

노인 낙상 후 충격량 측정 및 기립여부 판단 시스템 구현

| |
|---------|
| 논 문 |
| 60-6-20 |

Development of fall Detection System by Estimating the Amount of Impact and the Status of Torso Posture of the Elderly

김 충 현* · 이 영 재** · 이 필 재*** · 이 정 환†
(Choong Hyun Kim · Young-Jae Lee · Pil-Jae Lee · Jeong-Whan Lee)

Abstract - In this study, we proposed the system that calculates the algorithm with an accelerometer signal and detects the fall shock and it's direction. In order to gather the activity patterns of fall status and attach on the subject's body without consciousness, the device needs to be small. With this aim, it is attached on the right side of subject's waist. With roll and pitch angle which represent the activity of upper body, the fall situation is determined and classified into the posture pattern. The impact is calculated by the vector magnitude of accelerometer signal. And in the case of the elderly keep the same posture after fall, it can distinguish the situation whether they can stand by themselves or not. Our experimental results showed that 95% successful detection rate of fall activity with 10 subjects. For further improvement of our system, it is necessary to include tasks-oriented classifying algorithm to diverse fall conditions.

Key Words : Fall, Ubiquitous health, Elderly care, Accelerometer

1. 서 론

낙상은 노인층에서 흔히 발생하는 사고 중에 하나이며 실제로 65세 이상의 노인 중 1/3이 매년 1번 이상의 낙상을 당하고 이 중에서 절반은 고통을 수반하게 된다. 노인의 낙상은 조기사망, 신체손상, 비가동성, 사회심리학적 기능장애 및 요양원에 입원되는 원인이 되고 있다[1]. 또한 노인의 낙상에 있어서 고려해야 할 점은 노인이 일상생활에서의 행동의 제한을 받거나 혹은 요양원으로 격리되는 것을 우려하여서 보고를 하지 않을 수 있다는 점인데 실제로 노인시설에서 발생하는 사건에도 목격자가 드물고 또 노인의 인지능력 부족으로 인한 보고 미비로 치료가 늦어지는 경우가 있다.

낙상은 65세 이상의 노인 분들의 주요 사망 원인이며 한 해에 만 명 정도의 노인이 낙상으로 사망을 하고 있다. 또한 낙상 후 병원으로 입원했던 환자들 중에 절반만이 1년 이상 수명을 유지한다. 이런 관점에서 보았을 때, 고령자의 낙상 검출 및 신속한 알람 경고 시스템은 매우 중요하며 특히 독거노인의 경우 목격자의 희소성 때문에 큰 사고로 이어질 확률이 높다. 또한 미미한 낙상은 발생 후 정상적인 생활로 복귀가 가능하지만 중한 손상일 경우 기립이 불가능

한 상태로 되는 경우가 있으므로 낙상의 발생뿐만 아니라 낙상 후의 상태를 확인하는 조기 경고 시스템도 필요하다. 이러한 행동 패턴과 같은 동작을 측정하는 도구로서 가속도계가 널리 사용되어지고 있으며 일상생활에서의 실시간 패턴 분석에도 응용되어지고 있다[2-5]. 낙상을 검출하기 위한 대부분의 연구는 가속도 센서의 충격량(impact)이 어느 일정한 임계값(threshold)을 초과하였는지 여부를 판단하는 방식이다[6]. 자동 검출 방식에서의 낮은 정확도를 보완하기 위한 방안으로 가속도 센서를 허리와 허벅지에 착용하여 낙상의 방향을 검출하는 알고리즘도 연구되었으며[7] 가속도 센서와 마이크를 이용하여 충격량이 임계값을 초과하였을 때 음성신호에서도 큰 파형이 검출되면 낙상으로 판단하는 방법이 있다[8]. 또한 가속도 센서와 자이로 센서를 이용한 방법 등 다양한 연구가 수행되었다[9].

본 연구에서 제안한 낙상 검출의 방법은 가속도계를 이용하여 Impact, Roll, Pitch를 계산함으로써 충격량의 어느 일정 임계값을 두어서 그 이상이 되었을 때 낙상으로 간주되며 손상 정도를 예측할 수 있는 지표로 삼았다. 또한 Roll, Pitch 값을 이용하여 환자가 넘어진 방향을 검출하고 손상 부위를 예측하여 병원으로 이송되는 과정에서 부상당한 부위의 접촉을 가능한 피하거나 재활치료를 할 때 낙상이 잦은 부위를 강화하여 하반신의 균형을 맞추기 위한 보조 자료로 활용 가능하다.

2. 본 문

2.1 종속형 IIR 필터의 설계

3축 가속도 센서인 MMA7260(Freescale, USA)의 값을 이용하여 roll, pitch 값을 계산하기 위해서는 1 Hz 이하의

* 정 회 원 : 한국과학기술연구원(KIST) 의공학 연구소
바이오닉스연구단 선임연구원

** 정 회 원 : 건국대학교 의료생명대학 의공학부 박사과정

*** 준 회 원 : 건국대학교 의료생명대학 의공학과 석사과정

† 교신저자, 정회원 : 건국대학교 의료생명대학 의공학부 부교수
건국대 의공학 실용 기술 연구소

E-mail : jwlee95@kku.ac.kr

접수일자 : 2011년 5월 6일

최종완료 : 2011년 5월 19일

저역 통과 필터(low pass filter)를 이용하여 지표면을 기본으로 하는 센서모듈의 기울어진 각도를 추정하였으며, 외부로부터 가해진 충격량을 추정하기 위하여 0.7 - 20 Hz 대역 통과 필터를 사용한다. 필터의 종류로는 버터워스(Butterworth)를 선정하였으며 직접형(direct form)-II 방식으로 설계하였을 경우 MCU에서 지원하는 부동 소수점의 자릿수 한계에 따른 오차에 의하여 선택한 주파수 특성이 잘 반영되지 않거나 안정 상태에서도 수렴하지 않는 문제가 발생하게 된다. 따라서 누적된 부동소수점 오차를 최소화시킬 수 있는 종속형(Cascading second-order sections)을 선정하였다. 이 형태에서 시스템 함수 $H(z)$ 는 실수 계수를 갖는 2차 부분들의 곱으로 나타나게 된다. 이것은 분자와 분모의 다항식을 각각의 근(root)으로 인수분해하여 복소수 켈레근 쌍(complex conjugate pair) 또는 두 실근을 조합하여 2차의 다항식을 만드는 과정이다. 전체 N 이 짝수라고 하면 다음의 식 (1)과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned}
 H(z) &= \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_N z^{-N}} \quad (1) \\
 &= \frac{b_0 \left(1 + \frac{b_1}{b_0} z^{-1} + \dots + \frac{b_N}{b_0} z^{-N} \right)}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_N z^{-N}} \\
 &= b_0 \prod_{k=1}^K \frac{1 + B_{k,1} z^{-1} + B_{k,2} z^{-2}}{1 + A_{k,1} z^{-1} + A_{k,2} z^{-2}}
 \end{aligned}$$

여기서, $K=N/2$, $B_{k,1}, B_{k,2}, A_{k,1}, A_{k,2}$ 는 2차 부분들의 계수이다. 설계된 1 Hz 저역 통과 필터와 0.7 - 20 Hz 대역 통과 필터의 주파수 응답은 다음의 그림 1과 같다.

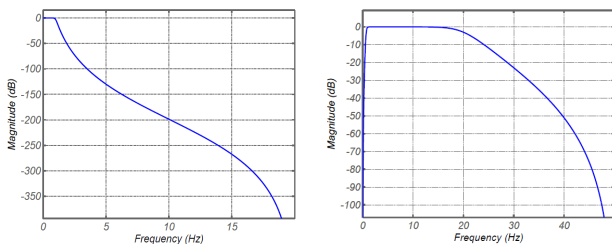


그림 1 종속형 IIR 저역 통과 필터와 대역 통과 필터의 주파수 응답

Fig. 1 Frequency response of IIR low pass filter and band pass filter in second order section form

그림 2는 가속도 센서에서 얻어진 값(a)과 동일한 값을 1 Hz 저역 통과 필터로 처리한 값(b)을 동시에 나타낸 그래프이다. 그래프 (b)는 필터 연산에 의한 지연시간이 발생하지만 (a)에서 나타나는 고주파 잡음에 의한 영향이 감소하므로 낙상시의 충격에 의한 외란이나 외부 잡음에도 상대적으로 정확한 몸의 기울기를 측정하기에 적합하다.

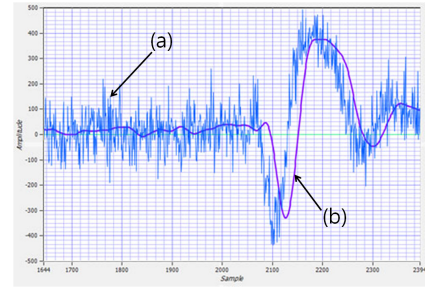


그림 2 저역 통과 필터 성능 비교; 가속도 센서 원 신호(a), 저역 통과된 신호(b).

Fig. 2 Comparison of low pass filter performance; original accelerometer signal(a), low pass filtered signal(b).

2.2 지표면에 대한 상반신의 Roll, Pitch 각도 추정

전체적인 신호처리 과정은 그림 3에 나타나 있다. 가속도계에서 얻어진 데이터는 저역 통과 필터를 거쳐서 roll, pitch 각도 계산에 적용되고 밴드 대역 통과 필터를 거쳐서 충격량을 계산한다. 결과적으로 roll, pitch 각과 충격량을 기준으로 낙상의 유무와 방향을 측정한다.

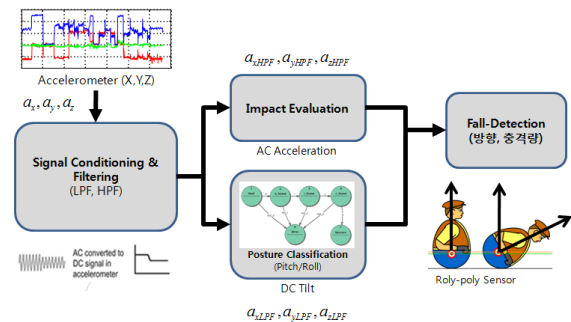


그림 3 가속도 센서를 이용한 신호처리 과정

Fig. 3 Signal processing procedure with accelerometer

저역 통과 필터를 통과한 가속도 센서 신호 a_{xLPPF} , a_{yLPPF} , a_{zLPPF} 는 식(2)와 같이 중력가속도 $g(9.8m/s)$ 로 스케일을 하여야 한다.

$$a_{xLPPFn} = \frac{a_{xLPPF}}{g}, a_{yLPPFn} = \frac{a_{yLPPF}}{g}, a_{zLPPFn} = \frac{a_{zLPPF}}{g} \quad (2)$$

정규화된 가속도 센서신호를 이용한, Roll, Pitch각의 계산은 다음의 식(3), (4)와 같다.

$$\theta = \arcsin\left(\frac{a_{xLPPF}}{g}\right) = \arcsin(a_{xLPPFn}) \quad (3)$$

$$\phi = \arcsin\left(-\frac{a_{yLPPF}}{g \times \cos\theta}\right) = \arcsin\left(-\frac{a_{yLPPFn}}{\cos\theta}\right) \quad (4)$$

여기서 θ 는 roll각을, ϕ 는 pitch각을 의미한다. 낙상 동작은 외부로부터의 충격이 가해짐으로써, 가속도 센서의 교류 성분의 변동을 유발한다. 낙상의 충격량을 추

정하기 위한 SVM(Signal Vector Magnitude)값은 다음과 같이 식(4)로 계산된다.

$$svm(n) = \sqrt{\sum_{i=1}^k a_{xLPF}(i)^2 + \sum_{i=1}^k a_{yLPF}(i)^2 + \sum_{i=1}^k a_{zLPF}(i)^2} \quad (4)$$

svm(n)은 일정한 간격 k로 적분하여 SVM을 계산하고, 이를 비교 값으로 사용하여 낙상을 유발하는 충격량을 결정한다.

2.3 하드웨어 설계

그림 4는 낙상센서 모듈의 각 부분에 따른 기능을 나타낸다. 저전력 구현을 위하여 16bit micro processor인 MSP430F247(Texas Instrument, USA)를 사용하였다. 가속도 센서는 MMA7260(Freescale, USA)을 사용하였으며, OLED를 통한 상태 표시, 낙상 시간을 기록하기 위한 RTC(Real Time Clock)과 USB 충전 기능을 구현하였으며, 측정 실험시 원격에서 센서 모듈의 가속도 신호 및 처리된 결과 신호를 모니터링하기 위하여 블루투스 모듈을 장착하여 PC로 데이터를 전송하게 하였다. 데이터의 무선 전송이 지원되지 않는 경우를 위하여서 32 Mbit 플래시 메모리를 보조 메모리로 사용한다. 실제 구현한 모듈은 그림 5와 같다.

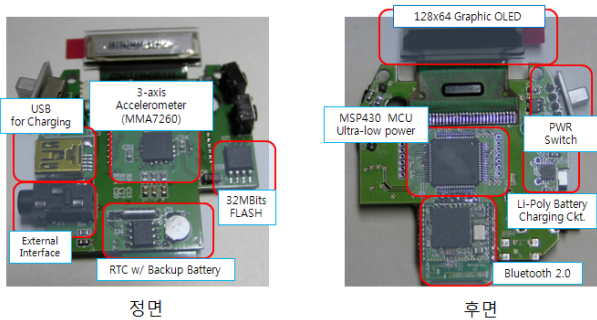


그림 4 낙상 측정 시스템의 구성도
Fig. 4 Configuration of fall-detection system



그림 5 벨트 착용형으로 제작된 낙상 검출 모듈
Fig. 5 Fall-detection module implemented in belt-clip type

2.4 실험 방법

실험 방법은 피실험자를 앞, 뒤, 좌, 우로 넘어지도록 하였으며 모듈은 오른쪽 허리 중앙에 위치하도록 착용하였다. Roll에서는 360도를 Up, Down, Left, Right 4개의 각도 형

태로 나누었으며 pitch는 Up, Down, Front, Back 으로 그림 6과 같이 표현하였다.

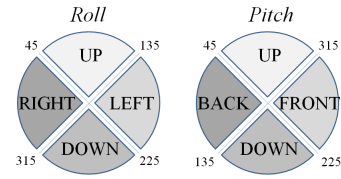


그림 6 Roll 과 pitch의 각도에 따른 낙상 방향
Fig. 6 Fall direction with roll and pitch angle

그림 7은 방향에 따른 실험 방법과 낙상시의 자세를 나타낸다. 낙상 후 자세를 유지하는 것과 일정 시간 후에 기립하는 자세를 비교하여 정상 생활로의 복귀가 가능한 상태인지 확인할 수 있도록 하였다.



그림 7 앞, 뒤, 좌, 우 낙상 방향에 따른 자세
Fig. 7 After fall posture in front, back, left, right side

3. 결 론

낙상 센서 모듈에서 측정된 impact, roll, pitch 값은 그림 8, 9와 같다. 두 그림의 차이점은 그림 8의 경우 낙상 후 낙상상태를 그대로 유지하였을 때의 파형이며 그림 9는 낙상 후 스스로 일어났을 때의 값을 나타낸 것이다. Impact 값의 경우 낙상시에 임계값인 100을 모두 초과하므로 낙상 검출이 가능하다. 또한 이 roll, pitch 값을 해석하면 낙상 후의 값을 통하여 어느 방향으로 넘어졌는지와 기립상태인지 아닌지를 판별할 수 있는 기준이 된다.

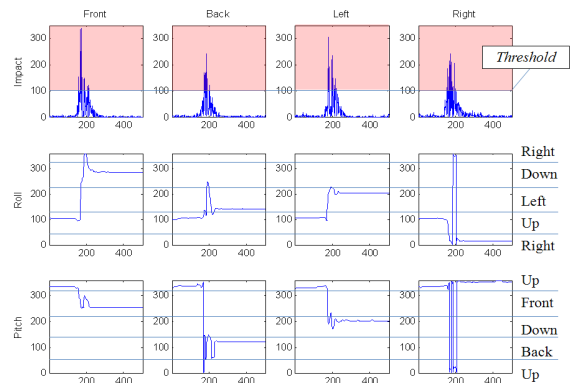


그림 8 낙상 상태 유지시의 impact, roll, pitch 신호
Fig. 8 Signals of impact, roll and pitch when the fallen status being kept

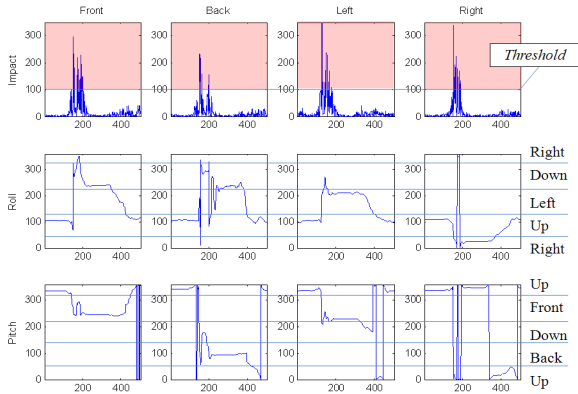


그림 9 낙상 후 기립시의 impact, roll, pitch 신호
 Fig. 9 Signals of impact, roll, pitch after recovered from fallen

낙상 하였을 때 하나의 상태에서 roll, pitch가 공통된 값을 나타내지 않는 경우가 발생한다. 이 이유는 가속도 센서의 값이 90도 단위로 기울기를 계산하는 공식이 달라지므로 그 중간에서 값을 계산하는 과정에 오차가 발생하기 때문이다. 표 1에서처럼 roll 과 pitch가 표시하는 상태가 다를 때 다음과 같은 알고리즘을 적용하면 쉽게 상태를 분별할 수 있다.

표 1 낙상 유지와 낙상 후 기립상태에서의 상체 방향 변화 비교

Table 1 Comparisons between keep fallen and recovered by direction change of torso

| | | 낙상 유지 | | | 낙상 후 기립 | | |
|-------|-------|-------|-------|-------|---------|-------|------|
| | | 낙상 전 | 낙상 | 낙상 후 | 낙상 전 | 낙상 | 낙상 후 |
| Front | Roll | Up | Down | Down | Up | Down | Up |
| | Pitch | Up | Front | Front | Up | Front | Up |
| Back | Roll | Up | Left | Left | Up | Down | Up |
| | Pitch | Up | Back | Back | Up | Back | Up |
| Left | Roll | Up | Left | Left | Up | Left | Up |
| | Pitch | Up | Down | Down | Up | Front | Up |
| Right | Roll | Up | Right | Right | Up | Right | Up |
| | Pitch | Up | Up | Up | Up | Up | Up |

Down 방향은 사람이 뒤집어 졌다는 의미므로 불가능하다고 고려된다. 또한 Back 의 경우 다른 자세에서는 나오지 않으므로 Roll 에 상관없이 Pitch가 Back 일 때는 Back으로 간주한다. 마찬가지로 Right는 Pitch에 상관없이 Roll이 Right 일 때는 Right로 간주한다.

그림 10은 낙상과 유사한 동작 중 서있는 상태에서 침대에 눕는 동작과, 앉았다 일어서는 동작, 침대에 누워서 구르는 동작을 선정하여 과형을 관찰하였다. 그에 따른 결과로서 impact는 임계값인 100보다 작은 값을 보였으며 그에 따라서 낙상으로 인식되지 않는다는 것을 알 수 있다.

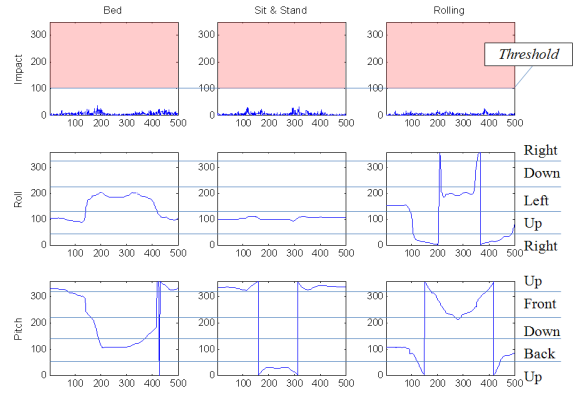


그림 10 낙상과 유사한 동작시의 impact, roll, pitch 신호
 Fig. 10 Signals of impact, roll, pitch when the movements similar with fall is execute.

표 2는 피험자 10명을 기준으로 테스트 하였을 때 각 패턴 당 10번씩 반복하여 낙상여부와 떨어진 방향의 위치를 정확하게 판단하였는지를 나타낸다. 결과적으로 총 평균이 95% 정도로 높은 검출률을 보이고 있다. 낙상 시에 몸통을 회전시키면서 떨어지거나 센서를 착용한 허리의 각도가 뒤틀린 상태로 있을 때에는 다른 패턴으로 인식하는 오차가 발생하기도 하였다.

표 2 낙상 및 방향 검출 정확도

Table 2 Detection accuracy rate of fall and direction

| 피험자 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 평균 |
|---------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|----|
| 앞(%) | 100 | 100 | 100 | 100 | 90 | 100 | 100 | 90 | 90 | 100 | 97 |
| 뒤(%) | 90 | 90 | 100 | 100 | 100 | 90 | 100 | 100 | 90 | 80 | 94 |
| 좌(%) | 100 | 90 | 90 | 100 | 90 | 90 | 80 | 90 | 100 | 100 | 93 |
| 우(%) | 90 | 100 | 90 | 100 | 100 | 100 | 90 | 100 | 100 | 90 | 96 |
| 총 평균(%) | | | | | | | | | | | 95 |

결과적으로 노인의 낙상 후 충격량을 측정하고 또한 기립 여부 판단 시스템을 통하여, 노인의 행위패턴, 위험인자요소, 라이프케어 모니터링 요소의 행위패턴 분석을 하고 또한 U-healthcare를 통한 인력절감 및 의료서비스의 질 향상에 도움이 되고 신성장 분야에서 만성질환자의 행위패턴 특징 분류, 분석 기술에 유용하다고 사료된다.

감사의 글

본 연구는 한국과학기술연구원(KIST) “정책연구지원사업 - 낙상케어 서비스용 요소기술 개발(2V01601.2010)”의 지원으로 수행되었습니다.

참고 문헌

[1] 정낙수, 최규환, “노인낙상의 원인과 예방,” 한국전문물리치료학회지 제 8권, 3 호, pp.107-111, 2001.
 [2] Najafi, B, Aminian, K, Paraschiv-Ionescu, A, Loew,

F, Bula, C. J, & Robert, P, "Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 50, no. 6, pp.711-723, 2003.

- [3] Mathie, M. J, Celler, B. G, Lovell, N. H, & Coster, A. C. F, "Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer," Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 24, pp.679-687, 2004.
- [4] Allen, F. R, Ambikairajah, E, & Lovell, N. H, "Classification of a known sequence of motions and postures from accelerometry data using adapted Gaussian mixture models," Physiological Measurement, vol. 27, pp.935-951, 2006.
- [5] Karantonis, D. M, Narayanan, M. R, Mathie, M, Lovell, N. H, & Celler, B. G, "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring," IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 10, no. 1, pp.156-167, 2006.
- [6] Noury. N, Fleury. A, Rumeau. P, Bourke. A. K, Laighin. G. Ó, Rialle. V, Lundy. J. E, "Fall detection - Principles and Methods," Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS pp.1663 - 1666, Aug. 2007
- [7] Bourke, A. K, O'Brien, J. V, & Lyons, G. M, "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm," Gait & Posture, vol. 26, pp.194-199, 2007.
- [8] 김남섭, "유비쿼터스 헬스케어를 위한 효율적인 낙상 감지 기법," 한국정보기술학회논문지, 제 8권, 제 8호, pp.133-140, 2010.
- [9] Bourke. A. K, Lyons. G. M, "A threshold-based detection algorithm using a bi-axial gyroscope sensor," Med. Eng. Phys, vol. 30, pp.84-90, 2006



이 영 재 (李映在)

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업
2010년 동대학원 의학공학부 석사
2010년~현재 동대학원 박사과정 재학중.



이 필 재 (李必在)

2009년 세종대학교 생명공학과 졸업
2011년~현재 건국대학교 의학공학부 석사과정 재학중



이 정 환 (李定桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업
1994년 동대학원 석사
2000년 동대학원 박사
2004년~현재 건국대학교 의학공학부 부교수.

저 자 소 개



김 충 현 (金忠鉉)

2001년 한양대학교 기계설계학과 박사
2011년~현재 한국과학기술연구원(KIST) 의공학연구소 바이오닉스 연구단 선임연구원