate Estimation Algorithm for Wearable Device

백 현 재* · 조 재 결†

(Hyun Jae Baek · Jaegel Cho)

Abstract - A novel heart rate estimation algorithm is presented based on normalized least-mean-square (NLMS) algorithm. This paper presented a three-step processing scheme for estimating heart rate from PPG signal with motion artifacts. The proposed active noise cancellation algorithm has low computational complexity compared to the NLMS algorithm. Experimental results show that the proposed algorithms perform similar with the previous algorithm under motion artifact noises.

Key Words : Photoplethysmography(PPG), Motion artifact, Heart rate monitor, Adaptive filter

1. 서 론

최근 건강에 대한 관심이 증가함에 따라 지속적으로 생체 신호를 측정하여 질병을 진단하거나 질환을 관리하고자 하는 사용자의 요구가 높아지고 있다. 이러한 사용자의 요구에 발맞춰 여러 회사에서 photoplethysmography(PPG)센서 기반의 웨어러블 심박수 측정 장치들이 많이 상용화되고 있다[1].

PPG센서는 LED와 광다이오드를 이용하여 혈관의 수축 및 팽창에 따른 변화를 측정하는 센서로 비침습적인 방법으로 심박 및 산소포화도를 측정할 수 있어 웨어러블 기기 시장에서 많이 사용되고 있다[2]. 하지만 웨어러블에서의 PPG센서 신호의 경우 사람의 움직임으로 인해 발생하는 동잡음의 영향으로 심박수 추정 오차가 크게 발생할 수 있다(그림 1). 이러한 문제점을 극복하고자 다양한 알고리즘들이 개발되었다. 기존의 알고리즘들은 주로 PPG 센서 신호에서 동잡음을 제거하기 위해 다른 파장의 PPG 센서 신호를 이용하거나 가속도 센서 신호를 이용하여 효과적으로 동잡음을 제거하고 심박을 측정하였다[3-14].

하지만 기존의 알고리즘들은 다양한 신호를 이용하고 복잡한 알고리즘을 사용함으로써 알고리즘 전체의 계산량이 높다는 단점을 가지고 있다. 따라서 가격, 전력 및 시스템의 크기의 제약조건이 있는 IoT환경 혹은 웨어러블 기기에서는 기존 알고리즘들은 사용하기가 힘들다. 이러한 단점을 극복하고자 본 논문에서는 낮은 복잡도를 가지는 PPG센서와 3축 가속도 센서 기반의 알고리즘을 제안하고자 한다. 그리고 제안된 알고리즘의 성능평가를 위

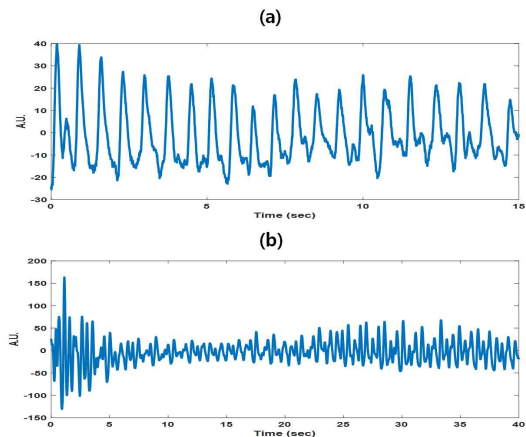


그림 1 PPG 센서 신호 (a) 동잡음이 없는 신호 (b) 동잡음이 있는 신호

Fig. 1 PPG sensor signal (a) without motion artifact (b) with motion artifact

해 운동중 측정된 데이터를 이용하여 기존의 알고리즘과 성능을 비교하고자 한다.

2. 본 론

본 논문에서는 PPG 센서 기반 웨어러블 장치에서 운동중 심박수를 추정하기 위해 크게 세 단계로 알고리즘을 나누어 설계하였다. 첫 번째 단계는 입력되는 PPG 센서 데이터와 가속도 데이터를 전처리하는 단계이다. 두 번째 단계는 PPG 센서 신호에서 발생하는 동잡음을 제거하는 단계이다. 마지막 단계는 동잡음이 제거된 신호에서 심박수를 추정하기 위한 주파수 추정 단계이다. 제안하는 알고리즘의 흐름도는 아래 그림과 같다.

† Corresponding Author : Dept. of Medical and Mechatronics Engineering, Soonchunhyang University, Korea.

E-mail: jaegelcho@sch.ac.kr

* Dept. of Medical and Mechatronics Engineering, Soonchunhyang University, Korea.

Received : April 27, 2018; Accepted : April 30, 2018

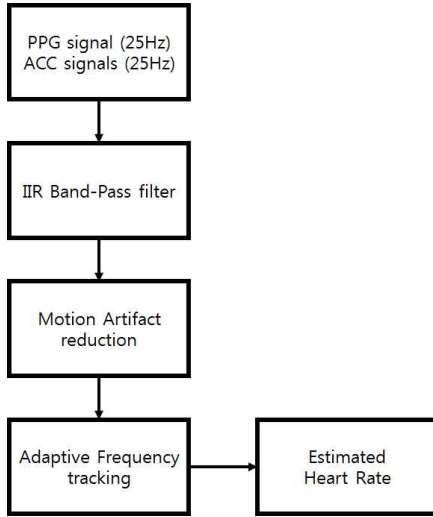


그림 2 제안하는 심박추정 알고리즘
 Fig. 2 Proposed heart rate estimation algorithm

2.1 동잡음 제거 알고리즘

PPG 센서 신호에 포함된 동잡음 신호는 신체의 움직임으로 인해 발생하는 잡음으로 가속도 센서 신호와 상관관계가 높기 때문에 PPG 센서 신호에서 가속도 센서와 상관관계가 높은 신호를 제거하면 동잡음 신호가 없는 깨끗한 PPG신호를 얻을 수 있다. 본 논문에서는 동잡음을 제거를 위해 적응 필터를 아래 그림과 같이 3축 가속도 센서를 적응필터의 입력 신호로 이용하고 동잡음이 포함된 PPG신호를 desired 신호로 사용하였다.

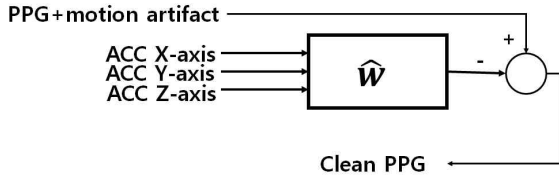


그림 3 동잡음 제거를 위한 적응필터
 Fig. 3 Adaptive filter for motion artifact reduction

2.1.1 NLMS 알고리즘

Normalized least-mean-square (NLMS) 알고리즘은 여러 가지의 적응필터 중 계산이 간단하고 시스템 적용이 편리한 장점이 있어 널리 사용되고 있다. 구하고자 하는 시스템의 계수의 차수가 M이라고 가정한다. 입력신호 $u(n)$ 에 대한 적응필터 출력 신호 $y(n)$ 와 desired 신호인 $d(n)$ 과의 차이 $e(n)$ 를 사용하여 적응필터의 계수인 $\hat{\mathbf{w}}(n)$ 를 업데이트 하여 자승평균오차가 최소가 되도록 한다. NLMS 알고리즘을 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\mathbf{u}(n) = [u(n) u(n-1) \dots u(n-M+1)]^T \quad (1)$$

$$\hat{\mathbf{W}}(n) = [\hat{W}_0(n) \hat{W}_1(n) \dots \hat{W}_{M-1}(n)]^T \quad (2)$$

$$e(n) = d(n) - \mathbf{u}^T(n) \hat{\mathbf{W}}(n-1) \quad (3)$$

$$\hat{\mathbf{W}}(n) = \hat{\mathbf{W}}(n-1) + \mu \frac{\mathbf{u}(n)e(n)}{\mathbf{u}^T(n)\mathbf{u}(n)} \quad (4)$$

여기서 μ 는 스텝사이즈이고 1보다 작은 값이다.

2.1.2 제안하는 적응필터 알고리즘

기존의 NLMS 알고리즘은 적응필터의 차수가 M인 경우에 $3M+1$ 개의 곱하기 계산이 필요하다. NLMS 알고리즘의 계산량이 작은 알고리즘에도 불구하고 IoT환경 혹은 웨어러블 시스템에서는 가격, 전력 및 시스템 크기의 제한으로 인해 작은 계산량을 가지는 알고리즘이 필요하다. 이러한 문제를 해결하고자 본 논문에서는 기존의 NLMS 알고리즘을 이용한 동잡음 제거 방법을 보완하여 낮은 계산량을 가지면서도 비슷한 성능을 가질 수 있는 동잡음 제거 알고리즘을 제안하고자 한다.

제안하는 동잡음 알고리즘은 가속도 센서의 3축 데이터 $u_x(n), u_y(n), u_z(n)$ 를 모두 사용하여 동잡음을 제거할 수 있도록 적응필터의 입력 벡터를 아래와 같이 정의하였다.

$$\mathbf{u}_x(n) = [u_x(n) u_x(n-1) \dots u_x(n-L+1)] \quad (5)$$

$$\mathbf{u}_y(n) = [u_y(n) u_y(n-1) \dots u_y(n-L+1)] \quad (6)$$

$$\mathbf{u}_z(n) = [u_z(n) u_z(n-1) \dots u_z(n-L+1)] \quad (7)$$

$$\mathbf{u}(n) = [\mathbf{u}_x(n) \mathbf{u}_y(n) \mathbf{u}_z(n)]^T \quad (8)$$

여기서 $L = M/3$.

그리고 곱하기 계산을 줄이기 위해 입력 신호 벡터 $\mathbf{u}(n)$ 와 오차 $e(n)$ 의 부호만을 사용하여 적응필터의 계수인 $\hat{\mathbf{W}}(n)$ 의 업데이트 하도록 다음과 같이 변경하였다.

$$\bar{\mathbf{u}}(n) = \text{sign}(\mathbf{u}(n)) \quad (9)$$

$$\bar{e}(n) = \text{sign}(d(n) - \bar{\mathbf{u}}^T(n) \hat{\mathbf{W}}(n-1)) \quad (10)$$

$$\hat{\mathbf{W}}(n) = \hat{\mathbf{W}}(n-1) + \mu \frac{\bar{\mathbf{u}}(n)\bar{e}(n)}{\bar{\mathbf{u}}^T(n)\bar{\mathbf{u}}(n)} \quad (11)$$

입력 신호 벡터와 오차의 부호만을 사용하는 경우 식(10)과 (11)에서 필요했던 곱하기를 더하기를 이용하여 계산이 가능해지기 때문에 제안하는 알고리즘은 오직 M개의 곱하기 계산만 필요하다(표 1). 따라서 기존 NLMS 알고리즘 대비 작은 계산량으로 알고리즘을 구현할 수 있으며 특히 부동소수점 연산기가 없는 CPU를 사용하는 경우 더욱 계산시간을 단축할 수 있다.

표 1 계산 복잡도 비교 (시스템 차수 : M)

Table 1 Computational Complexity (system order : M)

	곱하기	나누기
NLMS	3M+1	1
제안된 알고리즘	M	1

2.2 적응 주파수 추정 알고리즘

동잡음이 제거 단계를 통과한 PPG신호 $\bar{e}(n)$ 를 이용하여 심박수를 추정하기 위해 Oscillator based adaptive notch filter (OSC-ANF) [15] 알고리즘을 이용하였다. OSC-ANF 알고리즘은 2차 IIR band-pass 필터를 기반으로 신호에서 가장 파워가 강한 주파수를 추적하는 알고리즘으로 간단한 계산량이 특징이다. OSC-ANF 알고리즘은 아래 수식과 같이 동작한다.

$$\alpha(n) = \cos(\omega(n)) \tag{12}$$

$$x(n) = \alpha(n)(1 + \beta)x(n-1) - \beta x(n-2) + \bar{e}(n) \tag{13}$$

$$e_\alpha(n) = x(n) - 2\alpha(n)x(n-1) + x(n-2) \tag{14}$$

$$P_x(n) = (1 - \mu)P(n-1) + \mu x^2(n-1) \tag{15}$$

$$\alpha(n+1) = \alpha(n) + \frac{\mu}{2P_x(n)} x(n-1)e_\alpha(n) \tag{16}$$

여기서 $w(n)$ 은 추정주파수이고, μ 는 스텝사이즈이고 β 는 2차 IIR band-pass 필터의 3-dB bandwidth를 조절하는 파라메타 이다.

2.3 성능 검증 방법

제안된 알고리즘의 성능검증을 위해 IEEE Signal Processing Cup 2015 데이터베이스 중 12개의 데이터 set을 사용하였다. 사용된 데이터 set에는 PPG 센서 신호와 가속도 센서 신호는 물론 심전도로부터 측정된 기준 심박수를 제공하고 있다.

알고리즘의 성능 비교를 위해 심전도로 측정된 심박수와 PPG 센서를 이용하여 추정된 심박수를 이용하여 아래 두 방법을 사용하였다.

$$Error1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |Estimated HR(i) - True HR(i)| \tag{17}$$

$$Error2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{|Estimated HR(i) - True HR(i)|}{True HR(i)} \times 100\% \tag{18}$$

식 (17)은 추정 심박 수의 절대 오차 평균값이고, 식 (18)은 추정 심박 수의 오차 백분율 절대 값의 평균값을 나타낸다.

웨어러블 기기를 위한 낮은 계산량을 갖는 운동 중 심박수 추정 알고리즘

3. 결 론

본 논문에서는 IEEE Signal Processing Cup 2015 데이터베이스에서 12데이터 set을 이용하여 제안된 심박추정 알고리즘의 성능을 검증하였다. 세 단계의 알고리즘을 거쳐 출력되는 심박수와 데이터 set에서 제공하는 심전도 신호 기반의 심박수와 비교하여 Error-1과 Error-2를 각 set에 대하여 구하고 다른 알고리즘과 비교하였다.

데이터 set에서 PPG 센서 신호와 3축 가속도 센서 신호가 125Hz로 샘플링 되었으나 우리는 데이터를 25Hz로 다운 샘플링 하여 사용하였다. 그리고 동잡음 제거 알고리즘에서 시스템의 차수를 75로 사용하였다(M=75).

그림 4를 통해 제안된 알고리즘에서 낮은 계산량을 사용하더라도 동잡음을 충분히 제거할 수 있음을 확인할 수 있다. 또한 그림 5-8을 통해서 제안된 알고리즘의 출력이 기준 심박수와 크게 다르지 않음을 확인할 수 있다.

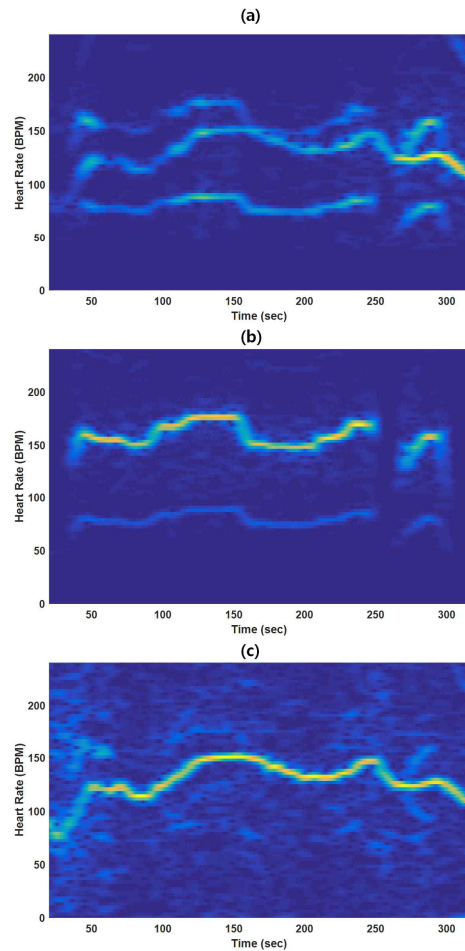


그림 4 주파수 spectrogram (a) PPG 신호 (b) 가속도 신호 (c) 동잡음이 제거된 PPG 신호

Fig. 4 Frequency spectrogram of (a) PPG signal (b) Accelerometer signal (c) Clean PPG signal

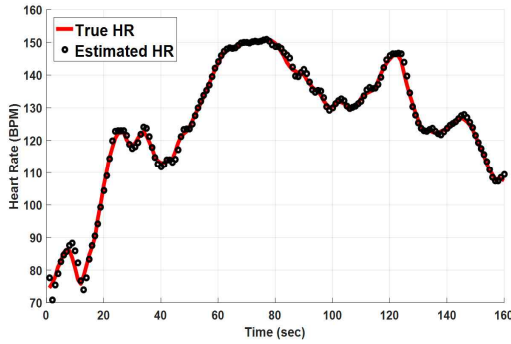


그림 5 심박수 추정 결과 (set 08)
 Fig. 5 Result of heart rate estimated (set 08)

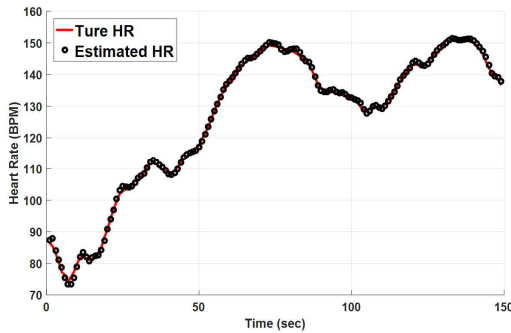


그림 6 심박수 추정 결과 (set 09)
 Fig. 6 Result of heart rate estimated (set 09)

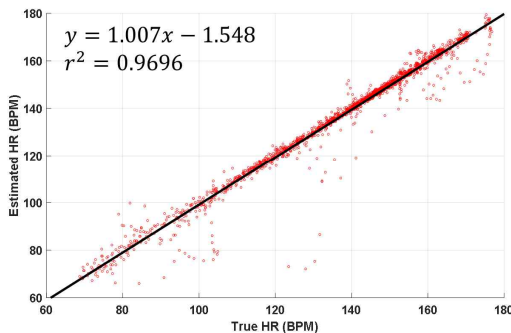


그림 7 기준 심박수와 추정된 심박수 사이의 Fitting line
 Fig. 7 Fitting line between True HR and estimated HR

마지막으로 표 2와 표 3을 통해 이미 제안된 다른 알고리즘의 성능과 본 논문에서 제안된 방법의 성능이 크게 다르지 않음을 확인할 수 있다. 비록 본 논문에서 제안하는 알고리즘이 조금 낮은 성능을 보이기는 하나 다른 알고리즘과 비교하여 계산량이 작기 때문에 IoT 환경 혹은 웨어러블 장치에서 사용하기 위한 알고리즘으로 가치가 있다고 생각된다.

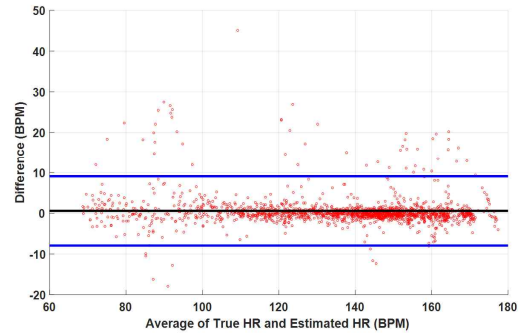


그림 8 블랜드-앨트먼 도표
 Fig. 8 Bland - Altman plot

표 2 Error1(절대 오차 평균값) 결과 (단위 : BPM)

Table 2 Error1(average absolute error) results (unit : BPM)

set	TROIKA [5]	NLMS+AFT [4]	제안된 알고리즘
1	2.29	1.75	1.70
2	2.19	1.94	3.99
3	2.00	1.17	1.28
4	2.15	1.67	1.45
5	2.01	0.95	0.82
6	2.76	1.22	1.36
7	1.67	0.91	0.86
8	1.93	1.17	0.94
9	1.86	0.87	0.54
10	4.70	2.95	6.31
11	1.72	1.15	0.99
12	2.84	1.00	0.95
평균 ± 표준편차	2.34 ± 0.83	1.40 ± 0.60	1.76 ± 1.69

표 3 Error2(오차 백분율 절대 값의 평균값) 결과

Table 3 Error2(average absolute error percentage) results

set	TROIKA [5]	NLMS+AFT [4]	제안된 알고리즘
1	1.90%	1.59%	1.49%
2	1.87%	1.99%	3.79%
3	1.66%	1.02%	1.09%
4	1.82%	1.51%	1.41%
5	1.49%	0.75%	0.64%
6	2.25%	1.05%	1.12%
7	1.26%	0.72%	0.65%
8	1.62%	1.04%	0.86%
9	1.59%	0.76%	0.47%
10	2.93%	0.93%	4.20%
11	1.15%	0.79%	0.67%
12	1.99%	0.79%	0.74%
평균	1.79%	1.16%	1.43%

감사의 글

본 연구는 2018년도 순천향대학교 신진교수학술진흥사업
과제의 지원을 받아 수행하였음.

References

- [1] Terbizan, Donna J., Brett A. Dolezal, and Christian Albano. "Validity of seven commercially available heart rate monitors." *Measurement in Physical Education and Exercise Science* 6.4 (2002): 243-247.
- [2] Spierer, David K., et al. "Validation of photoplethysmography as a method to detect heart rate during rest and exercise." *Journal of medical engineering & technology* 39.5 (2015): 264-271.
- [3] Fallet, Sibylle, and Jean-Marc Vesin. "Adaptive frequency tracking for robust heart rate estimation using wrist-type photoplethysmographic signals during physical exercise." *Computing in Cardiology Conference (CinC)*, 2015. IEEE, 2015.
- [4] Fallet, Sibylle, and Jean-Marc Vesin. "Robust heart rate estimation using wrist-type photoplethysmographic signals during physical exercise: an approach based on adaptive filtering." *Physiological measurement* 38.2 (2017): 155.
- [5] Zhang, Zhilin, Zhouyue Pi, and Benyuan Liu. "TROIKA: A general framework for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmographic signals during intensive physical exercise." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 62.2 (2015): 522-531.
- [6] Temko, Andriy. "Accurate heart rate monitoring during physical exercises using ppg." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 64.9 (2017): 2016-2024.
- [7] Jarchi, Delaram, and Alexander J. Casson. "Towards photoplethysmography-based estimation of instantaneous heart rate during physical activity." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 64.9 (2017): 2042-2053.
- [8] Song, Jiajia, et al. "A Robust Dynamic Heart-Rate Detection Algorithm Framework During Intense Physical Activities Using Photoplethysmographic Signals." *Sensors* 17.11 (2017): 2450.
- [9] Ram, M. Raghu, et al. "A novel approach for motion artifact reduction in PPG signals based on AS-LMS adaptive filter." *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 61.5 (2012): 1445-1457.
- [10] Chan, K. W., and Y. T. Zhang. "Adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic recordings using a variable step-size LMS filter." *Sensors*, 2002. *Proceedings of IEEE*. Vol. 2. IEEE, 2002.
- [11] Wood, Levi B., and H. Harry Asada. "Low variance adaptive filter for cancelling motion artifact in wearable photoplethysmogram sensor signals." *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007. *EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2007.
- [12] Lee, Han-Wook, et al. "The periodic moving average filter for removing motion artifacts from PPG signals." *International Journal of Control, Automation, and Systems* 5.6 (2007): 701-706.
- [13] Peng, Fulai, et al. "Motion artifact removal from photoplethysmographic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter." *Biomedical engineering online* 13.1 (2014): 50.
- [14] Lee, Boreom, et al. "Adaptive comb filtering for motion artifact reduction from PPG with a structure of adaptive lattice IIR notch filter." *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2011.
- [15] Liao, Ho-En. "Two discrete oscillator based adaptive notch filters (OSC ANFs) for noisy sinusoids." *IEEE transactions on signal processing* 53.2 (2005): 528-538.

저 자 소 개



백 현 재 (Hyun Jae Baek)

1982년 9월 15일생. 2013년 서울대학교 대학원 바이오엔지니어링 전공 졸업(공학박사). 2013년~2018년 삼성전자 삼성 리서치 연구원, 2018년~현재 순천향대학교 의용메카트로닉스공학과 교수

Tel : 041-530-4991

E-mail : hjbaek@sch.ac.kr



조 재 걸 (Jaegel Cho)

1969년 11월 15일생. 1999년 서울대학교 대학원 기계공학과 졸업(공학박사). 1999년~2016년 삼성전자 수석 연구원, 2016년~현재 순천향대학교 의용메카트로닉스공학과 교수

Tel : 041-530-1566

E-mail : jaegelcho@sch.ac.kr