

수직속도 기반 충격전 낙상 감지에 관한 연구

이정근⁺

Study on Vertical Velocity-Based Pre-Impact Fall Detection

Jung Keun Lee⁺

Abstract

While the feasibility of vertical velocity as a threshold parameter for pre-impact fall detection has been verified, effects of sensor attachment locations and methods calculating vertical acceleration and velocity on the detection performance have not been studied yet. Regarding the vertical velocity-based pre-impact fall detection, this paper investigates detection accuracies of eight different cases depending on sensor locations (waist vs. sternum), vertical accelerations (accurate acceleration based on both accelerometer and gyroscope vs. approximated acceleration based on only accelerometer), and vertical velocities (velocity with attenuation vs. velocity difference). Test results show that the selection of waist-attached sensor, accurate acceleration, and velocity with attenuation based on accelerometer and gyroscope signals is the best in overall in terms of sensitivity and specificity of the detection as well as lead time.

Keywords: Pre-impact fall detection, Vertical velocity, Inertial sensor, Accelerometer, Gyroscope

1. 서론

65세 이상의 노령층에게 있어 낙상(fall)은 매우 주요한 상해의 원인으로, 골반과 손목 골절의 90%와 두부 손상의 60%가 낙상에 기인한다[1]. 초고령화 도래와 독거노인의 급증은 센서와 네트워크를 통한 텔레케어시스템에 대한 관심을 촉진시키고 있다. 특히, MEMS(Micro-Electro-Mechanical System)기술에 바탕을 둔 소형, 경량 센서기술의 발달로 센서를 불편함 없이 신체에 부착시키고 이를 통해 대상자의 움직임을 지속적으로 관찰하는 것이 가능해 졌다[2,3]. 이에 낙상으로 인한 피해를 최소화하기 위해 가속도계(accelerometer) 및 자이로스코프(gyroscope) 같은 MEMS 관성센서(inertial sensor)를 이용한 자동 낙상감지(fall detection)가 연구되어 왔다.

낙상 감지에 대한 기존 연구의 대부분은 낙상후 장시간 누워 방치되는 경우를 방지하기 위한 목적으로 낙상에 따른 충격(impact)을 통해 감지알고리즘이 낙상을 인식하는 충격후 낙상

감지(post-impact fall detection)이다[4-6]. 하지만 일단 낙상이 발생하면 낙상으로 인한 골절 등 신체적 손상 또는 기능장애가 발생할 수 있으며 노인의 경우 이로부터의 회복은 쉽지 않다. 따라서, 낙상을 자주 경험하는 노인의 경우 낙상에 따른 피해를 줄이기 위해 보다 적극적인 대처전략으로 골반 등 충격발생 예상부위에 인플레이터블 에어백(inflatable airbag)과 같은 낙상충격 완화장치를 착용하는 연구가 진행되고 있다[7,8]. 이때 인플레이터블 에어백은 낙상감지 알고리즘과 연계되어 에어백 작동 시점이 결정되어야 한다. 따라서, 최근 자동 낙상감지 연구의

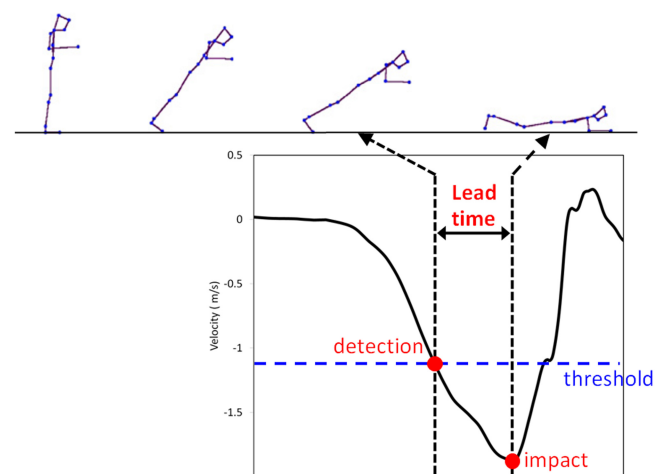


Fig. 1. Illustration of pre-impact fall detection and lead time.

환경대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Hankyong National University)
327 Jungang-ro, Anseong, Gyeonggi 456-749, Korea
⁺Corresponding author: jklee@hknu.ac.kr
(Received : Jul. 14, 2014, Accepted : Jul. 27, 2014)

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.

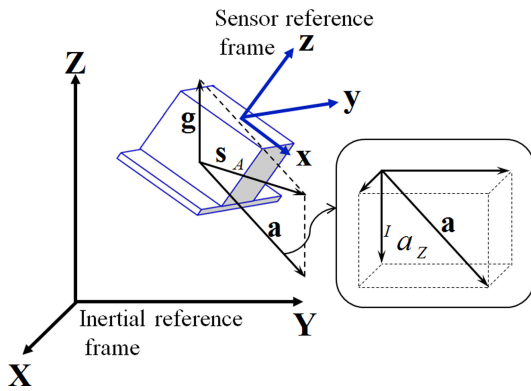


Fig. 2. The gravity-compensated acceleration vector (\mathbf{a}) and the downward vertical acceleration (a_z) with the inertial and sensor reference frames.

한 방향은 본 연구의 주제인 낙상자가 지면과 부딪치기 전에 낙상임을 판단해 내는 충격전 낙상감지(pre-impact fall detection) 기술이다(Fig. 1 참조).

충격전 낙상감지에 대한 기존 연구로 Shi *et al.*[8]처럼 특징 추출기법을 활용하는 연구도 있었으나, 가장 연구가 많이 되어 온 방법은 수직방향 하강속도(downward vertical velocity, 이하 수직속도)를 낙상감지 파라미터로 하여 문턱값(threshold value)을 넘는 경우 낙상으로 판별하는 기법이다[9,10]. 따라서, 충격전 낙상감지 파라미터로써 수직속도의 효용성은 이미 검증이 되었다. 하지만, 수직속도를 포함한 속도성분은 관성센서를 통해 직접적으로 측정할 수 있는 물리량이 아니라는 점을 상기해야 한다. 따라서, 관성센서를 통한 수직속도 계산은 첫째 센서자세 계산을 경유한 수직가속도 계산과 둘째 수직가속도를 수치적분 하여 수직속도를 구하는 두가지 과정을 거친다.

첫번째 과정(수직가속도 계산)은 정교한 알고리즘의 경우 칼만필터[11]나 쿼터니언 필터[9] 등을 이용하여 센서의 자세를 계산하고 이를 통해 자세에 따른 중력가속도를 가속도계 신호에서 적절하게 제거하는 과정을 거쳐 정확한 수직가속도(accurate vertical acceleration)를 계산한다. 이러한 알고리즘을 활용하기 위해선 가속도계와 자이로스코프가 모두 필요하다. 반면 가속도계만을 이용하는 경우는 동적조건에서 센서의 자세를 파악할 수 없으므로 가속도계 신호의 크기에서 중력가속도량 $g(=9.8 \text{ m/s}^2)$ 를 뺀 값을 이용하는 근사 수직가속도(approximated vertical acceleration)를 이용하는 경우가 있다[12,13](Table 1 참조).

두번째 과정(수직속도 계산)에서 어려운 점은 수치적분에 따른 표류오차(drift error)를 어떻게 처리하느냐는 문제이다. 일반적으로는 정적조건(static condition)을 감지하여 정적조건에서는 0으로 초기화 하는 방법을 이용한다[9,10]. 따라서, 표류오차를 때때로 삭제시켜 표류오차가 크게 누적되는 것을 방지하는 개념이다. 하지만, 동적조건이 끊임없이 지속되는 경우 표류오차의 누적은 불가피하다. 이에 대한 대응으로 본 논문에서 검토할 대상 중 한가지는 속도 자체 대신 속도차이(velocity difference)

Table 1. Sensor configurations, locations, and orientation methods of fall detection methods

Reference	Sensor Configuration	Sensor Location	Calculation of sensor orientation
Degen <i>et al.</i> [12]	3-axis accel.	Wrist	N/A
Bourke <i>et al.</i> [13]	3-axis accel.	Sternum	N/A
Bourke <i>et al.</i> [10]	3-axis accel. & 3-axis gyro	Sternum	Strapdown integration
Wu & Xue [9]	3-axis accel. & 3-axis gyro	Waist	Quaternion filter

* N/A: Not available

를 이용하는 것이다. 앞서 밝힌 바와 같이 충격전 낙상감지에서 수직속도의 효용성은 검증되었으나, 수직속도를 계산하는 방법에 따른 감지성능의 변화에 대한 비교는 아직까지 연구되지 않았다.

한편, 센서부착위치에 있어, 가장 일반적으로 사용되는 곳은 앞허리(anterior side of waist, [9])와 앞가슴(anterior side of sternum, [10])이다(Table 1 참조). 두 곳 모두 상체의 움직임을 잘 대변한다는 점에서 많이 선택되고 있으나, 충격전 낙상감지의 관점에서 어느 위치가 더 나은지에 대한 검증은 시도되지 않았다.

이에 본 논문은 관성센서를 이용하여 수직속도기반으로 낙상을 충격전에 감지함에 있어, 센서의 부착위치, 센서구성에 따른 수직가속도를 구하는 방법, 그리고 수직속도를 구하는 방법에 따른 감지성능의 비교·분석을 통해 최적의 충격전 낙상감지 시스템을 구현하기 위한 연구자료를 제공하고자 한다.

2. 낙상감지법 및 실험방법

2.1 수직가속도 계산방법

2.1.1 가속도계 및 자이로스코프를 이용한 정확한 수직가속도 계산

가속도계의 신호 $\mathbf{s}_A = [s_{A,x}, s_{A,y}, s_{A,z}]^T$ 는 다음과 같이 모델링될 수 있다: $\mathbf{s}_A = {}^S\mathbf{g} + {}^S\mathbf{a} + \mathbf{n}$. 여기서 \mathbf{g} 는 중력벡터, \mathbf{a} 는 외부 가속도벡터, \mathbf{n} 은 신호잡음이다. 또한, 위첨자 S 는 해당 벡터가 센서좌표계(sensor reference frame)에서 표현되었음을 의미한다. 중력장내에서 가속도계신호는 항상 중력을 포함하는데 중요한 점은 사용자가 가속도계를 통해 얻는 신호는 \mathbf{s}_A 일 뿐이며 이 중 \mathbf{g} 와 \mathbf{a} 의 값이 각각 무엇인지는 구분되지 않는다. 이는 중력 자체는 일정한 벡터이나 중력벡터를 바라보는 센서좌표계의 자세변화에 따라 ${}^S\mathbf{g}$ 역시 계속 변하기 때문이다. 따라서 순수한 가속도성분 \mathbf{a} 를 알기 위해선 \mathbf{s}_A 에서 \mathbf{g} 와 \mathbf{a} 를 분리하는 과정이 필요한데 이를 위해 센서의 자세(orientation)를 계산하는 과정이 요구된다.

지면에 수직방향을 관성좌표계(inertial reference frame) 즉, 고정좌표계(fixed frame)의 Z축으로 설정하는 경우, 센서좌표계관

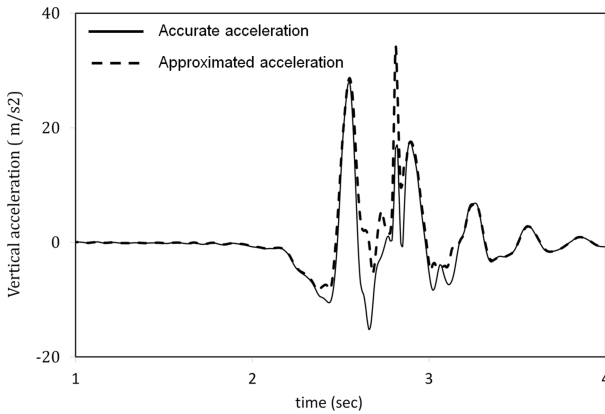


Fig. 3. Comparison of the accurate vertical acceleration (using accelerometer and gyro signals) and the approximated vertical acceleration (using accelerometer signals).

점의 중력벡터 ${}^S\mathbf{g}$ 는 다음과 같다: ${}^S\mathbf{g} = \mathbf{g} \times {}^S\mathbf{Z}$. 여기서, ${}^S\mathbf{Z}$ 는 관성좌표계의 Z축 단위벡터를 센서좌표계에서 표시한 것이다. 이때 가속도계의 관점에 따라 중력벡터의 방향이 위로 향하고 있음을 주목하자 (Fig. 2 참조). 즉, 센서좌표계의 z축이 관성좌표계의 Z축과 마찬가지로 위로 향하면 ${}^S\mathbf{Z}$ 는 $[0, 0, 1]^T$ 이며, \mathbf{s}_A 는 $[0, 0, -g]^T$ 가 아닌 $[0, 0, g]^T$ 이다. 본 연구에서는 ${}^S\mathbf{Z}$ 를 구하기 위하여 [11]에 기술된 가속도계와 자이로스코프의 신호를 이용하는 칼만필터 기반의 알고리즘이 이용되었다.

일단, ${}^S\mathbf{Z}$ 가 구해지면 센서좌표계 관점의 외부가속도 ${}^S\mathbf{a}$ 는 $\mathbf{s}_A - {}^S\mathbf{g}$ 로 구해지는데 이때 ${}^S\mathbf{a}$ 는 신호잡음을 포함하고 있다. 수직방향가속도 $a_{V,accurate}$, 즉 관성좌표계 관점에서의 Z축방향 가속도 ${}^I a_z$ 는 다음과 같다:

$$a_{V,accurate}(= {}^I a_z) = {}^S \mathbf{a}^T {}^S \mathbf{Z} \tag{1}$$

식 (1)에 대한 증명은 Appendix를 참조. 이렇게 구해진 가속도를 2차 Butterworth 저주파 통과필터를 이용 차단 주파수(cutoff frequency) 20Hz로 하여 신호잡음을 소거하였다. 이를 본 연구에서는 ‘정확한 수직가속도(accurate vertical acceleration)’라 칭한다.

2.1.2 가속도계만을 이용한 근사 수직가속도

가속도계만을 이용하는 경우 동적조건에서 센서의 자세를 구할수 없으므로 \mathbf{s}_A 에서 \mathbf{g} 와 \mathbf{a} 의 분리가 불가능하다. 따라서, 참고문헌 [12]와 [13]에서 제시한 바와 같이 가속도계신호의 크기에서 중력 \mathbf{g} 를 뺀 값을 대신 사용한다. 즉,

$$a_{V,approx.} = \sqrt{s_{A,x}^2 + s_{A,y}^2 + s_{A,z}^2} - g \tag{2}$$

이 값을 정확한 가속도와 마찬가지로 저주파 통과필터를 통과시킨 값을 본 연구에서는 ‘근사 수직가속도(approximated vertical acceleration)’라 칭한다.

Fig. 3에서 보듯이 일반적인 경향은 비슷하나, 수직으로의 방

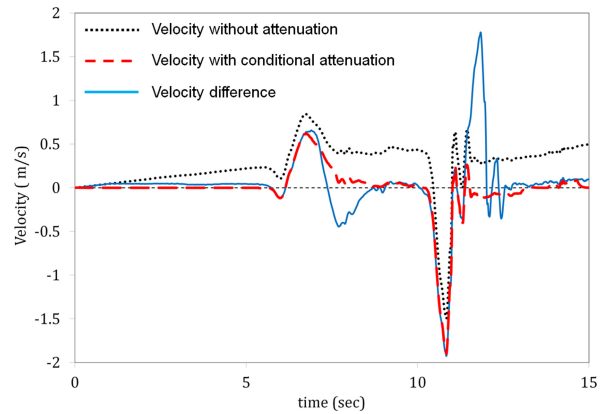


Fig. 4. Comparison of vertical velocities.

향이 고려된 정확한 가속도와 방향성이 고려되지 않은 근사 가속도간 차이가 있다.

2.2 수직속도 계산방법

2.2.1 정적조건에서의 속도감쇠를 적용한 수직속도

2.1절에서 구한 수직가속도(Fig. 2 참조)를 수치적분하므로써 수직속도를 구하는데 이 과정에서 발생하는 표류오차의 누적은 불가피하다(Fig. 4 참조). 이는 계산된 수직가속도 a_i 는 정확한 가속도 $a_{i,exact}$ 와 계산오차 (또는 계측오차) e_i 로 구성되며 적분시간이 경과함에 따라 아래식에서 오차항 $\sum_{i=0}^t e_i \times \Delta t$ 가 제한되지 않고 계속 누적되어 적분값이 표류하도록 만드는 것이다.

$$\begin{aligned} v_t &= v_{t-1} + a_t \Delta t \\ &= v_0 + \sum_{i=1}^t a_i \times \Delta t \\ &= v_0 + \sum_{i=0}^t a_{i,exact} \times \Delta t + \sum_{i=0}^t e_i \times \Delta t \end{aligned} \tag{3}$$

여기서, Δt 는 적분간격, v_0 는 초기속도. 따라서, 표류오차를 제한하기 위한 기법으로 가장 일반적으로 적용되는 방법은 정적조건을 판별하여 속도를 0으로 초기화시키는 것이다. 본 연구에서는 아래와 같은 식으로 정적조건에서 이전속도와 현재속도간의 감쇠계수(damping factor) α 를 이용하여 속도를 초기화시켜 주었다.

$$v_{V,t} = \begin{cases} \alpha \times v_{V,t-1}, & \text{if } |a_{V,t}| \leq \epsilon_{accel} \text{ AND } |a_{V,t}| \leq \epsilon_{jerk} \forall \tau \in [t-n\Delta t, t] \\ v_{V,t-1} + \Delta t \times a_{z,t}, & \text{otherwise} \end{cases} \tag{4}$$

여기서 ϵ_{accel} 와 ϵ_{jerk} 는 각각 가속도의 크기(vector norm)와 가속도변화율(=jerk)의 크기에 대한 한계기준값 (threshold), 그리고 n 은 시간구간 설정인자이다. 본 연구에서는 $\alpha = 0.9$, $\epsilon_{accel} =$

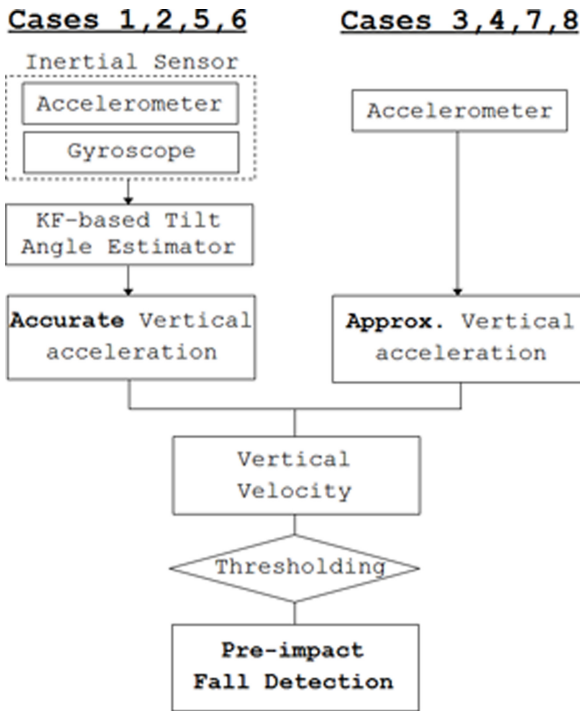


Fig. 5. Illustration of the pre-impact fall detection methods depending on the acceleration types.

0.5 m/s², $\epsilon_{jerk} = 10 \text{ m/s}^3$, $n=10$ 이 사용되었다. 즉, 가속도와 가속도변화율 모두가 $10\Delta t$ 동안 기준값 밑에 있을때 비로소 정적조건으로 판별되도록 하였다.

2.2.2 일정시간동안의 속도변화량

일반적인 수치적분을 통한 수직속도 대신 아래와 같이 일정 시간동안의 속도 변화량으로 대처하는 경우이다.

$$\begin{aligned}
 v_{diff} &= v_t - v_{t-set \text{ time}} \\
 &= \sum_{i=t-set \text{ time}}^t a_i \times \Delta t \\
 &= \sum_{i=t-set \text{ time}}^t a_{i,exact} \times \Delta t + \sum_{i=t-set \text{ time}}^t e_i \times \Delta t
 \end{aligned}
 \tag{5}$$

따라서, 오차항인 $\sum_{i=t-set \text{ time}}^t e_i \times \Delta t$ 은 일정시간(=set time)동안의 오차누적값으로 제한된다는 차이점이 있다. 본 연구에서는 1초로 설정되었다. 적분에 따른 표류오차 문제는 오차항이 제한(bound)되지 않음에 따라 야기되는 문제이며, 짧은 시간으로 제한되는 경우 오차항의 영향은 크지 않고 따라서 일반적인 수치적분이 갖는 표류오차의 문제점을 갖지 않는다.

2.3 낙상 및 ADL 실험

낙상 및 일상생활(ADL: activities of daily living) 데이터는 총

Table 2. Protocol of the simulated falls

Code	Fall Direction	Description
F1	Forward	No step without knee flexion
F2		No step with knee flexion
F3		Sit-to-stand, short step, and trip
B1	Backward	No step without knee flexion
B2		No step with knee flexion
B3		One leg swing to front
B4		Sit down on empty
R1	Rightward	No step without knee flexion
R2		No step with knee flexion
R3		Start falling back and turn to side
L1	Leftward	No step without knee flexion
L2		No step with knee flexion
L3		Start falling back and turn to side
D1	Downward	Downward falling by faints

Table 3. Protocol of the ADLs (activities of daily living)

Code	Description
A1	Walking straight (5 m)
A2	Stand-to-sit
A3	Sit-to-stand
A4	Pickup and object
A5	Stair-ascend
A6	Stair-descend
A7	Stand-to-lie
A8	Lie-to-stand
A9	Stand-to-squat

11명의 남성 피시험자를 대상으로 추출하였으며 피시험자 정보는 다음과 같다: 평균연령 24±1세; 평균 신장 173.5±7.1 cm; 평균체중 67.8±9.8 kg. 피시험자는 모두 근골격, 전정기관 등 모든 기능이 정상인 젊은 성인이며, 실험전에 실험절차에 대한 충분한 설명을 들었다.

데이터 수집을 위하여 네덜란드 Xsens Technology사의 MTw 무선 관성센서가 사용되었다. MTw 센서는 3축 가속도계, 3축 자이로스코프, 3축 지구자기센서(magnetometer)와 바로미터(barometer)를 포함하고 있으나, 본 연구를 위해선 3축 가속도계 신호와 3축 자이로스코프 신호만 사용되었다. 센서는 앞허리([9] 참조)와 앞가슴([10] 참조)에 벨크로(Velcro) 밴드를 이용하여 부착되었으며 100 Hz 주기로 샘플링되었다.

낙상시험의 경우 5가지 방향(전방, 후방, 좌·우 측면, 수직하강)에 대하여 총 14가지의 낙상이 바닥에 매트리스를 설치한 후 시험되었으며(Table 2 참조), ADL의 경우 총 9가지로 구분되어 시험되었다(Table 3 참조). 모든 테스트는 두번씩 계측이 되어 낙상과 ADL이 각각 총 308개와 198개의 데이터셋으로 구성되

Table 4. Cases of different velocity parameters depending on sensor locations, accelerations, and drift boundings.

Case	Sensor Location	Acceleration	Drift bounding
Case 1	Waist	Accurate	Attenuation
Case 2		Accurate	Vel. difference
Case 3		Approx.	Attenuation
Case 4	Sternum	Approx.	Vel. difference
Case 5		Accurate	Attenuation
Case 6		Accurate	Vel. difference
Case 7		Approx.	Attenuation
Case 8		Approx.	Vel. difference

어 해석에 사용되었다. Table 2에서 각 방향의 낙상을 without knee flexion과 with knee flexion으로 나눈 것은 [14]를 따른 것으로 낙상시 자세에 변화를 다양성을 부여한 것이다. 또한, F3, B3, B4, R3, L3은 [15]에서 발췌한 것이다.

2.4 분석

본 논문에서는 Table 4에서 보이는 바와 같이, 센서의 부착 위치에 따라 두 경우(허리 및 가슴), 수직가속도를 구하는 방법에 따라 두 경우(가속도계 및 자이로를 이용한 정확한 가속도 및 가속도계만을 이용한 근사 가속도), 그리고 수직속도를 계산하는 방법에 따라 두 경우(정적조건시 속도감쇠 이용 및 일정시간 동안의 속도차 이용)를 조합하여 총 8가지 경우를 고려하였다. 수직속도가 문턱값(threshold)보다 절대값관점에서 커지는 경우 낙상으로 판단하였다(Fig. 1 및 5 참조).

각각의 경우에 대하여 sensitivity(낙상을 낙상으로 판별하는 비율)와 specificity (ADL을 ADL로 판별하는 비율)의 관점에서 낙상탐지의 정확도를 확인하였다. 또한, sensitivity와 specificity 간의 관계를 확인하기 위하여 ROC(Receiver Operating Characteristic)[16]가 검토되었다. 낙상용 에어백 설계에 필요한 낙상감지에서부터 충격까지의 소요시간을 의미하는 선행시간(lead time, Fig. 1 참조)을 조사하였다. 이때 충격시점은 허리센서의 수직가속도가 최대가 되는 시점으로 정하였다[9].

3. 결 과

3.1 낙상감지 정확도

Fig. 6에서 보듯이 sensitivity와 specificity는 일반적으로 상충 관계를 보인다. 따라서, 낙상감지의 정확도는 다음의 세가지 기준에서 검토되었다: (기준1) sensitivity와 specificity의 합이 최대가 되는 경우, (기준2) 낙상으로부터 사용자 안전성을 보장되도록 100%의sensitivity가 만족되는 경우의 specificity, (기준3)

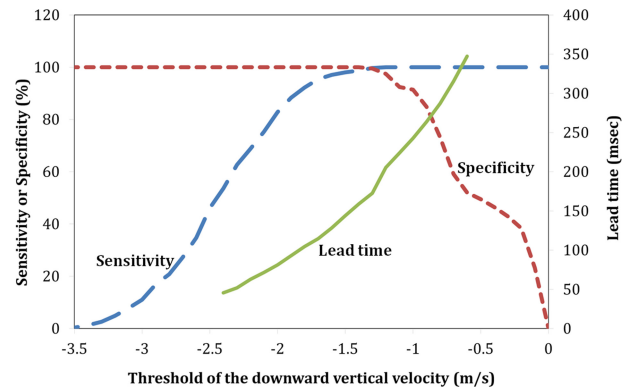


Fig. 6. Sensitivity, specificity and lead time versus velocity threshold (from Case 1)

Table 5. Fall detection accuracy of each case based on the maximum sum of the sensitivity and specificity and false determination types

Case	Sens. (%)	Spec. (%)	False Negatives*	True Negatives*	Threshold (m/s)
Case 1	99.7	99.5	B4(1)	A7(1)	-1.3
Case 2	97.4	100	B4(6) etc.	None	-1.5
Case 3	92.5	99.0	F3(4) etc.	A2(1), A7(1)	-1.2
Case 4	95.8	92.9	B3(3) etc.	A7(7)	-1.1
Case 5	99.7	100	B4(1)	None	-1.5
Case 6	97.4	100	B4(5) etc.	None	-1.7
Case 7	92.5	98.0	F3(8) etc.	A7(2), A9(2)	-1.3
Case 8	91.2	96.5	B4(10) etc.	A8(4) etc.	-1.4

* fall or ADL type (count)

뜻하지 않은 에어백 전개(ignition)를 없게하는 100%의specificity가 되는 경우의 sensitivity.

Table 5는 기준 1에 따른 낙상감지 정확도인데, 이 경우 센서 위치에 따른 차이 (즉, Case 1 대 Case 5 또는 Case 2 대 Case 6 등)는 없는 것으로 나타났다. 각각의 센서위치에서 가속도계와 자이로를 모두 사용한 정확한 가속도를 이용한 경우가 가속도계만을 사용한 근사한 가속도를 사용한 경우보다 높은 정확성을 보였다 (예를 들어, Case 1과 2가 Case 3과 4보다 우수). 수직속도에 대한 영향에 있어 감쇠계수를 이용하는 경우가 속도차이를 이용하는 경우보다 근소하게 우수한 성능을 보였다. 예를 들면, Case 1이 Case 2보다 우수한 것으로 Fig. 7을 보면 각각 Case 1과 5가 Case 2와 6보다 좌측상단의 꼭지점(100% sensitivity와 100% specificity)에 근접한 것을 볼 수 있다. 낙상을 ADL로 잘못 판단한 경우(FN: false negatives)를 살펴보면, B4가 많은 것을 볼 수 있다. 이는 ‘Sit down on empty’의 동작이 의자에 앉으려고 하다(마치 의자가 없어서) 실수로 넘어지는 상황임을 고려하면, 낙상자의 낙상개시시점이 서있는 자세가 아니라 반쯤 앉은 자세에서 시작되어 낙상속도가 상대적으로 낮

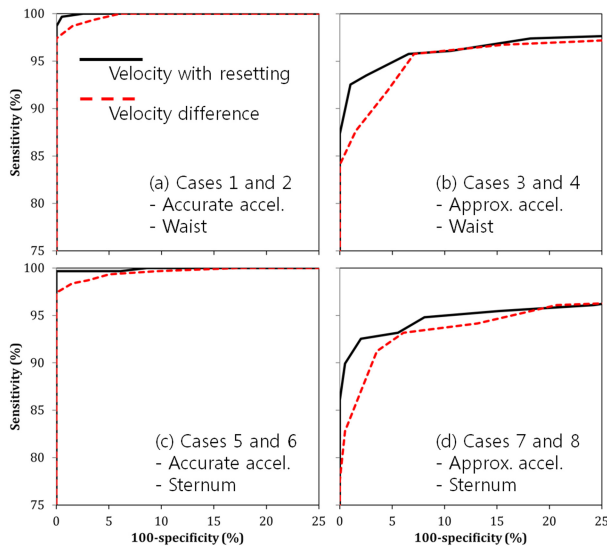


Fig. 7. ROC plots for each case.

Table 6. Sensitivity at 100% specificity and specificity at 100% sensitivity of each case and the corresponding threshold

Case	Specificity @ 100% sensitivity	Threshold velocity (m/s)	Sensitivity @ 100% specificity	Threshold velocity (m/s)
Case 1	97.5	-1.2	98.7	-1.4
Case 2	93.9	-1.2	96.1	-1.5
Case 3	Under 50	N/A	87.3	-1.3
Case 4	Under 50	N/A	84.1	-1.4
Case 5	91.4	-1.1	99.7	-1.5
Case 6	82.8	-1.2	97.4	-1.7
Case 7	Under 50	N/A	86.0	-1.5
Case 8	Under 50	N/A	77.6	-1.7

* N/A: not applicable

있었고, 이에 따라 문턱값을 넘지 못하고 잘못 판단된 것이다. 반면, ADL을 낙상으로 잘못 판단한 경우(TN: true negatives)를 살펴보면 A7, A2, A9 같은 수직하강을 동반하는 동작에서 걸린 것을 볼 수 있다. 위의 FN과 TN의 예는 수직속도를 낙상의 판별조건으로 하는 알고리즘의 원천적 문제점으로 생각되며, 이를 자세 등의 정보로 보완할 수 있다면 보다 향상된 정확도를 얻을 수 있을 것이다.

Table 6은 기준 2와 3에 따른 낙상감지 정확도이다. 예기치 않은 에어백 전개에 따른 불편함보다는 사용자 안전을 보다 중요시한다는 관점에서 본다면 기준 2는 기준 3보다 그 중요성이 크다. 기준 2에 따라 100%의 sensitivity를 확보하는 경우, Case 3, 4, 7, 8처럼 근사가속도를 사용한 경우는 specificity가 50%에도 미치지 못하는 것으로 나타났다. 이는 기준 1에서 정확한 가속도 대비 근사가속도가 갖는 성능저하의 폭보다 훨씬 큰 것이

Table 7. Lead times for each fall type (mean ± standard deviation)

Code	Case 1	Case 2	Case 5	Case 6
Threshold	-1.3 m/s	-1.5 m/s	-1.5 m/s	-1.7 m/s
F1	180 ± 23	157 ± 24	181 ± 25	164 ± 25
F2	167 ± 120	145 ± 117	149 ± 100	120 ± 61
F3	185 ± 86	218 ± 127	161 ± 79	200 ± 114
B1	198 ± 45	162 ± 40	168 ± 39	145 ± 38
B2	185 ± 64	154 ± 64	139 ± 63	111 ± 63
B3	189 ± 46	159 ± 44	164 ± 43	142 ± 38
B4	114 ± 59	89 ± 48	86 ± 55	89 ± 48
R1	177 ± 31	155 ± 30	164 ± 34	143 ± 31
R2	152 ± 42	134 ± 41	127 ± 42	108 ± 40
R3	195 ± 49	165 ± 44	173 ± 49	145 ± 44
L1	164 ± 31	139 ± 31	138 ± 36	116 ± 36
L2	150 ± 43	126 ± 42	121 ± 38	98 ± 37
L3	209 ± 29	178 ± 31	172 ± 30	145 ± 30
D1	150 ± 59	119 ± 58	118 ± 68	105 ± 53
average	175 ± 59	152 ± 66	148 ± 58	132 ± 59

다. 따라서, 기준 2에서 근사가속도는 낙상감지 알고리즘으로서의 기능을 하지 못한다고 판단된다. 또한 근사가속도에서의 성능저하는 Fig. 7을 통해 확연히 보여진다. 수직속도에 대한 영향에 있어서는 기준 1과 마찬가지로 감쇠계수를 이용하는 경우가 속도차이를 이용하는 경우보다 우수한 성능을 보였다. 한편 센서위치에 따른 영향에 있어서는 허리(Case 1, 2)가 가슴(Case 5, 6)보다 우수하였다. specificity의 저하는 ADL을 낙상으로 인식하는 경우인데, 허리에 비해 가슴은 상체 움직임에 따라 낙상이 아닌 ADL에서도 큰 하강 수직속도를 경험할 수 있는 것으로 보인다. 예를 들어, A4(상체숙여 바닥의 물건집기)의 경우 시험자에 따라 허리는 별 움직임이 없으나, 가슴은 큰 하강수직속도를 가질수 있다.

3.2 선행시간

Table 7은 정확한 가속도를 사용하는 Case 1, 2, 5, 6에 대하여 기준 1에 따른 문턱값을 선택하였을 시의 선행시간 (lead time)이다. 표에서 보듯이 감쇠계수를 이용하는 경우 (Case 1 과 5)가 속도차이 (Case 2와 6)를 이용하는 경우보다 선행시간이 길었다. 선행시간이 길다는 것은 낙상감지부터 지면충격까지의 시간이 많은 것으로 에어백 전개에 보다 많은 시간여유를 의미하므로 바람직하다. 또한, 허리부착센서가 가슴부착센서에 비해 선행시간이 컸다. 각각의 경우에서 최장의 선행시간을 갖는 낙상유형은 각기 달랐으나, 최소의 선행시간을 갖는 낙상유형은 모두 B4로 앞서 설명한 FN이 많은 이유와 동일한 이유에 기인한다.

한편 기준2에 따라 100% sensitivity를 달성하는 경우 문턱값은 (절대값 기준으로) 값이 작아지는 데 이에 따라 선행시간에도 변화가 생기게 된다 (Fig. 6 참조). 기준 2에서 Case 1, Case 2, Case 5, Case 6의 선행시간은 각각 206 ± 65 msec, 201 ± 90 msec, 209 ± 71 msec, 190 ± 67 msec로 증가하였다.

4. 고찰 및 결론

낙상감지용 센서는 대개 3축 가속도계만 사용하는 경우와 3축 가속도계와 3축 자이로스코프를 사용하는 경우로 구분된다. 첫째, 3축 가속도계만 사용하는 경우에는 동적조건에서 자세계산이 불가능한 만큼 반대로 알고리즘이 간단한 장점을 지닌다. 이는 낙상감지시스템이 휴대용 임베디드 마이크로프로세서와 배터리로 작동된다는 점을 고려할 때 계산량과 전력소모량을 생각하면 많은 장점이 된다. 또한 가속도계는 자이로스코프에 비하여 전력소모가 훨씬 적은것을 고려하면 가속도계만을 사용하는 경우가 센서자체의 전력소모량에서도 유리하다고 하겠다. 둘째, 자이로스코프가 함께 사용되는 경우에는 앞서 설명한 바와 같이 가속도계와 자이로의 신호를 융합하여 자세정보를 계산하고 이를 통해 가속도계 신호에서 중력성분을 소거한 순수 가속도성분을 추출할 수 있다. 일단 순수 가속도 성분이 추출되면 본 논문에서 다루어 지듯이 정확한 수직방향 가속도가 계산가능하다. 또한, 본 논문에서 다루어지지는 않았지만 낙상의 방향 정보를 내포하는 센서좌표계 기준 전방향 가속도가 관찰가능하며, 센서의 자세정보 자체가 낙상감지 파라미터로 활용될 수 있다. 정교한 자세계산은 그에 상응하는 계산 알고리즘과 센서(자이로스코프) 추가 및 전력소모를 요구하는 단점을 갖는다. 하지만, 이러한 단점들은 소형프로세서의 혁신적 성능개선과 배터리 기술의 진보로 지속적으로 극복되고 있다. 따라서 낙상감지 연구는 가속도계와 자이로를 사용하더라도 보다 정교한 계산을 통하여 낙상감지의 정확성을 향상시키는 방향으로 발전되어 가고 있다.

Table 5와 6에서 보여지듯 수직속도를 계산하는 방법에 있어, 속도차이를 이용하는 방법이 정적조건시 감쇠를 이용하는 방법에 비하여 다소 떨어지는 성능을 보였다. 이유는 속도차이를 이용하는 경우 Fig. 4의 11~12초 부근에서 보이듯 하강에 이어 상승이 나타나는 거울효과(mirroring effect)가 있고, 이 현상에 의해 빠른 상승속도가 있는 동작의 경우 하강속도가 이어지며 이것이 잘못하여 낙상감지의 속도 문턱값을 만족시키는 경우가 있었다. 하지만 정적조건시 감쇠이용법은 동적조건이 지속될 경우 여전히 표류오차가 발생할 소지가 있으므로, 속도차이의 거울효과 문제가 해결된다면 근본적으로 표류오차 문제를 지니지 않는 장점이 있으므로 이에 대한 연구가 추후 이루어 질 것이다.

센서의 부착위치와 관련하여, 본 연구에서 검토된 허리와 가슴위치는 모두 여러 문헌을 통해 낙상감지에 우수한 정확도를 갖는 것으로 검증되었다. 하지만, 낙상감지 시스템이 실제로 고

령자에 의해 사용되는 경우, 언제 발생할지 모르는 낙상위험에 대응하기 위하여 상시로 몸에 부착되어 작동되어야 한다. 이 경우 센서의 부착편리성은 매우 중요한 요소라 할 수 있다. 부착편리성 관점에서 벨트위치인 허리부위는 가슴에 비해 보다 편리한 부착이 가능하다는 장점을 지닌다. Table 5와 6을 통해 볼 수 있듯이 낙상감지 정확도 면에서도 허리가 가슴보다 동등(기준 1) 또는 우수(기준 2)하므로, 충격전 낙상감지를 위한 센서 부착위치로 허리가 보다 나은것으로 판단된다.

본 연구를 통해 수직속도를 이용한 충격전 낙상감지에 있어 센서의 구성 및 속도계산법과 부착위치에 따른 낙상감지의 정확도를 비교·분석하였다. 센서의 구성에 있어, 가속도계와 자이로스코프를 모두 이용하여 정확한 수직가속도를 이용한 경우가, 가속도계만을 이용하여 근사 수직가속도를 이용한 경우에 비하여 정확도가 뛰어났다. 특히, 100%의 sensitivity가 요구되는 낙상감지의 경우에는 근사 가속도를 이용하는 것은 부적합한 것으로 나타났다. 수직속도를 구함에 있어, 정적조건에서 0으로 감쇠를 시키는 것이 일정시간동안의 속도차이를 이용하는 경우에 비해 다소 우수한 것으로 나타났다. 센서부착위치에 있어서는 허리와 가슴이 대개 동등한 결과를 보였으나, 100%의 sensitivity가 요구되는 경우에는 가슴에 비하여 허리에 부착하는 것이 보다 높은 specificity를 보였다. 전반적으로 허리에 부착된 가속도계와 자이로스코프를 이용하여 정확한 가속도를 통해 정적조건 감쇠를 적용한 수직속도가 가장 우수한 성능을 보였다.

감사의 글

본 연구는 한경대학교 2013년도 학술연구구조성비의 지원에 의한 것임.

Appendix

식 (1) 증명: ${}^S \mathbf{a}^T {}^S \mathbf{Z}$ 에서 좌표변환에 의해 ${}^S \mathbf{a}$ 는 ${}^S \mathbf{R}^T {}^I \mathbf{a}$ 로, ${}^S \mathbf{Z}$ 는 ${}^S \mathbf{R}^T {}^I \mathbf{Z}$ 로 쓸수 있다. 여기서, ${}^S \mathbf{R}$ 는 센서좌표계 S에 대한 관성좌표계 I의 상대자세행렬이다. 따라서, ${}^S \mathbf{a}^T {}^S \mathbf{Z}$ 는 $({}^S \mathbf{R}^T \mathbf{a})^T ({}^S \mathbf{R}^T {}^I \mathbf{Z})$ 로 쓸수 있으며 이것을 정리하면 ${}^I \mathbf{a}^T {}^I \mathbf{Z}$ 이다. 이때 ${}^I \mathbf{a} = [{}^I a_x, {}^I a_y, {}^I a_z]^T$ 와 ${}^I \mathbf{Z} = [0, 0, 1]^T$ 을 대입하면 ${}^S \mathbf{a}^T {}^S \mathbf{Z} = {}^I a_z$ 가 성립된다.

REFERENCES

- [1] S. N. Robinovitch, F. Feldman, Y. Yang, R. Schonnop, P. M. Leung, T. Sarraf, J. Sims-Gould, and M. Loughin, "Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study", *Lancet*, Vol. 381, pp. 47-54, 2013.

- [2] P. Bonato, "Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation", *J. Neuroeng. Rehabil.*, Vol. 2, No. 2, 2005.
- [3] J. K. Lee and E. J. Park, "3D spinal motion analysis during staircase walking using an ambulatory inertial and magnetic sensing system", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 49, No. 7, pp. 755-764, 2011.
- [4] G. C. Park, A. Y. Jeon, S.H. Lee, J. M. Son, M. C. Kim, and G. R. Jeon, "Implementation of a falls recognition system using acceleration and angular velocity signals", *J. Sensor Sci. & Tech.*, vol. 22, no. 1, pp. 54-64, 2013.
- [5] Y. G. Lee, D. J. Cheon, and G. Yoon, "Telemonitoring system of fall detection for the elderly", *J. Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 20, No. 6, pp. 420-427, 2011.
- [6] A. K. Bourke, P. van de Ven, M. Gamble, R. O'Connor, K. Murphy, E. Bogan, E. McQuade, P. Finucane, G. O'Laighin, and J. Nelson, "Evaluation of waist-mounted tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms during scripted and continuous unscripted activities", *J. Biomech.*, Vol. 43, pp. 3051-3057, 2010.
- [7] T. Tamura, T. Yoshimura, M. Sekine, M. Uchida, and O. Tanaka, "A wearable airbag to prevent fall injuries", *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, Vol. 13, No. 6, pp. 910-914, 2009.
- [8] G. Shi, C. S. Chan, W. J. Li, K. Leung, Y. Zou, and Y. Jin, "Mobile human airbag system for fall protection using MEMS sensors and embedded SVM classifier", *IEEE Sensors J.*, Vol. 9, No. 5, pp. 495-503, 2009.
- [9] G. Wu and S. Xue, "Portable preimpact fall detector with inertial sensors", *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, Vol. 16, No. 2, pp. 178-183, 2008.
- [10] A. K. Bourke, K. J. O'Donovan, and G. Ó'Laighin, "The identification of vertical velocity profiles using an inertial sensor to investigate pre-impact detection of falls", *Med. Eng. Phys.*, Vol. 30, pp. 937-946, 2008.
- [11] J. K. Lee, E. J. Park, and S. N. Robinovitch, "Estimation of attitude and external acceleration using inertial sensor measurement during various dynamic conditions", *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Vol. 61, No. 8, pp. 2262-2273, 2012.
- [12] T. Degen, H. Jaeckel, M. Rufèr, and S. Wyss, "SPEEDY: a fall detector in a wrist watch", in *Proc. Seventh IEEE Int. Symposium on Wearable Computing*, pp. 184-187, 2003.
- [13] A. K. Bourke, K. J. O'Donovan, J. Nelson, and G. M. Ó'Laighin, "Fall-detection through vertical velocity thresholding using a tri-axial accelerometer characterized using an optical motion-capture system", in *Proc. IEEE 30th Annu. Int. Conf. Eng. Med. Biol. Soc.*, Vancouver, BC, pp. 2832-2835, 2008.
- [14] A. K. Bourke, P. van de Ven, M. Gamble, R. O'Connor, K. Murphy, E. Bogan, E. McQuade, P. Finucane, G. O'Laighin, and J. Nelson, "Evaluation of waist-mounted tri-axial accelerometer based fall-detection algorithms during scripted and continuous unscripted activities", *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 3051-3057, 2010.
- [15] M. Kangas, A. Konttila, P. Lindgren, I. Winblad, and T. Jamsa, "Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers", *Gait & Posture*, Vol. 28, pp. 285-291, 2008.
- [16] T. Fawcett, *ROC Graphs: Notes and Practical Considerations for Researchers*, HP Laboratories, Technical Report HPL-2003-4, USA, 2003.