가속도 신호를 이용한 실시간 보행 분석

강구태* · 박경태** · 김기련** · 최병철*** · 정동근*†

Real time gait analysis using acceleration signal

G. T. Kang*, K. T. Park**, G. R. Kim**, B. C. Choi***, and D. K. Jung†

Abstract

In this paper, we developed a digital gait analyzer using the triaxial accelerometer(TA). An approach for normal gait detection employing decay slope peak detection(DSPD) algorithm was presented. The TA was attached to the center of the waist of a subject. The subject walked a bare floor at 60, 92 and 120 steps/minute. We analyzed vertical axis acceleration signal for gait detection. At 60, 92, 120 steps/minute walking, detection accuracy of gait events were over 99 % accuracy.

Key Words : gait detection, triaxial accelerometer, decay slop peak detection

1. 서 론

최근에 성인의 육체 활동(physical activity, PA)이 삶의 질을 향상시키고 자립적인 생활 및 질병 예방에 있어서 중요한 역할을 하는 것으로 알려졌다. 적절한 강도의 규칙적인 운동(daily physical activity, DPA)은 심혈관계 질병(cardiovascular disease), 제2형 당뇨병(type 2 diabetes mellitus), 비만(obesity)과 같은 다양한 만성 질환(chronic disease)의 발병 위험을 낮출 수 있다고 폭넓게 보고되어 있다. 게다가 PA의 강도를 좀 더 높인다면 정신적인 웰빙(mental well-being) 뿐만 아니라 치매, 인지장애(cognitive impairment)와 관련된 위험을 줄이는 것으로 보고되었다^[1]. 이를 위해 WHO, 영국, 북미 그리고 오스트레일리아는 노인을 포함한 성인에 대해 1주일에 5일 이상 적어도 30분 이상의 적당한 운동을 수행할 것을 권고하고 있다. 또한 ACSM(american college of sports medicine)과 CDC(center for disease control and prevention)은 매일 약 3.2 km(2 miles)정도

걷는 것을 권장하고 있다^[2].

걷는 것(walking)은 적당한 강도(moderate intensity)를 가지는 육체 활동으로 알려져 왔고, 일본에서는 오래 전부터 하루에 10,000보 걷기 운동을 통해 성인 남녀의 건강증진을 위한 방법으로 사용되어 왔다^[3]. Hatano는 1965년 manpo-meter라는 이름으로 상업 시장에 만보계를 처음으로 소개하였다^[4]. 초기 만보계는 기계식(mechanical pedometer)으로 연구에 사용하기 부적당할 정도로 오류가 발생하였으나^[5], 1996년 Bassett et al.^[6]은 기계식 만보계를 개선한 전자식 만보계(electronic pedometer)를 통해 좀 더 정확하게 보행을 측정하였다.

전자식 만보계는 OMRON®^[7]이나 YAMASA®^[8] 등에서 다양한 크기와 부착위치, 부착 방법에 따른 만보계가 제작되어 연구^[9-11] 및 건강을 위해 일반인이 많이 사용하고 있다. 그러나 기존 만보계의 경우 느린 보행에서 보행수가 저평가(underestimation) 되거나^[12] 외부잡음에 의해 발생하는 보행 검출 오류로 과대평가(overestimation)되기도 한다. 또 계단을 오르거나 내릴 때 평지 보행에 비하여 오차가 많이 발생한다고 보고되어 있다^[13].

보행을 검출하기 위한 방법으로는 족저압 분포와 같은 압력을 통한 방법^[14]과 최근에는 MEMS(micro-electromechanical systems) 기술로 소형화된 가속도 센서를 이용한 방법들이 소개되고 있다. 또한 3축 가속도

*동아대학교 의과대학 의공학교실(Department of Medical Engineering, College of Medicine, Dong-A University)

**주피리오랩(Physiolab Co., Ltd.)

***춘해보건대학 의용공학과(Department of Biomedical Engineering, ChoonHae College of Health Science)

†Corresponding author : dkjung@dau.ac.kr

(Received : September 1, 2009, Revised : October 20, 22, 2009

Accepted : November 2, 2009)

Fig. 1. Photograph of devices (a) Triaxial accelerometer, (b) Bluetooth adapter.

센서는 보행뿐만 아니라 자세 및 움직임 모니터링이 가능하며, 유비쿼터스 헬스케어기술과 접목이 가능하도록 무선 장비 형태로 개발되어 많이 사용되고 있다¹⁵⁻¹⁹.

이와 같이 다양한 만보계와 가속도 센서를 이용한 생체 활동에 대한 연구는 여러 가지로 이루어져 있으나 활동량 평가를 위한 기준인 보행 검출 방법 및 정확도에 대해서는 많이 보고되어 있지 않다. 따라서 본 연구에서는 개인의 위치 추정 및 보행 상태 모니터링을 위한 예비 연구로 3축 가속도 센서를 이용한 3축 가속도계(triaxial accelerometer, TA)의 구현과 이를 이용한 보행 및 보행 속도의 변화에 무관한(independent) 보행 검출 방법에 대하여 연구하였다.

2. 실험 방법

2.1. 보행 분석 장비

가속도 센서는 Freescale®의 MMA7260QT를 사용하여 가속도 검출 회로를 구현하였다. MMA7260QT는 $\pm 1.5 \sim 6$ g의 가속도 범위 선택이 가능하고 X, Y, Z 3축 가속도 신호 출력이 가능하다. 또한 저전력으로 구동되며 아날로그 출력을 가지고 저비용으로 구입이 용이하다. Fig. 1(a)는 가속도 센서와 MCU, Bluetooth module (Firmtech, FB155BC)이 내장된 장비로 82×51×14 mm 크기와 약 57 g의 무게를 가진다. 가속도 센서로부터 검출된 신호는 ATmega168 MCU를 사용하여 10-bit 디지털로 변환하고, 120 Hz로 샘플링 하였다. 샘플링 된 가속도 신호는 Bluetooth module을 사용하여 PC로 실시간 무선으로 전송하여 분석하였다(Fig. 1 (b)).

2.2. 피검자 및 데이터 수집

본 연구는 건강한 피검자 3명(여성 1명, 남성 2명)을 대

Table 1. Overview of 3 subjects

Name	Gender	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)
1	M	27	175	80
2	F	28	165	47
3	M	38	185	82
Mean $\pm$ SD	-	31 $\pm$ 6.08	175 $\pm$ 10.0	60.7 $\pm$ 19.6

Fig. 2. Orientation on this study. (a) Front view: medio-lateral(ML) and vertical(VT), (b) Side view: anterior-posterior(AP).

상으로 보행신호를 수집하였다(Table 1). 평균 나이는 31 $\pm$ 6.08세, 신장은 175 $\pm$ 10 cm, 체중은 60.7 $\pm$ 19.6 kg이다. 피검자들은 사람의 무게 중심 위치인 허리 중앙 배꼽 아래에 TA를 착용하고(Fig. 2), 평지 바닥에 표시된 직선을 따라 전방을 주시하며 보행하였다. 가속도 센서로부터 출력되는 3축 가속도 신호는 보행 전후 방향(anterior-posterior, AP) 또는 X축 방향, 좌우 방향(medio-lateral, ML) 또는 Y축 방향 그리고 중력 수직 방향(vertical, VT) 또는 Z축 방향으로 보행 검출은 3축 가속도 신호 중에서 신호가 상대적으로 크게 나타나는 VT가속도 신호를 사용하였다. 보행속도는 디지털 메트로놈(metronome)을 사용하여 분당 60, 92, 120보의 속도로 보행하였으며, 측정의 신뢰성을 높이기 위해 각 보행속도에서 3회씩 측정하여 분석하였다.

2.3. 신호 분석

SVM(signal vector magnitude)^[20]은 TA로부터 나오는 가속도 신호를 통하여 움직임의 크기(intensity)를 알 수 있으며, 식 (1)과 같다.

$$SVM = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2} \quad (1)$$

단, x_i 는 AP 방향 가속도 신호의 i 번째 샘플 데이터이다(유사하게 y_i 는 ML 방향, z_i 는 VT 방향에 대한 가속도 신호이다).

통계적으로 RMS(root mean square)값은 주기적으로

Fig. 3. The flow chart of peak detection using DSPD. This flowchart displays the major components of the algorithm embedded onto the TA unit's micro-controller.

음양으로 변하는 신호의 크기를 정의하는 데 유용한 값으로 쓰이며, n 개의 값 $\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ 에 대한 RMS는 식 (2)와 같다.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{n}} \quad (2)$$

단, x_i 는 AP 방향 가속도 신호의 i 번째 샘플 데이터이다.

2.4. 보행 검출

보행 검출 전 신호 전처리로 DC 성분 제거, 안정성

(stationarity) 확보를 위해 선형 추세(linear trend)를 제거하였다. 그리고 보행 중에 발생하는 보행 가속도 이외의 측정 잡음이나 고주파 잡음(spike noise), 중력 가속도를 제거하기 위해 이동평균(moving average, MA) (window size $w=6$)^[21]과 중간값 필터(median filter, MF)(filter length $n=3$)^[22]를 사용하였다.

보행 검출은 Christove 등^[23,24]이 ECG에서 QRS 검출을 위해 제시한 방법을 사용하여 본 연구에서 문턱치를 넘는 봉우리에 대하여 기울기 감소 봉우리 검출(decay slope peak detection, DSPD) 방법을 개발, 보행 이벤트 검출을 위해 사용하였으며 방법은 다음과 같다 (Fig. 3).

(1) 3축 가속도 센서로부터 얻은 중력방향 가속도 신호(VT)와 보행 이벤트 검출을 위한 비교 신호(comparative signal, Sc)를 시간에 따라 하나씩 비교한다.

(2) 만약 비교 신호가 중력 방향 가속도 보다 작은 경우에는 비교된 중력가속도 값을 비교신호로 대입하고 두 신호를 계속 비교한다. 그렇지 않고 비교 신호가 중력 방향 가속도 보다 큰 경우에는 보행 이벤트인지 판단한다.

(3) 보행 이벤트는 다음 조건을 만족해야 한다.

- 연속된 2개의 중력 방향 가속도 신호의 미분값이 < 0 이고,
- 중력 방향 가속도 신호 $>$ 특정 문턱치,
- 같은 시간에서의 비교 신호가 중력 방향 가속도 신호보다 작은 값이었다가 다음 시간에서 비교 신호가 중력 방향 가속도 신호보다 큰 값일 경우

(4) 3번의 보행 이벤트 검출 조건 비교를 마친 후, 보행 이벤트 검출여부에 상관없이 비교 신호를 변경한다. 비교 신호는 보행 이벤트를 검출하고 0.2초 구간에 해당하면 단조 증가 직선을 그리며 증가한다(Fig. 4 (a)). 본 연구에서는 120 Hz의 샘플링으로 24개의 샘플에 대하여 증가한다. 그리고 비교신호가 0.2초 구간을 넘으면 단조 감소 직선으로 변경되어 기준 문턱치까지 서

Fig. 4. Tracing of raw signal and decay slope peak detection(thin solid line: VT, thick solid line: comparative line, *: detected peak, horizontal line: threshold=0.05 g), (a) increase slope after peak detection, (b) decrease slope after peak detection.

Fig. 5. Comparison of the RMS according to step rate.

서히 감소한다(Fig. 4 (b)). 단, 4번의 과정은 보행 이벤트 검출 조건에 맞지 않아 보행 이벤트가 아닌 신호인 경우에도 적용된다.

(5) 비교 신호가 문턱치보다 작으면 문턱치를 비교 신호로 대체한다.

(6) 위의 2번에서 5번의 과정을 시간에 따라 지속적으로 반복하여 실시간으로 보행 이벤트를 검출한다.

Fig. 4는 문턱치가 0.05 g일 때, DSPD를 통해 보행 이벤트를 검출한 예시 그림으로 VT 방향 가속도 신호(thin solid line)와 비교 신호(thick solid line) 그리고 검출된 peak(*)를 표시하였다. 그림에서 가속도 신호의 진폭의 변화에도 유연하게 보행 이벤트를 찾을 수 있다.

3. 결과 및 고찰

3.1. 신호 분석

Fig. 5는 보행 속도에 따른 3축 방향의 RMS값으로 보행 속도가 증가함에 따라 AP, ML, VT 모든 방향에서 RMS가 증가하였다. 이로부터 보행 속도가 증가함에 따라 가속도 신호의 진폭이 크게 나타남을 알 수 있다. 특히 VT 방향에서 크게 증가했으며, VT 방향에서 보행 이벤트 검출이 용이함을 알 수 있다. Fig. 6은 보행 속도에 따른 3축 가속도 신호로 분당 60, 92, 120 보의 속도로 보행한 것이다. 디지털 보행분석기 작동 후 안정화된 보행 신호를 얻기 위해 초기 반복(iteration) 시간 10초를 버리고 5초 동안의 보행 신호 보였다. 모든 보행 속도에서 주기성을 가지는 보행 파형이 관찰되었고, 보행 신호의 주기성은 ML 방향보다는 AP, VT 방향 가속도 신호에서 잘 나타났다. 또한 보행 속도가 빨라짐에 따라 3축 가속도 신호와 SVM의 진폭이 커졌으며, 보행 주기는 짧아져 보행 속도에 따라 가속도 신호의 패턴이 다르게 나타남을 알 수 있다.

Fig. 6. Triaxial acceleration and SVM signals according to step rate.

Fig. 7. The power spectrum according to step rate.

3.2. 주파수 분석

Fig. 7은 보행 속도에 따른 파워 스펙트럼으로 초기 10초 동안의 반복을 제거한 후 512개의 데이터에 대해

FFT(fast Fourier transform)를 수행하였다. 먼저, AP 방향(Fig. 7 (a)~(c))과 VT 방향(Fig. 7 (g)~(i))에서 분당 보행 속도가 60, 92, 120일 때, 각각 1.17 Hz(Fig. 7 (a), (g)), 1.88 Hz(Fig. 7(b), (h)), 2.34 Hz(Fig. 7 (c), (i))에서 기본 주파수가 나타났다. 반면에 ML방향(Fig. 7 (d)~(f))에서는 약 0.7 Hz, 0.94 Hz, 1.17 Hz에서 기본 주파수가 나타났으며, 이는 AP나 VT 방향의 기본주파수의 약 1/2에 해당된다. 이는 ML의 경우 AP나 VT 방향과 같이 1보로 1주기가 완성되는 것이 아니라 좌우 1보씩 보행을 하여 1주기가 완성되기 때문이다. 또한 SVM에 대한 주파수 분석에서는 분당 보행속도 60, 92, 120보에서 각각 1.17 Hz, 1.88 Hz, 2.34 Hz로 기본 주파수가 나타났으며, AP와 VT 방향 가속도의 기본주파수와 같음을 알 수 있다.

3.3. 정확도

정확도는 피검자에 대하여 각 보행 속도에서 100보를 3회 측정하여 이를 평균한 값으로 계산하였다. 100보당 보행 검출의 정확도는 분당 보행 속도 60, 92보일 때, 각각 99.7%와 99.5%로 모든 보행 이벤트를 찾는 것으로 나타났으며, 보행 속도가 120일 때는 98.4%로 빠른 보행 속도에서는 보행 이벤트를 놓치는 경우가 발생함을 알 수 있다(Table 2). 이는 하나의 보행 이벤트를 검출한 후, 다음 보행 이벤트를 찾기 위한 비교 신호의 기울기 감소가 완만하여 다음 보행 이벤트를 검출하지 못했기 때문에 발생한 문제이다. 따라서 보행 속도가 빠른 상태에서도 좀 더 정확한 보행 이벤트 검출을 위해 보행 속도에 따라 비교 신호의 기울기가 변하도록 DSPD 방법의 개선이 필요하다. Melanson 등^[12]은 상용화된 만보계의 정확도를 비교하여 2.0 MPH의 느린 보행속도에서 만보계의 정확도가 스프링 기계식 만보계는 71% 이하이고 압전식 만보계는 97% 이하임을 보고하였다. 보행속도 2.0 MPH는 피검자의 신체 조건에 따라 다르지만 보폭을 60 cm로 간주할 때 분당 90보에 해당한다. 본 연구결과에서는 분당 92보에서 99.5%의 정확도를 보여 가속도 신호를 이용한

DSPD 보행 검출이 Melanson 등이 사용한 기존 만보계^[12]에 비하여 정확도가 높음을 알 수 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 3축 가속도 센서를 사용하여 디지털 만보계를 제작하였고, 제작된 만보계로부터 획득한 가속도 신호로부터 보행 속도에 무관하게 보행 이벤트를 검출하는 방법에 대하여 기술하였다. 보행 속도에 따른 보행 이벤트를 검출하기 위해 분당 60, 92, 120보의 다양한 보행 속도에서 가속도 신호를 획득하고 DSPD 방법을 이용하여 보행 이벤트를 검출하였다. 보행 이벤트 검출은 가속도 신호가 비교적 크게 나타나는 VT 방향 신호를 사용하였고 간단한 전처리를 거친 후 보행 이벤트를 검출하였다. 본 연구결과는 시험된 모든 보행 속도에서 정확도가 95% 이상으로 디지털 만보계의 기본적인 요구조건을 만족하였으며, 분당 60보의 느린 보행 검출에 DSPD 방법이 효과적으로 신호를 검출 가능함을 제시하였다.

감사의 글

본 연구는 보건복지가족부 보건의료기술 진흥사업의 지원을 받아 수행된 연구임(Grant No.: A040032).

참고 문헌

- [1] Department of Health. Physical Activity, Health Improvement and Prevention, At least five a week, London: Department of Health 2004.
- [2] R. R. Pate, M. Pratt, S. N. Blair, W. L. Haskell, C. A. Macera, C. Bouchard, D. Buchner, W. Ettinger, G. W. Heath, and A. C. King. "Physical activity and public health. a recommendation from the centers for disease control and prevention and the american college of sports medicine", *JAMA*, vol. 273, no. 5, pp. 402-407, 1995.
- [3] Y. Hatano, "Prevalence and use of the pedometer", *Res J Walking*, vol. 1, pp. 45-54, 1997.
- [4] Y. Hatano, C. Tudor-Locke, Pedometer-assessed physical activity: measurement and motivations. Paper presented at the American College of Sports Medicine Annual Meeting, Baltimore, MD., 2001.
- [5] S. N. Blair, How to assess exercise habits and physical fitness. In J. D. Matarazzo, S. M. Weiss, J. A. Herd, and N. E. Miller(Eds), *Behavioral Health: A Handbook of Health Enhancement and Disease*

Table 2. Result of gait detection accuracy according to step rate(%).

참가자	보행속도 (steps/min)		
	60	92	120
1	99.7	99.7	98.7
2	97.7	99	100
3	99.8	100	96.6
Mean±SD	99.7±0.05	99.5±0.51	98.4±1.71

- Prevention*, Wiley, New York: pp. 424-447, 1984.
- [6] D. R. Bassett, B. E. Ainsworth, S. R. Leggett, C. A. Mathien, J. A. Main, D. C. Hunter, and G. E. Duncan, "Accuracy of five electronic pedometers for measuring distance walked", *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 28, no. 8, pp. 1071-1077, 1996.
- [7] Available at: <http://www.omronhealthcare.com/>.
- [8] Available at: <http://www.yamasa-tokei.co.jp/>.
- [9] C. V. Bouten, K. R. Westerterp, M. Verduin, and J. D. Janssen, "Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer", *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 26, no. 12, pp. 1516-1523, 1994.
- [10] C. V. Bouten, K. T. M. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. D. Janssen, "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity", *IEEE trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 136-147, 1997.
- [11] N. L. Dudek, O. D. Khan, E. D. Lemaire, M. B. Marks, and L. Saville, "Ambulation monitoring of transtibial amputation subjects with patient activity monitor versus pedometer", *J. Rehabil Res Dev.*, vol. 45, no. 4, pp. 577-585, 2008.
- [12] E. L. Melanson, J. R. Knoll, M. L. Bell, W. T. Donahoo, J. O. Hill, L. J. Nysse, L. Lanningham-Foster, J. C. Peters, and J. A. Levine, "Commercially available pedometers: considerations for accurate step counting", *Prev. Med.*, vol. 39, pp. 361-368, 2004.
- [13] M. Ayabe, J. Aoki, K. Ishii, K. Takayama, and Hi. Tanaka, "Pedometer accuracy during stair climbing and bench stepping exercises", *J. Sports Science and Medicine*, vol. 7, pp. 249-254, 2008.
- [14] 박재현, 장화선, 정재우, 노시철, 최홍호, "패치형 무선 피부 온도 측정 시스템의 설계 및 구현", *센서학회지*, 제17권, 제3호, pp. 210-216, 2008.
- [15] M. J. Mathie, A. C. F. Coster, and N. H. Lovell, "Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 41, pp. 296-301, 2003.
- [16] M. J. Mathie, A. C. F. Coster, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement", *Physiol. Meas.*, vol. 25, pp. R1-20, 2004.
- [17] A. Godfrey, R. Conway, D. Meagher, and G. ÓLaighin, "Direct measurement of human movement by accelerometry", *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, pp. 1364-1386, 2008.
- [18] 정도운, 정완영, "3축 가속도 센서를 이용한 자세 및 활동 모니터링", *센서학회지*, 제16권, 제5호, pp.467-474, 2007.
- [19] 우상호, 박수영, 지아 모이 우딘, 원철호, 이정현, 박희준, 이정우, 홍영진, 서진호, 염영일, 조진호, "패치형 피부 온도 측정 시스템의 설계 및 구현", *센서학회지*, 제17권, 제5호, pp. 350-360, 2008.
- [20] D. M. Karantonis, M. R. Narayanan, M. M. Mathie, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring", *IEEE Trans Inf Technol Biomed.*, vol. 10, no. 1, pp. 156-67, 2006.
- [21] S. W. Smith, *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*, 2nd Ed., California Technical Publishing SanDiego, California, USA, pp. 277-284, 1999.
- [22] M. J. Mathie, A. C. F. coster, B. G. Celler, and N. H. Lovell, "Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, pp. 670-370, 2006.
- [23] I. Christov and T. Stoyanov, "Steep slope method for real time QRS detection", in *Proc. 10-th Conference with International Participation "ELECTRONICS-ET'2001"*, Sozopol, September, 2001.
- [24] I. Christov, "Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold", *Bio-Medical Engineering OnLine*, vol. 3, no. 28, pp. 1-8, 2004.

강 구 태

- 1995년 부산대학교 정밀기계공학과 (공학사)
- 2008년 동아대학교 대학원 의학과 의공학전공(의학석사)
- 주관심분야: u-헬스케어, 원격환경모니터링

박 경 태

- 1998년 경상대학교 물리학과(이학사)
- 2000년 인제대학교 이론물리학(이학석사)
- 2006년 인제대학교 이론물리학(이학박사)
- 현재 (주)피지오랩 기술연구소 선임연구원
- 주관심분야: 생체신호 비선형분석

김 기 련

- 1999년 부산대학교 전자공학과(공학사)
- 2001년 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 2005년 부산대학교 의공학협동과정 (공학박사)
- 현재 (주)피지오랩 대표이사
- 주관심분야: 생체신호계측, 신호처리, u-헬스케어

최 병 철

- 1998년 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 2004년 부산대학교 의공학협동과정 (공학박사)
- 현재 동아대학교 대학원 의학과 (박사과정)
- 현재 춘해보건대학 의료공학과 부교수
- 주관심분야: 의공학, 생체신호계측

정 동 군

- 1989년 부산대학교 의학과(의학사)
- 1991년 부산대학교 대학원(의학석사)
- 1993년 부산대학교 대학원(의학박사)
- 현재 동아대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 주관심분야: 생체신호계측, 원격의료, 심혈관계 생리학