

가속도센서와 기울기센서를 이용한 실시간 낙상 감지 시스템에 관한 연구

The Study of Realtime Fall Detection System with Accelerometer and Tilt Sensor

김성현¹, 박진², 김동욱^{3,4,✉}, 김남균⁵
Seong-Hyun Kim¹, Jin Park², Dong-Wook Kim^{3,4,✉} and Nam-Gyun Kim⁵

¹ 전북대학교 헬스케어기술개발사업단 (Center for Healthcare Technology Development, Chonbuk National Univ.)

² 전북대학교 대학원 헬스케어공학과 (Department of healthcare Engineering, Graduate School, Chonbuk National Univ.)

³ 전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부 (Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ.)

⁴ 전북대학교 고령친화 복지기기 연구센터 (Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk national Univ.)

⁵ 주식회사 칼라세븐 연구소 (Research Center of Color Seven, Chonju, Chonbuk)

✉ Corresponding author: biomed@jbnu.ac.kr, Tel: 063-270-4060

Manuscript received: 2010.4.19 / Revised: 2011.6.29 / Accepted: 2011.8.2

Social activities of the elderly have been increasing as our society progresses toward an aging society. As their activities increase, so does the occurrence of falls that could lead to fractures. Falls are serious health hazards to the elderly. Therefore, development of a device that can detect fall accidents and prevent fracture is essential. In this study, we developed a portable fall detection system for the fracture prevention system of the elderly. The device is intended to detect a fall and activate a second device such as an air bag deployment system that can prevent fracture. The fall detection device contains a 3-axis acceleration sensor and two 2-axis tilt sensors. We measured acceleration and tilt angle of body during fall and activities of daily(ADL) living using the fall detection device that is attached on the subjects'. Moving mattress which is actuated by a pneumatic system was used in fall experiments and it could provide forced falls. Sensor data during fall and ADL were sent to computer and filtered with low-pass filter. The developed fall detection device was successful in detecting a fall about 0.1 second before a severe impact to occur and detecting the direction of the fall to provide enough time and information for the fracture preventive device to be activated. The fall detection device was also able to differentiate fall from ADL such as walking, sitting down, standing up, lying down, and running.

Key Words: Accelerometer (가속도센서), Fall Detection (낙상 검출), Wearable Sensor (착용 가능한 센서)

1. 서론

고령화 사회의 진행에 따라 고령자들의 사회적 활동이 많아진 반면 여전히 고령자들은 체력 노쇠 현상과 평형기능의 저하에 의하여 자주 넘어지게 된다. 고령자들에게 낙상은 뼈의 골절을 불러오는

큰 원인 중 하나인데 이렇게 낙상의 빈도가 높아짐에 따라 그에 따른 골절이 발생하게 되고 젊은 사람과 달리 치료기간도 길어지게 된다. 낙상은 젊은 사람에게도 위험하지만 특히 노인들에게 더 위험하고 낙상으로 인해 일어나는 부상을 예방하기 위해 낙상의 조기판단이 필요하다.

낙상은 60 세 이상 노인의 25~30%, 70 세 이상에서 35%, 80 세 이상에서는 50%가 매년 발생한다고 보고되고 있고,¹ 특히 다른 신체 부위의 골절보다 고관절 골절이 고령자들에게 치명적인데, Grisso² 등은 고령자들에게 발생하는 고관절 골절의 90%가 낙상에 기인한다고 하였고, 고관절의 골절을 경험한 고령자들 중 약 20%는 1 년 이내에 사망하게 된다. 이 때 사망 원인은 고령자들의 치료기간이 짧은 사람들에 비해 장기화됨에 따라 오랜 시간 동안 병상에 누워있게 되어 육체적 활동을 할 수 없어 신체 기능의 저하가 그 원인인 것으로 알려져 있으며³ 사망하지 않고 치료가 완치되어도 약 50%는 혼자서 독립적인 생활을 할 수 없고 타인의 간호를 필요로 하게 된다.^{4,5}

이와 같이 낙상은 고령자들에게 심각한 문제를 야기시키기 때문에 이러한 피해를 줄이기 위해 낙상시 발생하는 충격을 흡수하여 골절을 방지할 수 있는 장치가 필요하다. 그러나 기존의 골절 방지 장치들은 의복의 내부에 충격 흡수용 패드 등을 삽입하는 방식을 사용하여 거동에 지장을 주기 때문에 고령자들이 착용을 하지 않는 문제점이 있었다.⁶ 또한 착용을 하였더라도 신체의 움직임 때문에 의복 내부에서도 패드의 움직임이 발생하게 되고 이로 인해 낙상시 충격이 발생하는 위치에서 패드가 벗어나게 되어 낙상의 충격을 충분히 흡수하지 못하는 문제가 있었다.⁷

이와 같은 골절방지시스템의 문제를 해결하기 위해 가속도 센서와 기울기 센서를 이용하여 피험자의 행동이나 상태를 검출하고 낙상을 미리 탐지하여 지면에 몸이 닿기 전에 낙상을 검출할 수 있는 낙상 감지 시스템을 개발하였다. 이를 위하여 센서를 착용하고 낙상이 일어 날 수 있는 조건과 일상생활에서 예비실험을 실시하였고 그 데이터를 바탕으로 낙상과 비 낙상을 구분할 수 있는 효과적인 알고리즘을 개발하고 그 알고리즘을 검증하였다.

2. 실험방법

본 연구에서는 개발된 센서를 통해 일상 생활에서의 행동과 낙상을 구분하기 위해 다음과 같은 방법으로 실험을 실행하였다.

2.1 피험자

본 연구에서는 20 대 성인 10 명(남 : 6 명, 여 : 4 명, 평균연령 : 24.3±1.6 세, 평균신장 : 170±8.3 cm)을 대상으로 실험하였다. 이들은 신경학적 질병 및 전정기관의 이상이 없으며, 정상 근골격 기능을 가지고 있었다. 또한 이들 모두는 이전에 본 연구와 유사한 실험에 참가한 경험이 없으며 실험 전 실험 목적을 제외한 실험절차에 대해 충분한 설명을 들었다.

2.2 낙상 유도 장치

본 연구에서는 낙상시 신체 움직임을 측정하기 위해 피험자가 예측할 수 없도록 실제 미끄러지는 낙상과 유사한 강제적인 낙상을 유도하였다.

Fig. 1 은 본 실험에서 사용한 낙상 유도 장치로써 피험자를 항상 같은 상태에서 낙상을 유발할 수 있도록 그림과 같이 3 개의 실린더(cylinder)와 공압 액추에이터(pneumatic actuator)를 이용하여 강제적인 낙상을 유도할 수 있는 시스템을 구축하였다. 각 실린더의 로드는 낙상을 유발하기 위한 카트에 연결되어 있는데 피험자를 카트 위에서 있게 한 후 공압 액추에이터에 의해 단순히 전진과 후진만의 동작을 통하여 피험자의 낙상을 유도하였다. 동작시 전진과 후진을 제외한 좌우의 움직임을 최소화하기 위하여 바퀴는 회전하지 않는 단축 바퀴를 이용하였다.



Fig. 1 Pneumatic actuator for fall guidance

낙상을 유도하기 위한 카트에는 매트리스를 설치하여 낙상시 강한 충격에도 부상의 위험을 차단하였고, 낙상을 유도하기 위해 움직이는 카트의 동적 특성은 Table 1 에 나타내었다.

Table 1 Dynamic Characteristic of pneumatic actuator

Peak horizontal acceleration	20 m/s ²
Time to peak acceleration	30 ms
Peak horizontal velocity	200 m/s
Time to peak velocity	15 ms
Displacement at time of peak velocity	13 cm
Total displacement	40 cm

Fig. 2는 낙상 유도 장치를 이용하여 실제 전방 낙상을 유도한 그림을 나타낸 것으로써 (a)는 피험자가 매트리스 위에 서 있는 모습을 나타낸 것이고, (b)는 낙상이 끝난 후의 모습을 나타낸 것이다.



Fig. 2(a) Experimentation of forward fall – before fall



Fig. 2(b) Experimentation of forward fall -after fall

2.3 실시간 낙상 감지

낙상을 검출하기 위해 본 연구에서는 가속도 센서와 기울기 센서를 사용하여 낙상시 신체에서 발생하는 가속도와 기울기의 방향을 탐지하여 실시간으로 낙상을 감지하도록 하였다. 본 실시간 낙상 감지 장치는 한 개의 3 축 가속도 센서(±6g,

MMA7260)와 한 개의 2 축 기울기 센서(±90°, SCA10 0T-DO2)를 사용하여 신체의 움직임과 허리를 기준으로 앞뒤와 좌·우 방향의 기울기와 가속도를 구분하게 만들었다.^{8,9} 회로의 안정화를 위해 저역통과 필터(cut-off frequency : 20Hz)를 사용하여 불필요한 잡음을 제거하였다.

3 축 가속도센서는 피험자의 낙상 여부를 판단할 수 있도록 신체의 움직임 가속도를 측정하고 기울기 센서는 낙상의 방향을 판단할 수 있도록 신체의 기울기를 측정한다. 이 장치는 허리에 부착되어 낙상을 검출하였는데, 허리는 신체 다른 부위인 손이나 다리 또는 머리보다 더 정확한 신체 움직임을 판단하기에 좋은 결과를 보여주는 위치이기 때문에 허리에 센서를 장착하였다.¹⁰

2.4 낙상 데이터 수집

먼저 낙상의 종류로 전방낙상, 후방낙상, 좌·우측방낙상을 비교하였고 낙상시 나타나는 데이터와 일상생활에서의 큰 움직임을 비교하여 낙상을 검출하는 방법으로 실험을 수행하였다.

일상생활에서 일어나는 움직임을 측정하기 위해 보행, 주행, 의자에 착석, 제자리 앉기 등 총 네 가지 상황을 주어 움직이게 했고 낙상은 낙상 유발 장치를 통해 전방, 후방, 좌·우측방 낙상을 유도하였다. 실험은 각 상황별로 10 회씩 실시하여 낙상과 일상생활에서의 활동 데이터를 얻고자 했다. 10 회의 실험 동안 피험자들이 낙상에 적응하지 못하도록 낙상을 시작하는 시점에서 어떠한 경고도 주지 않고, 낙상의 시작을 알린 후 실제 낙상이 시작하기까지의 시간에 변화를 주었으며 사전에 자세를 유지하기 위한 어떠한 자세도 취하지 않도록 지시하였다.

2.5 실시간 낙상 감지 알고리즘

피험자 각 개인마다 센서의 위치가 조금씩 달라지기 때문에 각 피험자는 센서 부착 위치의 특성에 맞게 초기화 했으며, 센서 데이터는 저역통과 필터를 사용하였다. 실시간으로 얻어진 3 축 가속도 센서값은 식 (1)을 이용하여 썬벡터(sum vector)의 크기(Asv)를 구하고 실험 데이터를 바탕으로 낙상 기준 값을 구하였다.¹⁰

$$A_{sv} = \sqrt{(A_x)^2 + (A_y)^2 + (A_z)^2} \quad (1)$$

피험자가 제자리에 서 있을 경우에는 피험자의 상하방향으로만 중력이 작용하기 때문에 벡터의 크기는 1 G로 일정하게 발생하지만 낙상이 시작된 후에는 피험자의 인체가 아랫방향으로 급격히 하강하게 되고 중력 또한 급격하게 감소하게 된다. 이 때 좌우방향이나 전후방향에서 발생하는 중력의 변화는 상하방향에서 발생하는 중력의 변화보다 현저히 작기 때문에 벡터의 크기는 급격하게 감소하게 되어 결국 0.5 G 이하로 발생하게 되고 이로 인해 낙상을 검출할 수 있는 벡터의 한계점을 0.5 G로 설정하였다. 낙상에 발생하는 중력의 변화에 비해 보행이나 주행, 착석과 같은 행동에서는 상하방향의 중력 감소보다 좌우, 전후방향에서의 중력 변화가 크게 발생하기 때문에 낙상과 달리 벡터의 크기가 크게 감소하지 않는다.

낙상의 방향을 판단하기 위한 신체 각도의 한계점은 낙상을 할 때 하체의 기울기가 수직으로부터 25 도 가량 기울게 되면 균형을 회복할 수 없어 낙상을 하게 되므로¹¹ 본 연구에서도 수직으로부터 ±25 도 이상 기울어 졌을 경우 그 방향으로 낙상을 한 것으로 설정하였다. 이 때 Y 축은 전방(+)과 후방(-), X 축은 우측방(+)과 좌측방(-)의 낙상을 구분하였다. 이와 같이 실시간 낙상 감지 장치는 센서에서 얻은 데이터를 토대로 피험자의 움직임을 실시간으로 측정하여 낙상과 낙상 방향을 판단하였고 이 때 이용한 알고리즘은 Fig. 3 과 같다. 그림에서 보듯이 낙상을 검출하기 위해서 초기에 가속도 센서로부터 신호를 받게 되고, 수신된 신호를 식 (1)을 이용하여 각 축의 가속도의 벡터 크기를 구하게 된다. 여기에서 벡터의 크기가 0.5 G 이하가 되면 일단 낙상이 발생된 것으로 간주하게 되고, 0.5 G 가 되지 않으면 낙상이 아닌 것으로 판단하여 센서로부터 계속 신호를 받아들인다. 낙상이라고 판별이 되면 그 후 낙상 방향을 판별하게 되는데 낙상의 방향은 기울기 센서로부터 검출된 각도를 이용하여 판별하게 된다. 신체의 좌, 우 방향인 X 성분과 앞, 뒤 방향인 Y 성분의 값이 ±25 도를 넘게 되면 신체가 균형을 회복할 수 없게 되어 넘어진 방향으로 낙상을 하였다고 판별할 수 있기 때문에 방향을 판별할 수 있는 각도의 한계점은 ±25 도로 설정하였다. 따라서 X 성분과 Y 성분의 절대값이 25 도를 넘게 되면 어느 한 방향으로 낙상을 한 것으로 판단하고 또한 낙상이라고 판별이 되었지만 낙상 방향이 한계점을 넘지 않은 경우에는 제자리에서 방향 없이 쓰러지

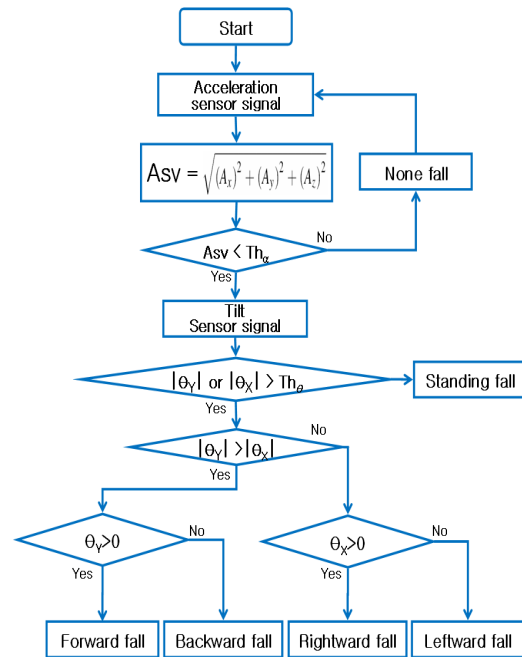


Fig. 3 Fall detection algorithm

는 경우와 같은 제자리 낙상이라고 판별하였다. 방향을 판단할 때에는 먼저 X 성분의 절대값과 Y 성분의 절대값을 비교하여 Y 성분의 절대값이 큰 경우에는 전방이나 후방으로 간주하고, X 성분의 절대값이 큰 경우에는 좌측이나 우측으로 낙상한 것으로 간주한다. 마지막으로 전방과 후방, 그리고 좌측과 우측의 판별은 절대값을 제외한 X 성분이나 Y 성분의 값이 0 보다 크거나 작은지 검출하여 낙상의 방향을 판별할 수 있는데, X 성분의 값이 0 보다 큰 경우에는 우측 낙상, 작은 경우에는 좌측 낙상으로 판별할 수 있고, Y 성분의 값이 0 보다 큰 경우에는 전방 낙상, 작은 경우에는 후방 낙상으로 판별할 수 있다.

2.6 실시간 낙상 검출 알고리즘의 평가

낙상 알고리즘의 평가는 LabVIEW 를 이용해 평가되었다. 평가는 일상생활과 낙상시에 발생한 신체의 가속도와 기울기 값을 이용하여 일상생활을 낙상이 아닌 것으로 판단하는 확률과 낙상시에 정확한 낙상을 판단할 수 있는지에 대해 평가하였다.

3. 결과

3.1 실시간 낙상 감지 알고리즘

낙상 기준 값을 정하기 위해 일상생활 중 발생하는 가속도값을 측정하였는데 일상생활로 간주할 수 있는 약 6 km/h 의 속도를 가지는 보행과 최고 속도로 달리는 주행이 아닌 일반적으로 실내에서 발생할 수 있는 시속 약 10 km/h 의 주행, 그리고 40 cm 높이의 쿠션이 없는 딱딱한 의자에 착석과 기립, 제자리에서 무릎을 굽히고 앉은 후 기립하는 동작의 가속도와 신체의 기울기 각도를 측정하였다.

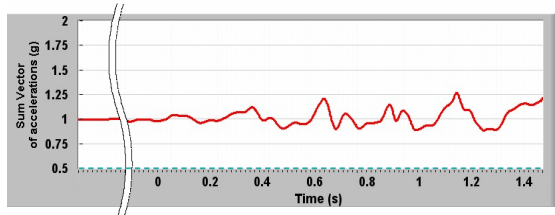


Fig. 4(a) Sum vector of accelerations during activities of daily living - walking

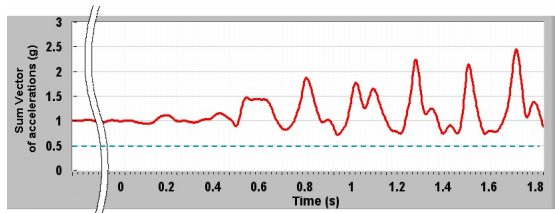


Fig. 4(b) Sum vector of accelerations during activities of daily living - running

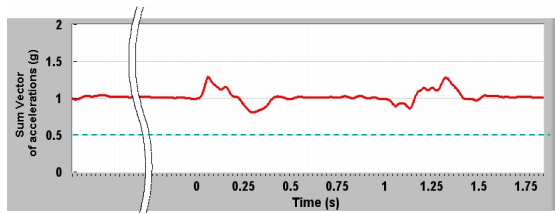


Fig. 4(c) Sum vector of accelerations during activities of daily living - sitting on chair

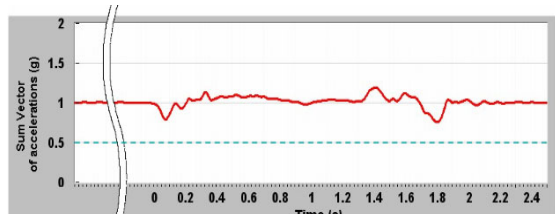


Fig. 4(d) Sum vector of accelerations during activities of daily living - sitting on initial area

Fig. 4 는 보행, 주행, 의자에 착석 후 기립, 제자리에 무릎을 굽히고 착석 후 기립하는 동작과 같이 일상생활 중에 발생한 가속도 값들의 섬벡터의 크기를 나타낸 것이다. (a)는 보행 중에 발생한 섬벡터의 크기로써 최소 약 0.8 G, 최대 약 1.3 G 가 발생하여 낙상으로 판별할 수 있는 한계점인 0.5 G 이하로 검출되지 않아 보행 중에 발생한 섬벡터의 크기로는 낙상이 검출되지 않는 것을 알 수 있다. (b)는 주행 중에 발생한 섬벡터의 크기이다. 주행 중에 발생한 섬벡터의 크기는 보행 중에 발생한 섬벡터의 크기보다 크지만 낙상의 한계점인 0.5 G 이하의 값이 검출되지 않는 것을 알 수 있다. (c)와 (d)는 각각 의자에 착석 후 기립하는 동작과 제자리에 무릎을 굽히고 착석 후 기립하는 동작 중에 발생한 섬벡터의 크기를 나타낸 것으로써 보행과 같이 약 0.8 G 에서 1.3 G 사이의 값이 검출되었고, 이 또한 낙상의 한계점인 0.5 G 보다 낮지 않아 낙상으로 검출되지 않았다.

Fig. 5 는 전방 낙상시에 발생한 섬벡터의 크기와 각도의 변화를 나타낸 것으로써 낙상이 시작한 후 약 0.11 초 이후에 섬벡터의 크기가 0.5 G 이하로 검출되어 낙상으로 판단한 후 약 0.2 초 이후에 Y 축의 절대값이 25 도를 넘게 되고 실제 Y 성분의 값이 0 보다 크기 때문에 전방낙상으로 판별할 수 있다.

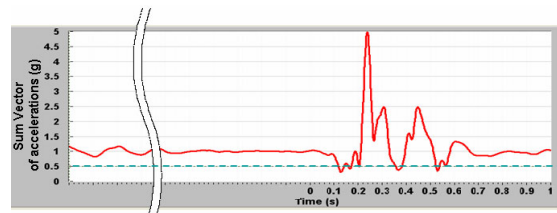


Fig. 5(a) Sum vector during forward fall



Fig. 5(b) Tilt angle during forward fall

Fig. 6 은 후방낙상시의 섬벡터의 크기와 각도를 나타낸 것이다. 전방 낙상과 마찬가지로 낙상이

시작된 후 약 0.06 초 이후에 섬벡터값이 0.5 G 이하가 되기 때문에 낙상으로 판단할 수 있다. 그 후 방향을 판별하기 위해 기울기 센서의 값을 확인한 결과 Y 축의 절대값이 가장 먼저 25 도를 넘는 것으로 나타났고, 그 때의 실제값이 0 보다 작기 때문에 후방 낙상으로 판별할 수 있다.

Fig. 7 은 측방낙상시에 발생한 섬벡터의 크기와 각도를 나타낸 것이다. 전방 낙상과 후방 낙상에서 낙상을 검출한 방법과 마찬가지로 분석한 결과 낙상이 시작된 후 약 0.16 초 이후에 섬벡터의 크기가 낙상의 한계점인 0.5 G 이하로 검출되어 낙

상으로 판별되었으며, 그 후 가장 먼저 각도의 절대값이 방향 설정 한계점인 25 도를 넘는 곳이 약 0.2 초 이후에 X 축에서 검출되었다. 이 때 실제 X 축의 값이 0 보다 작기 때문에 좌측 낙상인 것으로 판별되어 진다.

모든 낙상에서 섬벡터의 크기가 0.5 G 가 되어 낙상이라고 판단된 후 약 0.1 초 후에 다시 0.5G 이상이 되는 것을 볼 수 있는데 이러한 현상은 낙상 초기에 상하방향의 가속도 변화가 크게 발생한 후 신체가 기울어짐에 따라 좌우방향이나 전후방향의 가속도 변화가 발생하기 시작하기 때문이다. 이는 낙상이 검출된 후 약 0.1 초 이후에 본격적으로 신체가 일정한 방향으로 기울어지기 시작한다는 것을 의미한다.

3.2 실시간 낙상 검출 알고리즘의 평가

낙상 알고리즘의 평가는 피험자 10 명에 대한 일상생활 중 가속도가 가장 크게 발생하는 주행과 낙상 실험 데이터를 사용하여 그 유효성을 평가하였다. 낙상 검출 알고리즘에 의하면 낙상이라고 판단하는 경우는 가속도의 섬벡터 크기가 0.5 G 이하일 경우이지만 보행이나 의자에 착석 후 기립하는 상태, 제자리에 앉은 후 기립하는 상태에서는 모두 0.8 G 이상이 발생하여 본 알고리즘에 의하면 위의 세 동작은 낙상이라고 판단할 경우가 매우 희박하여 낙상 검출 알고리즘의 평가에서 제외하였다. 그러나 주행의 경우에는 섬벡터의 크기가 0.5 G 에 근접하게 접근하기 때문에 낙상으로 간주를 하는지 평가하기 위해 낙상 알고리즘의 평가에 포함하였다.

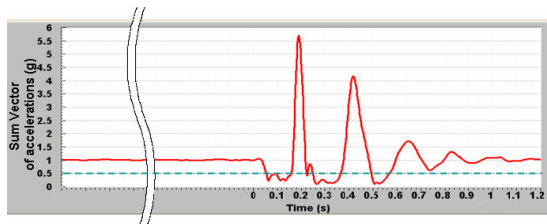


Fig. 6(a) Sum vector during forward fall

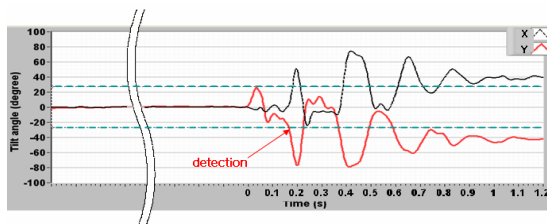


Fig. 6(b) Tilt angle during forward fall

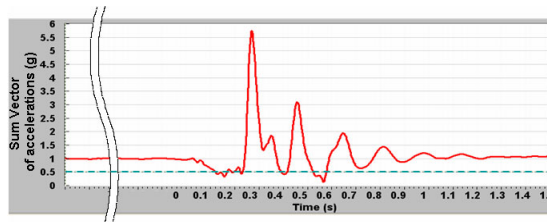


Fig. 7(a) Sum vector during sideward fall

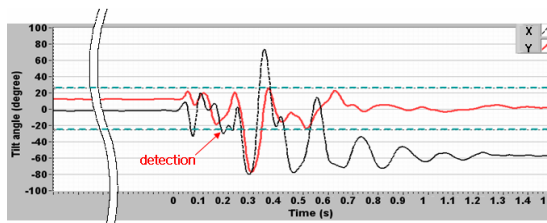


Fig. 7(b) Tilt angle during sideward fall

Table 2 Result from fall detection algorithm

	Forward	Backward	Rightward	Leftward	Running
Trial 1	forward	backward	rightward	leftward	non-fall
Trial 2	forward	backward	rightward	leftward	non-fall
Trial 3	forward	backward	rightward	leftward	non-fall
Trial 4	forward	backward	rightward	backward	non-fall
Trial 5	forward	backward	rightward	leftward	non-fall
Trial 6	forward	backward	rightward	leftward	non-fall
Trial 7	forward	backward	rightward	leftward	standing fall
Trial 8	forward	backward	rightward	leftward	non-fall
Trial 9	forward	backward	rightward	leftward	non-fall
Trial 10	forward	backward	rightward	leftward	non-fall
Result	100%	100%	100%	90%	90%

Table 2 는 특정 피험자를 대상으로 실시간 낙상 검출 알고리즘을 이용하여 낙상이 종료되기 전에 낙상을 평가한 것을 나타낸다. 앞에서 언급한 바와 같이 Y 축은 전방(+)과 후방(-), X 축은 우측방(+)과 좌측방(-)의 낙상을 구분하였다. X 성분의 절대값과 Y 성분의 절대값을 비교하여 Y 성분의 절대값이 큰 경우에는 전방이나 후방으로 간주하였고, X 성분의 절대값이 큰 경우에는 좌측이나 우측으로 낙상한 것으로 간주하였다. 표에서 보듯이 전방 낙상과, 후방 낙상, 우측방 낙상은 본 알고리즘이 정확하게 검출하였지만 좌측 낙상의 경우 4 번째 시도에서 전방낙상으로 판단한 경우가 발생하였다. 이는 피험자가 좌측 방향으로 낙상을 할 때 낙상이 시작된 직후 좌측으로 넘어지지 않고 넘어지는 방향의 반대쪽으로 몸의 방향을 바꾸었고, 이로 인해 Fig. 8 처럼 낙상을 할 때 측면으로 낙상을 하기 보다는 신체의 방향이 후방을 향해 넘어지게 되어 이와 같이 판단하였다.

또한 7 번째 시도에서는 낙상이 아니지만 낙상으로 판단한 경우가 발생하였는데, 이는 피험자가 주행을 할 때 지면과 신발의 마찰로 인해 자연스러운 주행을 하지 못하고 신체의 동요가 발생하여 급격한 가속도의 변화가 발생하게 되어 Fig. 9 처럼

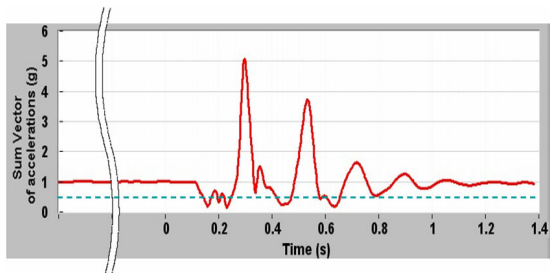


Fig. 8(a) Sum vector during leftward fall recognized backward fall

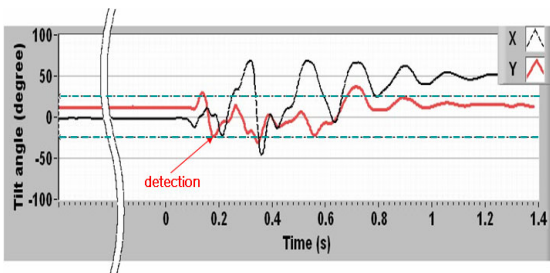


Fig. 8(b) Tilt angle during leftward fall recognized backward fall

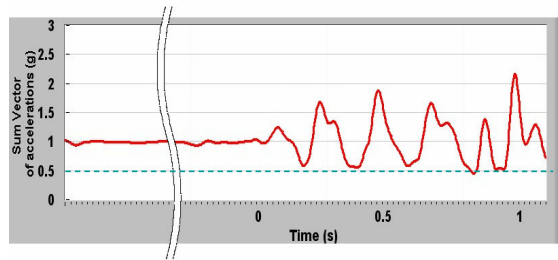


Fig. 9 Sum vector during running recognized fall

낙상의 판별에 사용되는 벡터의 크기가 0.5 G 이하가 되어 낙상으로 판별하였다.

Table 3 은 실시간 낙상 알고리즘 평가 프로그램을 이용하여 전체 피험자에 대해 알고리즘을 검증한 것을 나타낸 것으로서 낙상이 종료되기 전에 실시간으로 낙상을 판단한 것이다. 표에서 보듯이 전방 낙상의 경우 전방 낙상으로 인식한 경우가 97 번이었고, 낙상으로 인식하지 못한 경우가 3 번 있었다. 후방 낙상의 경우 후방낙상으로 94 번 인식하였고, 낙상이 아닌 경우로 3 번, 그리고 우측방으로 2 번, 좌측방으로 1 번 인식하였다. 우측방으로의 낙상은 정확하게 인식한 경우가 94 번이었고, 낙상으로 인식하지 못한 경우가 4 번, 그리고 전방과 후방으로 각각 1 번씩 인식하였다. 좌측방으로의 낙상은 93 번을 정확하게 인식하였고, 인식을 하지 못한 경우가 4 번, 전방으로의 인식은 2 번, 후방으로의 인식은 1 번 있었다. 마지막으로 낙상이 아닌 경우에는 전방으로 3 번, 후방과 우측방이 각각 1 번, 좌측방으로 2 번 인식하였다. 이는 전방과 후방으로 낙상할 때 신체의 움직임으로 인하여 좌, 우측방으로 인식하는 경우가 있었고, 좌, 우측방으로 낙상을 할 경우에는 주로 전방이나 후방 낙상으로 인식한 경우가 있었다.

Table 3 Number of fall detection

Recognized direction \ Fall direction	Fall direction				
	Forward	Backward	Rightward	Leftward	Non-fall
Forward	97	-	1	2	3
Backward	-	94	1	1	1
Rightward	-	2	94	-	1
Leftward	-	1	-	93	2
Non-fall	3	3	4	4	93
Total	100	100	100	100	100

Fig. 10 은 낙상 검출 확률을 나타낸 것으로 점선으로 된 부분이 평균 검출 확률, 실선으로 된 부분이 각 방향의 검출 확률을 의미한다. 일반적으로 전방의 경우 97%로 평균보다 검출 확률이 높은 것으로 나타났고, 후방과 우측방은 평균과 비슷하게 나타났으며 좌측방과 낙상이 아닌 경우는 평균보다 낮게 나타났다.

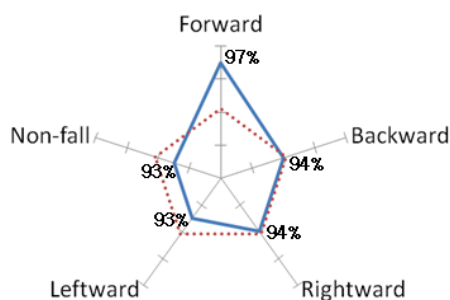


Fig. 10 Probability of fall detection success

4. 결론

본 연구에서는 센서를 이용하여 실시간으로 신체의 움직임을 감지할 수 있는 시스템을 구축하고 센서로부터 추출된 데이터를 분석하여 낙상을 판별할 수 있는 알고리즘을 개발하였다. 센서를 이용하여 신체의 움직임을 감지할 수 있는 시스템은 가속도 센서와 기울기 센서를 이용하였고, 가속도 센서로부터 추출된 데이터는 낙상의 감지에, 기울기 센서로부터의 데이터는 낙상을 감지한 후에 낙상의 방향을 판단하는데 이용하였다. 낙상의 감지와 방향의 판단에는 본 연구에서 개발한 알고리즘을 이용하였는데, 알고리즘의 평가를 수행한 결과 평균 약 90% 이상의 낙상을 판별해 내는 것을 알 수 있었다. 낙상을 판별해내지 못한 10%의 경우는 공압 액추에이터를 작동시키기 위한 공기 압축기의 공압이 저하하여 카트의 움직임 속도가 낮아 자연스러운 낙상을 하지 못한 것과, 피험자가 낙상을 할 때 기울기 센서가 허리 부분에 장착되어 있기 때문에 가슴 부위에 장착되어 있을 때보다 상체의 기울어지는 각도를 정확하게 검출하지 못했기 때문으로 판단되고 또한 피험자가 낙상을 하는 동안 손을 짚기 위해 상체의 방향을 넘어지는 방향으로 돌리기 때문인 것으로 파악된다. 낙상이 아닌 상태에서 낙상으로 검출한 경우는 주행 중에 발생하였는데, 이는 피험자가 주행 중 바닥 상태

의 이상으로 급격한 신체 동요가 발생되어 가속도의 변화가 크게 발생하였고 이로 인해 가속도의 섬벡터 크기가 0.5 G 이하가 검출되어 낙상으로 판단하였다. 또한 본 연구에서는 낙상시 발생하는 신체 움직임을 단지 센서로부터 발생한 결과만을 가지고 유추하였다. 이로 인해 낙상시 시간에 따라 발생하는 정확한 신체의 움직임을 포착하지 못하고 일정한 시간 후 신체가 기울 것이라고 예측하였다.

향후 연구에서는 본 실험에서 검출해내지 못한 10%의 낙상으로 인하여 심각한 골절을 야기시킬 수 있기 때문에 정확한 낙상을 검출하기 위해서 가속도 센서와 기울기 센서만이 아닌 자이로센서와 같은 다른 센서 등을 추가하고 허리를 비롯한 가슴과 같은 다른 부위에서의 데이터를 추출하여 다양한 데이터들을 통하여 신속 정확하게 낙상을 판단할 수 있는 알고리즘의 보완과 수정이 필요하다 는 것을 알 수 있었고, 3 차원 동작 분석 시스템과 같은 인체 운동 측정 시스템을 이용하여 시간에 따라 발생하는 신체의 움직임과 각각의 동작에 따른 센서 신호를 비교하고 낙상 동작에 따라 센서의 신호가 어떻게 변화하는지를 분석하여 센서의 오차를 수정하고 낙상의 해석을 보다 정확하게 할 수 있을 것이다. 또한 낙상 방향 판단에 있어서도 기울기 센서만의 신호에 의한 판별보다는 동작 분석 시스템과 연동하여 실제 낙상 방향과 신호에 의한 방향을 비교 분석하고 두 결과가 다른 경우 원인을 분석하여 센서의 오차를 수정할 수 있을 것이다.

후 기

이 논문 또는 저서는 2011 년(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/헬스케어 기술개발사업단)

참고문헌

1. Kanten, D. N., Mulrow, C. D., Gerety, M. B., Lichtenstein, M. J., Aquilar, C. and Cornell, J. E., "Falls : an examination of three reporting methods in nursing homes," *Journal of Am. Geriatr. Soc.*, Vol. 41, No. 6, pp. 662-666, 1993.
2. Grisso, J. A, Kelsey, J. L. and Strom, B. L., "Risk

- factors for falls as a cause of hip fracture in women,”
The New England Journal of Medicine, Vol. 324, No.
19, pp. 1326-1331, 1991.
3. Kenndy, T. E. and Coppard, L. C., “The prevention of falls in later life,” Danish Medical Bulletin, Vol. 34, Suppl. 4, pp. 1-24, 1987.
 4. Empana, J. P., Dargent-Molina, P. and Breart, G., “Effect of Hip Fracture on Mortality in Elderly Women : The EPIDOS Prospective Study,” Journal of the American Geriatrics Society, Vol. 52, No. 5, pp. 685-690, 2004.
 5. Wolinsky, F. D., Fitzgerald, J. F. and Stump, T. E., “The Effect of Hip Fracture on Mortality, Hospitalization, and Functional Status : A Prospective Study,” American Journal of Public Health, Vol. 87, No. 3, pp. 398-403, 1997.
 6. Koike, T., Orito, Y., Toyoda, H., Tada, M., Sugama, R., Hoshino, M., Nakao, Y., Kobayashi, S., Kondk, K., Hirota, Y. and Takaoka, K., “External hip protectors are effective for the elderly with higher-than-average risk factors for hip fractures,” Osteoporosis International, Vol. 20, No. 9, pp. 1613-1620, 2009.
 7. Minns, R. J., Marsh, A. M., Chuck, A. and Todd, J., “Are hip protectors correctly positioned in use?” Age and Ageing, Vol. 36, No. 2, pp. 140-144, 2007.
 8. Lotters, J. C., Schipper, J., Veltink, P. H., Olthuis, W. and Bergveld, P., “Procedure for in-use calibration of triaxial accelerometers in medical applications,” Sensors and Actuators A : Physical, Vol. 68, No. 1-3, pp. 221-228, 1998.
 9. Bourke, A. K., O'Donovan, K. J. and O'Laighin, G., “The identification of vertical velocity profiles using an inertial sensor to investigate pre-impact detection of falls,” Medical Engineering & Physics, Vol. 30, No. 7, pp. 937-946, 2008
 10. Kangas, M., Konttila, A., Lindgren, P., Winblad, I. and Jämsä, T., “Comparison of low - complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers,” Gait & Posture, Vol. 28, No. 2, pp. 285-291, 2008
 11. Madigan, M. L. and Lloyd, E. M., “Age and Stepping Limb Performance Differences During a Single-Step Recovery from a Forward Fall,” Journal of Gerontology, Vol. 60A, No. 4, pp. 481-485, 2005.