

## 가속도 센서기반의 인체활동 및 낙상 분류를 위한 알고리즘 구현

박현<sup>1</sup>, 박준모<sup>2</sup>, 하연철<sup>3</sup>

<sup>1</sup>동의대학교 인공지능그랜드ICT연구센터, <sup>2</sup>연세대학교 디지털헬스케어학부

<sup>3</sup>부산대학교 선박해양플랜트기술연구원

### Implementation of Acceleration Sensor-based Human activity and Fall Classification Algorithm

Hyun Park<sup>1</sup>, Jun-Mo Park<sup>2</sup>, Yeon-Chul Ha<sup>3</sup>

<sup>1</sup>AI Grand ICT Research Center, Dong-Eui University

<sup>2</sup>Dept. of Digital Healthcare, Yonsei University

<sup>3</sup>The Korea Ship and Offshore Research Institute, Pusan National University

**요약** 최근 IT기술이 발달함에 따라 다양한 생체신호 측정 기기에 대한 연구 및 관심이 높아지고 있는 이유 중 하나로 고령사회가 본격화됨에 따라 IT 관련 기술을 이용한 고령 인구에 대한 연구가 지속해서 발전되고 있다. 본 논문은 초고령사회에 접어들면서 빠르게 발전하고 있는 노인층을 대상으로 한 의료서비스 영역 중 하나인 생활 패턴 감지와 낙상 감지 알고리즘 개발에 관한 것이다. 3축 가속도 센서와 심전도 센서를 이용한 시스템을 구성하여 데이터를 수집한 뒤 데이터를 분석하는 과정으로 진행하였고 실제 연구 결과로부터 행동 패턴의 분류가 가능함을 제안한다. 본 논문에 의해 구현된 인체 활동 모니터링 시스템의 유용성을 평가하기 위하여 자세 변화, 보행속도의 변화 등 다양한 조건에서 실험을 수행하여 인체의 중력 가속도와 인체 활동 정도를 반영하는 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터를 추출하였다. 그리고 이들 파라미터값에 의해 피검자의 상태에 따라 판별이 가능하였다.

• 주제어 : 가속도 센서, 활동 분류, 심전도, 낙상, 무선통신

**Abstract** With the recent development of IT technology, research and interest in various biosignal measuring devices is increasing. As an aging society is in full swing, research on the elderly population using IT-related technologies is continuously developing. This study is about the development of life pattern detection and fall detection algorithm, which is one of the medical service areas for the elderly, who are rapidly developing as they enter a super-aged society. This study consisted of a system using a 3-axis accelerometer and an electrocardiogram sensor, collected data, and then analyzed the data. It was confirmed that behavioral patterns could be classified from the actual research results. In order to evaluate the usefulness of the human activity monitoring system implemented in this study, experiments were performed under various conditions, such as changes in posture and walking speed, and signal magnitude range and signal vector magnitude parameters reflecting the acceleration of gravity of the human body and the degree of human activity. was extracted. And the possibility of discrimination according to the condition of the subject was examined by these parameter values.

• Key Words : Acceleration Sensor, Human activity and Fall Classification, ECG, Fall, Wireless Communication

Received 15 June 2022, Revised 20 June 2022, Accepted 21 June 2022

\* Corresponding Author Yeon Chul Ha, The Korea Ship and Offshore Research Institute, Pusan National University, 2, Busandaehak-ro, Geumjeong-gu, Busan, Korea. E-mail: ycha@pusan.ac.kr

## I. 서론

고령사회에 접어들면서 노인층을 대상으로 한 보건, 요양, 의료기기, 복지용품, 식품의약품 등 고령자의 생물학적 노화와 관련된 산업이 빠르게 성장하고 있으며 이중 고령자를 대상으로 하는 생활패턴 감지 알고리즘에 대한 연구는 낙상 등으로 인한 응급상황 대응을 위해 필요한 연구로 그 중요성이 매우 높게 평가되고 있다[1].

실제 노령층은 근력의 약화 및 각종 질환의 후유증으로 인해 거동이 자유롭지 못하고 응급상황에 빠르게 대응하지 못함으로 인해 다른 연령대에 비해 사고를 당할 위험성이 높고 사고 후 회복이 늦고 장애를 유발하기 때문에 노후생활의 질을 급격히 악화시킨다. 고령층의 사고 중 가장 큰 비중을 차지하고 가장 나쁜 예후를 보이는 것은 낙상 사고이다.

고령층의 생활패턴을 분류하기 위해 가슴, 허리, 손목, 다리 그리고 발목 등에 다양한 위치에 직접 센서를 부착하고 신호를 검출한다. 측정된 데이터의 빅데이터 분석을 통해 만성질환으로 발전 가능성이 높은 걸음걸이 유형을 분류하는 연구가 진행되고 있다[2].

실제 노령층은 근력의 약화 및 각종 질환의 후유증으로 인해 거동이 자유롭지 못하고 응급상황에 빠르게 대응하지 못함으로 인해 다른 연령대에 비해 사고를 당할 위험성이 높고 사고 후 회복이 늦고 장애를 유발하기도 하여 노후생활의 질을 급격히 악화시킨다. 고령층의 사고 중 가장 많은 비중을 차지하고 가장 나쁜 예후를 보이는 것은 낙상 사고이다. 통계에 따르면 65세 이상의 노인에서 약 30%가 매년 낙상을 경험하고 있으며 나이가 들어감에 따라 점점 발생빈도가 높아져서 80세 이상에서는 약 40%에 달한다고 한다[3].

가속도센서를 활용한 행동 검출 알고리즘은 노령층의 일상생활을 실시간으로 모니터링하여 그 행동 패턴을 응급상황 또는 비정상적인 생활 형태로 인해 장기적으로 만성질환으로 발전할 가능성을 사전에 판정하기 위해 연구되고 있으며 이러한 연구는 고령층의 안정적 생활을 보장하기 위한 목적으로 진행되고 있다.

고령층의 생활패턴을 분류하기 위해 가슴, 허리, 손목, 다리 그리고 발목 등에 다양한 위치에 직접 센서를 부착하고 신호를 검출한다. 측정된 데이터의 빅데이터 분석을 통해 만성질환으로 발전 가능성이 높은 걸음걸이 유형을 분류하는 연구가 진행되고 있다[4-5].

본 논문에서는 노령층의 생체활동을 계속하기 위해 3축 가속도센서를 사용하고 응급상황에 대한 판정효율을 높이기 위해 심전도 데이터를 함께 계속하여 생체활동의 분류 및 응급상황 판정이 가능한 통합 모니터링 시스템과 분류 알고리즘을 구현하고자 한다.

## II. 연구방법

### 2.1 측정시스템의 구성

시스템은 인체 활동을 측정하기 위한 하드웨어 부와 소프트웨어 부로 구성한다. 하드웨어 부는 3축 가속도 센서(MMA7260Q, Freescale Co., U.S.A.)을 이용한 인체 활동 신호 측정부, ADC 및 무선통신부, 심전도 측정 모듈로 구성되어 있고, 소프트웨어 부는 모니터링 구현과 파라미터 추출 및 분석부로 구성되었다.

하드웨어 부의 인체 활동 신호 측정부는 대상자의 낙상 상태를 파악하기 위한 목적으로 3축 가속도센서를 사용하고 가속도센서의 신호를 분석함으로써 인체 활동 및 낙상의 여부를 판별하도록 하였다. ADC 및 무선통신부에서는 심전도 신호를 1,024 samples /sec의 샘플링률로 12bit 디지털 신호를 획득하도록 구성하였다. 그리고 IEEE 802.15.4 규격을 가진 ZigBee로 호환하여 57,600 bps의 CC2420 RF transceiver / receiver (Chipcon, USA)로 무선 통신망을 구축하였다.

심전도 측정은 벨트형 타입을 이용하여 일회용 전극의 접착성을 높여 낙상 후의 ECG 양상을 분석할 수 있도록 구성하여 응급상황 인지가 가능하게 하였다.

소프트웨어 부는 실시간 디스플레이와 파일을 저장 및 로딩할 수 있도록 Labview를 이용하여 프로그래밍하였다. 낙상 판정 가능한 이상 신호가 수신되면 프로그램에서 경고음을 발생하도록 구성하였으며 그림 1과 같다.

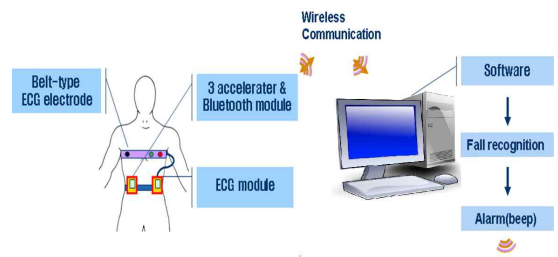


Fig. 1. System configuration through module and wireless communication

## 2.2 측정 센서

### 2.2.1. 3축 가속도센서

응급상황을 인지하기 위해서는 일상생활 중에 인체 활동을 모니터링 할 수 있는 휴대용 디바이스를 착용하여야 한다. 휴대용 디바이스는 일상생활에 지장이 없도록 소형이면서 선이 없는 무선통신 시스템이어야 한다. 이러한 사용자의 요구에 맞는 휴대형 시스템을 제작하기 위해서 본 논문에서는 3축 가속도센서 (MMA7260Q, Freescale. Co., U.S.A.)를 사용하였다.

프리스케일의 3축 가속도센서는 3차원, 즉 상하, 좌우, 전후방향을 감지하는 단일 칩 디바이스이기 때문에 휴대용 디바이스에서 위치, 방향 및 움직임의 변화에 능동적으로 응답할 수 있으며 표 1과 같이 3축 가속도센서의 두 입력값 (g-select 1과 g-select 2)에 따라 측정범위와 민감도를 다르게 적용할 수 있다. 표 1에서 측정범위 (g-range)가 좁은 영역을 선택하면 신호의 민감도가 높아지고, 측정범위가 넓은 영역을 선택하면 신호의 민감도가 저하됨을 알 수 있다.

Table 1. G-Select Pin Descriptions of The triaxial Acceleration Sensor

g-select 2	g-select 1	g-range	sensitivity
L (0V)	0 (0V)	0 ~ 1.5 g	800mV/g
L (0V)	H (3.3 V)	0 ~ 2g	600mV/g
H (3.3 V)	L (0V)	0 ~ 4g	300mV/g
H (3.3 V)	H (3.3 V)	0 ~ 6g	200mV/g

사람의 활동 여부에 따라서 3축 가속도센서에서는 각기 다른 신호가 출력된다. 사람이 자리에 누는 경우와 낙상 시에는 신호 차이가 분명히 다르게 나타나게 된다. 사람이 잠자리에 천천히 누울 때는 가속도의 변화는 적게 나타나며, 순간적으로 낙상을 하면 가속도가 상당히 크게 나타난다. 이러한 현상을 토대로 다양한 동적 특성 변화를 나타내는 인체의 활동 상태를 감지할 수 있다.

### 2.2.2. 심전도 센서

심전도 신호를 측정하기 위하여 상용 심전도 모듈 (Crossbow. Co., U.S.A.)을 사용하였다. 사용된 모듈은 자체적으로 원격 데이터전송 모듈이 포함된 센서이다.

심전도 모듈은 심전도 신호 측정부와 측정된 신호를 무선통신을 하기위한 h-mote로 구성되어 있다.

h-mote는 로컬 호스트 PC에서 센서 네트워크 게이트웨이로 시리얼이나 이더넷 인터페이스를 통하여 h-mote에 연결하여 사용한다. 심전도 신호 측정부에서는 심전도 신호를 검출하고 이를 증폭하여 필터링을 거친 후 h-mote로 전달한다. h-mote 송신부에서 PC로 신호 처리된 심전도 신호를 무선통신으로 전송하는 방식을 적용하였다. H-mote 2400의 규격은 표 2와 같다. 그리고 실험을 수행하기 위해 사용된 사용 심전도 모듈과 h-mote는 그림 2에 나타내었다.



(a)



(b)

Fig. 2. Commercial ECG module part: (a) ECG signal measuring and (b) h-mote

Table 2. The Specification of h-mote 2400 Board

H-mote	Specification	
TI MSP430 Processor	bit	8
	bus speed	8MHz
	ram	10kb
	program space	48kb
RF Chip CC2420	External flash	1,024kb
	Frequency	2.4GHz
	Data rate	250kbps

응급상황을 인지하기 위해서는 일상생활 중에 인체 활동을 모니터링할 수 있는 휴대용 디바이스를 착용하여야 한다. 휴대용 디바이스는 일상생활에 지장이 없도록 소형이면서 선이 없는 무선통신 시스템이어야 한다[6][7].

센서 부착은 피검자에게 편안한 체위를 제공할 수 있어야 하고 장시간 부착 시 전극의 부착 상태가 지속되어야 한다. 이를 위해 본 논문에서는 은/염화은 전극과 탄력성 벨트를 이용하여 전극 고정이 용이한 심전도 계측용 벨트를 제작하였으며, 제작된 심전도 전극 벨트는 그림 3과 같다. 심전도 리드선의 흔들림을 최소화하며 다양한 동 잡음을 차단하기 위하여 그림 3과 같은 탄력성 벨트 형태를 제작하였으며, 심전도 신호는 Lead I 유도법을 사용한다.

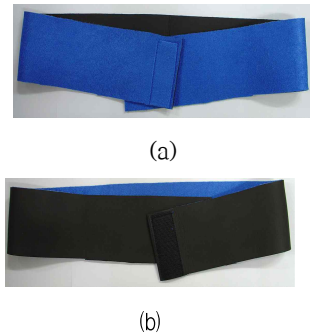


Fig. 3. The produced elastic belt for ECG signal measurement: (a) front and (b) rear view.

### III. 인체 활동의 검출 알고리즘

#### 3.1 활동과 휴식의 검출

인체 활동에서 활동과 휴식 상태를 구분하기 위해서는 3축 가속도센서의 신호 변화 양상을 나타내는 신호크기가 필요하다. 타 연구자에 의해 언급[8]된 신호크기는 표준화된 신호크기 범위 (signal magnitude area, SMA)이며, 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$SMA = \frac{1}{t} \left( \int_0^t |x(t)|dt + \int_0^t |y(t)|dt + \int_0^t |z(t)|dt \right) \quad (1)$$

여기서,  $x(t)$ ,  $y(t)$ ,  $z(t)$ 는 3축 센서의 x축, y축, z축에 해당하는 샘플링 값들이다. 식 (1)에서 알 수 있듯이 신호크기 범위는 3축 센서에서 나오는 x, y, z축 신호들의 합의 평균이다. 즉 신호크기 범위는 1초 간격으로 각축의 신호를 합한 평균값으로 산출된다.

신호크기 범위 파라미터는 인체가 활발히 활동할 때 지속해서 일정한 값 이상으로 관측되나, 휴식을 취

할 때는 일정 값 이하로 관측된다. 따라서 반복적인 실험을 통하여 초기값으로 일정 값을 설정하여야 한다. 본 논문에서는 실험을 통하여 초기값을 0.1로 설정하였다. 초기값 이상에서는 피검자가 활동 상태, 초기값 이하의 피검자가 휴식 상태에 있다고 간주한다.

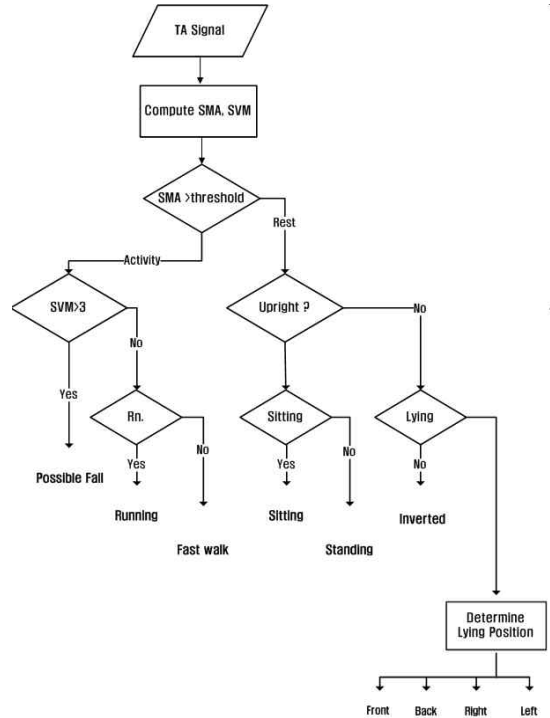


Fig. 4. The proposed flowchart for real-time behavior characteristic class

본 논문에서는 Mathie에 의해 제시된 인체 활동 모니터링 방법을 도입하고 연구에 적합하게 재구성하여 실험하였으며, 재구성된 실시간 행동 특징 분류 알고리즘의 흐름도는 그림 4와 같다.

#### 3.2 낙상의 검출

낙상을 인지하기 위해서 본 논문에서는 신호 벡터 크기 (signal vector magnitude, SVM)을 사용하였으며, 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

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

식 (2)의 신호 벡터크기에 따라 낙상을 인지할 수 있게 하려면 반복적인 실험을 수행하여 임곗값(threshold)을 설정하였다. 즉 임곗값보다 신호 벡터크기가 크게 관측되면 낙상이 발생하였다고 간주할 수 있다.

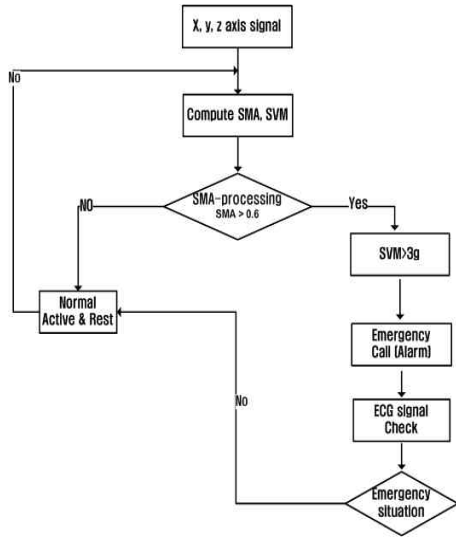


Fig. 5. The flowchart of recognition algorithm at fall down

본 논문에서는 신호 벡터크기가 임곗값보다 2번 연속 크게 나타나면 낙상이 발생하였다고 간주하는 방식을 사용하였다. 이것은 피검자가 넘어지는 속력으로 인하여 한 개의 축에서 가속도의 변화가 발생하면 이후 지면과 충돌하면서 충격으로 다른 축에서도 가속도의 변화가 발생하는 상황으로 이어지기 때문에 이 특징을 이용하여 인체 활동인지 낙상인지를 구분하도록 하였다.

임곗값은 여러 가지 다양한 행동 패턴과 낙상이 X축, Y축 그리고 Z축 방향으로 다양한 속도 변화로 발생하는 실험을 수행하여 설정하였다.

피검자가 일상생활 중 인체 활동 유무 및 낙상 발생을 인지할 수 있는 낙상 인지 알고리즘의 흐름도를 나타내면 그림 5와 같다.

#### IV. 실험 결과

##### 4.1 인체 활동 특성 추출

본 논문에 의해 구현된 인체 활동 모니터링 시스템의 유용성을 평가하기 위하여 자세 변화, 보행속도의 변화 등 다양한 조건에서 실험을 수행하여 인체의 중력 가속도와 인체 활동 정도를 반영하는 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터를 추출하였다. 그리고 이들 파라미터값에 의해 피검자의 상태에 따른 변별 가능성을 검토하였다.

실험을 수행하기 위하여 20~30대 건강한 성인 5명, 즉 남성 3명, 여성 2명을 실험군으로 선정하였다. 3축 가속도센서 및 심전도 신호를 획득하기 위하여 센서 모듈을 피검자의 신체 중심축이 되는 복부에 허리띠를 이용하여 부착한 후 실험을 수행하였다. 실험은 다양한 인체 활동 상태와 여러 방위로 낙상 되는 각각의 조건에서 피검자별로 3회씩 수행하였다.

피검자의 신장이 178cm인 20대 후반의 건강한 남성의 허리 부근에 본 논문에서 구현된 가속도 측정 모듈을 부착한 후 다양하게 자세 변화를 시키면서 가속도 신호의 출력치를 비교, 평가해 보았다.

다양한 자세 변화, 즉 선 상태 (standing, St.), 앉은 상태 (sitting, Si.), 바로 누운 상태 (lying, Ly.), 왼쪽으로 누운 상태 (lying-left, LyL.), 앉은 상태 (sitting, Si.) 등으로 자세를 반복적으로 변화시키면서 관찰한 3축 가속도 센서 신호의 변화 양상을 나타내면 그림 6과 같으며 자세 변화에 따른 3축 가속도 신호 출력의 평균과 표준편차를 표 3에 나타내었다.

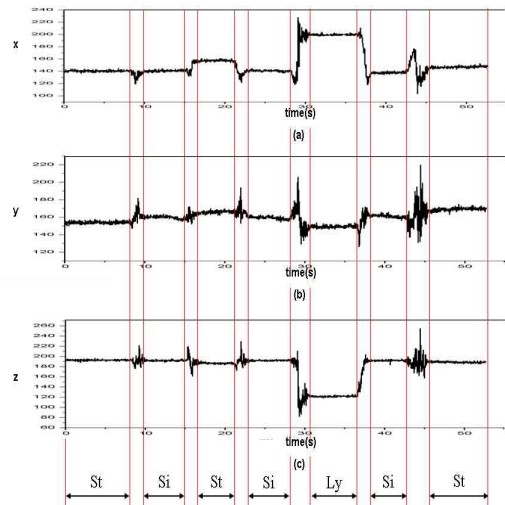


Fig. 6. Characteristic trajectory of triaxial acceleration sensor signal according to posture change: (a) X axis, (b) Y axis, and (c) Z axis.

Table 3. The Mean and Standard Deviation of Triaxial Acceleration Signal Output According to Posture Change

		St.	Ly.	LyL.	Si.
X-axis	Mean	140	200	140	150
	SD.	4.2	5.6	4.6	4.8
Y-axis	Mean	95	165	135	98
	SD.	4.2	4.8	4.8	4.5
Z-axis	Mean	135	130	97	138
	SD.	5.2	4.7	5.2	4.4

또한 자세 변화에 따른 신호크기 영역 및 신호 벡터 크기 매개변수의 평균 및 표준편차를 표 4에 표기함으로써 자세 변화에 따른 신호크기 영역을 알 수 있다.

Table 4. The Mean and Standard Deviation of Signal Magnitude Area and Signal Vector Magnitude Parameter According to Posture Change

Patten	SMA(g)		SVM(g)	
	Mean	SD.	Mean	SD.
Sit - to - standing	0.09	0.01	1.22	0.05
Stand - to - sitting	0.12	0.02	1.34	0.02
Sit - to - lying	0.15	0.01	1.45	0.06
Lying - to - lying left	0.14	0.01	1.33	0.08
Lying - to - sitting	0.17	0.02	1.32	0.06

신장이 178cm이고 20대 후반의 정상인 남자 피검자의 허리 부분에 무선 가속도 측정 모듈을 부착한 후 선 자세에서부터 실험을 개시하여 천천히 걷기 (slow walking, S.W.), 일반적인 걷기 (normal walking, N.W.), 빠르게 걷기 (fast walking, F.W.), 달리기 (running, Rn.) 등 보행속도를 변화시키면서 관찰한 정규화된 3축 가속도 신호, 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터의 변화량을 비교하는 실험을 수행하였다. 이러한 실험 결과를 그래프로 나타내면 그림 7과 같다.

그림 7에서 알 수 있듯이 보행속도가 증가함에 따라 정규화된 3축 가속도 신호와 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터의 값들이 점차 증가하였다. 그리고 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터의 분석으로 인체 활동 유무를 명확하게 판별할 수 있음을 확인할 수 있다.

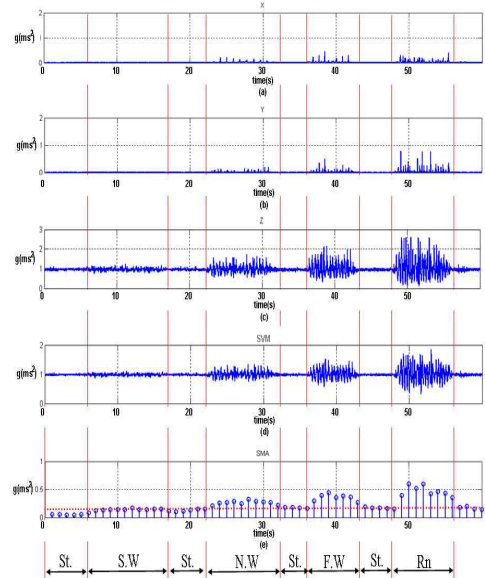


Fig. 7. Characteristic trajectory of triaxial acceleration signal and signal magnitude area and signal vector magnitude parameter after normalized process according to walking speed change: (a) X axis, (b) Y axis, (c) Z axis, (d) signal vector magnitude, and (e) signal magnitude area.

#### 4.2 낙상의 추출

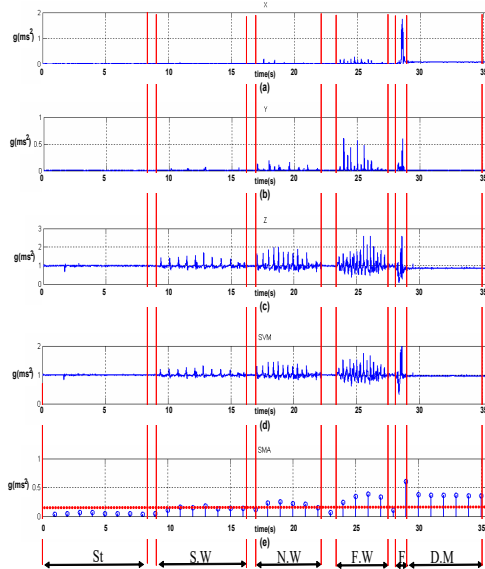


Fig. 8. Characteristic trajectory of triaxial acceleration signal and signal magnitude area and signal vector magnitude parameter after normalized process according to walking speed change and fall down: (a) X axis, (b) Y axis, (c) Z axis, (d) SVM, and (e) SMA.

보행 시 가속도 신호의 크기 및 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터의 변화 양상은 개개인의 보행 패턴에 따라 다소 차이가 발생한다. 따라서 그림 8과 동일한 실험방법을 피검자에게 적용하나 낙상 상황을 첨가하여 실험을 수행한 결과를 그림 8에 나타내었다. 그림 8에서 알 수 있듯이 전진 방향으로 보행속도가 증가함에 따라 정규화된 3축 가속도 신호와 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터의 값들이 점차 증가하였다. 그리고 전진 방향으로 보행하면서 낙상이 발생하였기 때문에 3축 가속도센서 중 X축과 Z축 가속도센서의 출력이 현격히 증가하는 현상을 관측할 수 있었다. 또한 낙상 시 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터의 값들이 현격히 증가하였다.

낙상 이벤트가 발생한 시점에서도 신호크기 범위 파라미터의 값이 낙상 검출에 적용하는 0.6g 이상을 나타내었고, 신호 벡터크기 파라미터의 값을 분석하여 보행 패턴이나 타 행동 양상과 관계없이 낙상 인지가 가능함을 확인할 수 있다.

보행속도 및 낙상 이벤트에 따른 신호크기 범위 및 신호 벡터크기 파라미터의 평균적인 출력치의 평균과 표준편차를 정리하여 나타내면 표 5와 같다. 실험군은 남자 3명, 여자 2명 등 총 5명을 대상으로 하였으며, 동일한 실험방법으로 피검자 1명당 5번씩 반복적으로 실험을 수행한 후 데이터를 수집하였다.

Table 5. The Mean and Standard Deviation of SMA and SVM According to Walking Speed Change

Patten		SMA(g)		SVM(g)	
		Mean	SD.	Mean	SD.
Slow walking	woman	0.15	0.05	1.15	0.05
	man	0.19	0.03	1.21	0.08
Normal walking	woman	0.21	0.06	1.25	0.12
	man	0.23	0.04	1.42	0.10
Fast walking	woman	0.35	0.05	1.60	0.21
	man	0.37	0.04	1.92	0.19
Running	woman	0.51	0.05	2.05	0.26
	man	0.56	0.06	2.14	0.21
Fall	woman	0.60	0.10	2.31	0.26
	man	0.65	0.15	2.65	0.31

### 4.3 낙상 인지 후 심전도 신호 측정

3축 가속도센서의 출력 신호를 모니터링하다가 신호크기 범위 파라미터의 값이 0.6 이상이 관찰되어 낙상임을 감지한다. 이때 심전도 신호를 측정하여 평상시의 심전도 신호의 형태와 다른 현상이 발생, 즉 심박수 및 호흡률의 변화와 부정맥의 감지 등 심질환 예후가 발생하면 응급상황임을 인지하고 알람을 울린다. 실험은 신장이 178cm인 20대 후반의 건강한 남성을 피검자로 선정하여 낙상 후 심전도 신호를 측정하였고 그 결과는 그림 9과 같다.

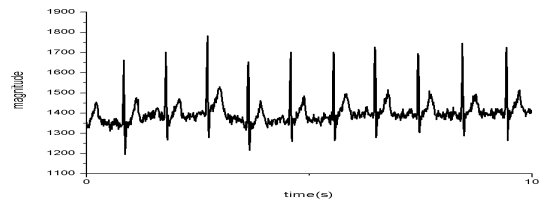


Fig. 9. The measured ECG signal after human fall down.

본 실험에서는 건강한 20대 후반의 남성을 피검자로 선정하여 실험한 결과로 낙상을 미리 대비하고 있는 상태에서 낙상하였기 때문에 낙상 시 나타나는 심전도 신호의 변화 양상을 제대로 확인할 수는 없었다. 실제 낙상사고를 추정할 경우 심각한 부상으로 인한 심장 부정맥 발생, 심정지 등이 발생하면 심박 이상을 자동 감지하는 것은 큰 어려움이 없을 것으로 확인된다.

## V. 고찰

젊은 층에 비해 노인층에서 낙상이 많이 발생하고 그 피해도 크다. 본 논문에서 구현한 시스템의 활용으로 일상생활 중 낙상과 같은 사고가 발생할 경우에 빠른 응급조치와 함께 구조 활동을 수행한다면 인명 회생에 기여하리라 생각되며, 낙상으로 인해 발생하는 의료비를 감소시킬 수 있으리라 판단된다.

향후 본 논문에서 구현한 무선 가속도 측정 모듈에 심전도뿐만 아니라 맥파, 체온, 호흡, 혈압 등 생명의 위급 정도를 나타내는 활력징후의 모니터링 기능을 결합한다면 응급상황에서 더욱 정확한 생체정보를 제공함으로써 진일보된 응급의료 체계구축에 일조를 할 수 있으리라 생각한다.

REFERENCES

- [1] World Health Organization, "Global Report on Falls Prevention in Older Age," Geneva: World Health Organization, 2007. Retrieved January 21, 2013
- [2] H. W. Yoo, K. Y. Kwon "Method for Classification of Age and Gender Using Gait Recognition" Journal of the Institute of Electronics and Information Engineers, v.52 no.1, pp.162 - 172, 2015
- [3] Jeonggwon Cho, "Recent Advancement in the Management of the Cardia Arrythmia", Journal of Korean Medical Association, vol. 53, no. 3, pp.190-195, 2010
- [4] J.H.Hong et al.m "A PDA-Based Wireless ECG Monitoring System for u-Healthcare", Journal of Medical Informatics, vol.12, no.2, 99.153-159, 2006
- [5] R. Fensli, E. Gunnarson and O. Hejlesen, "A wireless ECG system for continous event recording and communication to a clinical alarm station", Proceeding of the 26th Annul International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, USA, Sept. 2004, pp2208-2211
- [6] G. T. Kim, K. S. Lee & K. J. Lee, "IoT Technology Trends based on Wearable devices" The Korea Contents Association Review, 13(1), pp. 25-30. 2018
- [7] J. H. Lee, K. R. Park, D. H. Kim, & J. Y. Kim, "Implementation of Emergency Monitoring System using Biometric Data" Indian Journal of Public Health Research & Development, 9(3), 861-865. 2018
- [8] D. M. Karantonis, M. R. Narayanan, M. Mathie, N. H. Lovell, and B. G. Celler, IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine. 10, 156 (2006).

저자소개

박 현 (Hyun Park)



2005년 2월 : 동서대학교  
전자공학과(공학사)  
2007년 2월 : 부산대학교  
의공학협동과정(공학석사)  
2020년 9월~현재 : 동의대학교  
산학협력중점교수  
관심분야 : 신호처리, 인공지능  
로봇제어, 영상처리

박 준 모 (Junmo Park)



1993년 2월 : 인제대학교  
의용공학과(공학사)  
1996년 2월 : 인제대학교  
의용공학과(공학석사)  
2008년 8월 : 부산대학교  
의공학협동과정(공학박사)  
2022년 3월~현재 : 연세대학교  
디지털헬스케어 조교수  
관심분야 : 신호처리, 뇌 신경계  
신호 분석

하 연 철 (Yeon-Chul Ha)



2000년 2월 : 창원대학교  
전자공학과(공학석사)  
2007년 8월 : 창원대학교  
전자공학과(공학박사)  
2012년 3월~현재 : 부산대학교 교수  
관심분야 : 수중드론, 조선해양  
ICT융합, 전기추진선박