가속도 및 각속도 신호를 이용한 낙상 인지 시스템 구현

박근철¹ · 전아영¹ · 이상훈¹ · 손정만¹ · 김명철² · 전계록^{3,+}

Implementation of a Falls Recognition System Using Acceleration and Angular Velocity Signals

Geun-chul Park¹, A-young Jeon¹, Sang-hoon Lee¹, Jung-man Son¹, Myoung-chul Kim², Gye-rok Jeon^{3,+}

Abstract

In this study, we developed a falling recognition system to transmit SMS data through CDMA communication using a three axes acceleration sensor and a two axes gyro sensor. 5 healthy men were selected into a control group, and the fall recognition system using the three axes acceleration sensor and the two axes gyro sensor was devised to conduct an experiment. The system was attached to the upper of their sternum. According to the experiment protocol, the experiment was carried out 3 times repeatedly divided into 3 specific protocols: falling during gait, falling in stopped state, and falling in everyday life. Data obtained in the falling recognition system and LabVIEW 8.5 were used to decide if falling corresponds to that regulated in an analysis program applying an algorithm proposed in this study. In addition, results from falling recognition were transmitted to designated cellular phone in a SMS (Shot Message Service) form. These research results show that an erroneous detection rate of falling reached 19% in applying an acceleration signal only; 6% in applying an angular velocity; and 2% in applying a proposed algorithm. Such finding suggests that an erroneous detection rate of falling is improved when the proposed algorithm is applied incorporated with acceleration and angular velocity. In this study therefore, we proposed that a falling recognition system implemented in this study can make a contribution to the recognition of falling of the aged or the disabled.

Keywords : Fall, 3-axial accelerometer, Gyroscope, Wireless

1. 서론

다양한 주변 환경의 위험에 노출되어 있는 고령자들은 다른 연령대에 비해 사고 발생 위험성이 높고 사고 발생 시 일상생활의 장애에 의해 급격한 체력 저하 및 건강 악화를 수반하게 된다. 이러한 고령자 사고 중 낙상(falls)이 차지하는 비율은 연령이 증가함에 따라 증가하고 있는 실정이다. 최근 연구조사에 의하면 65세 이상 노인의 약 28-30%, 70세 이상은 35%, 75세 이상은 32-42%, 80세 이

상의 고령자의 연간 낙상율은 50% 정도로 보고되었다. 이와 같이 빈번하게 발생하고 있는 낙상은 고령자의 조기사망, 신체손상, 비가동성과 같은 신체적 손상뿐만 아니라 사회심리학적 기능장애에 의한 정신적인 피해를 초래한다. 따라서 고령자의 일상생활을 모니터링 하여 최적의 건강상태를 유지할 수 있는 시스템에 대한 연구가 타 연구자에 의해 수행되었다. 초기의 연구는 인체 영역의 일정 부분에 단일 축 또는 2축 가속도 센서를 부착하여 인체의 움직임에 의해 발생하는 특정 방향의 가속도 신호를 측정하여 인체의 활동 상태를 구분하는 연구들이 수행되었다[1]. 일상생활을 보다 정확하고 효율적으로 측정하기 위해 인체의 여러 곳에 센서를 부착하고 다양한 자세변화와 하루 중 또는 장기간의 활동 상태 분석의 모니터링 시스템에 대한 연구가 수행되었다[2-4]. 그리고 3축 가속도 센서를 이용하여 자세변화와 인체 활동도를 판별하기 위해 다양한 신호처리 기법을 적용한 연구가 수행되었다.

기존의 낙상에 관한 연구는 피험자나 그 가족으로부터 청취에 의하여, 과거 수 개월간의 낙상 경험을 조사하는 역학적 연구와 좌·우 독립되어 구동되는 벨트 구조를 지니는 트레드밀을 이용하여 한쪽의 속도를 급격하게 감속시키면서 낙상의 위험성을 평가한 연구

¹부산대학교 의공학협동과정(Department of Interdisciplinary program in Biomedical Engineering, School of Medicine, Pusan National University.)

²티에스티아이 이엔지(주)(TSTI ENG)

³부산대학교 의공학교실(Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Pusan National University.)

⁺Corresponding author : grjeon@pusan.ac.kr

(Received : Nov. 27, 2012, Revised : Dec. 14, 2012, Accepted : Dec. 22, 2012)

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.

와 보행 시 보폭을 비디오로 촬영한 후 촬영된 동영상으로부터 보행 속도, 보폭, 보폭의 불규칙성 등 낙상의 위험을 평가한 연구[5]가 수행되었다. 또한, 일상생활 중에 신체 움직임을 각속도 데이터와 고속 카메라를 이용하여 측정하는 연구[6], 가속도 센서를 이용하여 보행 중에 획득한 가속도 파형으로부터 보행 상태를 평가한 연구[7-10], 그리고 활동량을 이용하여 낙상을 평가한 연구[11, 12] 등이 수행되었다. 그러나, 이러한 연구들은 피험자가 낙상에 관한 연구라는 의식이 잠재적으로 의식하고 있으므로 낙상이 발생하는 여러 가지 환경에 대응한 측정이 불가능하고 실생활에 적용하기 어려운 문제점을 지니고 있다. 낙상 발생 시 사용되는 통신 기기로는 피험자가 낙상 후 의식이 있는 경우 소지하고 있는 통신기기의 버튼을 누르는 기기와 자동적으로 낙상을 인지하여 응급 의료기관에 통지하는 기기 등이 사용되고 있다. 그러나 전자의 경우에는 의식이 없으면 피험자가 낙상을 통신할 수 없게 되고, 후자의 경우는 환경에 따라 오작동에 문제가 있다.

본 연구에서는 여러 가지 상황에 대한 실험 프로토콜을 제시한 후 실험을 수행하였다. 가속도 및 각속도 신호를 이용한 낙상 인지 시스템을 구현하기 위하여 가속도 센서 및 각속도 센서를 각각 사용하여 실험을 수행한 결과는 다음과 같다. 모의 낙상 상황을 연출하여 낙상 실험을 수행한 결과 낙상이 정확하게 인지되었다. 그러나 일상생활에서의 낙상 검출 실험은 가속도 센서를 사용 하였을 때 점프나 뛰어내리기 같은 충격량이 크게 움직일 경우 낙상으로 오검출되는 현상을 확인할 수 있었고, 자이로 센서를 이용 하였을 때는 늑기나 허리 굽히기 같은 큰 움직임에서 낙상으로 오검출되는 현상을 확인할 수 있었다. 이러한 사전연구 결과를 바탕으로 일상생활 중 낙상으로 인지하는 낙상 오검출율을 감소시키기 위하여 가속도와 각속도 센서 두 가지를 사용하여 보다 정확하게 낙상을 인지하는 시스템 구현하였다. 또한, 구현된 시스템에서는 낙상이 발생하는 경우 자동으로 검출한 후 CDMA 통신으로 보호자에게 메시지를 전송하여 낙상의 위험요소를 정확하게 인지하고 대처할 수 있도록 하였다.

2. 연구 방법

2.1 낙상

낙상이란 WHO의 정의에 따르면 본인의 의사와 상관없이 발바닥 이외의 신체 일부가 바닥면에 접지한 경우를 의미한다. 즉 외부의 힘, 의식소실, 갑작스러운 마비에 기인되어 넘어지는 현상과 갑작스러운 비의도적인 자세변화 때문에 바닥에 주저앉거나, 넘어지거나, 누게 되는 상황을 의미한다[13, 14]. 낙상은 크게 내적인 요인과 외적인 요인에 의해 발생한다. 내적인 요인은 시각, 청각, 평형감각 등의 결여에 기인한 감각적인 요인과 주의력, 수면, 학습능력의 저하에 따른 고차원적인 요인, 그리고 근력, 지구력, 관절기능, 심폐기능의 저하에 따른 운동 결핍 요인 등으로 나열할 수 있다. 외적인

요인으로는 활동 장소의 바닥, 장애물, 조명 등에 따른 환경 요인이 있지만 실제 낙상은 이 모든 요인들이 복잡하게 연결되어 발생한다고 알려져 있다[15]. 이러한 많은 요인들로 인해 일반인뿐만 아니라 고령자에게 낙상이 빈번하게 발생한다. 고령자의 경우 신체의 노화에 따른 물리적인 충격이 상대적으로 매우 크게 나타나므로 치명적인 골절을 수반하는 부상을 줄이기 위해서는 낙상을 예방하는 것이 중요하다. 내적인 요인에 의한 낙상은 훈련이나 교육, 의학적 처치 등에 의해 예방할 수 있고, 외적인 요인에 의한 낙상은 장애물을 없애거나 단차해소, 미끄럼방지 매트 설치, 조명을 밝게 하는 등의 환경 개선을 통해 예방할 수 있다. 또한, 낙상 발생 이후 출혈, 의식불명 등의 2차적인 위험을 수반하는 경우도 발생하므로 빠른 시간 내에 낙상을 감지하고 적절하게 대응하는 것이 중요하다. 이러한 예방에도 불구하고 낙상사고는 노인들에게 언제 어디서든지 매우 빈번하게 일어난다. 특히 독거노인의 경우 낙상에 의한 사고가 발생하였을 경우 적절한 조치가 늦어져 응급상황으로 확대될 가능성이 매우 높다. 따라서 고령화 사회에서 낙상에 의한 사고인지와 응급상황으로의 발전에 대처할 수 있는 낙상인지에 대한 연구가 매우 중요한 연구로 부각되고 있다.

2.2 3축 가속도 센서

가속도계(accelerometer)는 어떤 운동체의 속도 변화량을 측정하는 장치로서 가속도 성분을 이용하여 이동경로, 활동범위, 체위변화 등 다양한 인체활동에 관한 연구가 진행되고 있다. 특히 1990년대 이후 센서의 성능 향상 및 소형화로 인하여 의학 분야에서도 많은 연구가 활발하게 진행되고 있으며, 가속도 센서를 이용한 환자의 인체활동 모니터링이나 낙상에 관한 연구가 활발하게 진행되고 있는 실정이다[16].

본 연구에서도 가속도 센서를 사용하여 낙상인지 정확도가 높은 낙상 인지 시스템을 구현하고자 하였다. 낙상이 발생하는 방향은 공간상에서의 전·후, 좌·우 그리고 상·하 등 복합적으로 유발됨에 따라 일상생활에서 낙상을 인지하기 위하여 후대가 가능한 소형화 모듈로 구현하였다. 이를 위하여 용량-전압변환기(capacitor-voltage converter), 1차 저역통과필터, 온도보상 회로 등을 내장하고 1.5 g에서 6 g까지 4 단계로 센서의 감도 조절이 가능하며, 단일칩 상에서 세 방향의 가속도를 측정할 수 있는 3축가속도센서(MMA7260Q, freescale semiconductor Co., U.S.A.)를 사용하였다. 3축 가속도 센서로부터 출력되는 신호를 검출한 후 전처리과정(preprocessing)을 수행하기 위하여 가속도 측정용 센서보드를 설계하고 구현하였다. 먼저 3축 가속도 센서의 동작전원은 배터리로부터 공급되는 9 V(6F22) 전원을 사용하였으며, 가속도 센서의 민감도 조절이 가능하도록 외부 단자를 별도로 구성하였다. 또한 3축 가속도 센서로부터 출력되는 신호에 포함된 잡음을 제거하기 위하여 센서 내부에 설계된 1차 스위치-커패시터 필터(switched capacitor filter) 회로를 센서의 출력단에 추가하였으며, 출력신호

의 인터페이스 시 발생할 수 있는 임피던스 부정합을 방지하기 위하여 버퍼회로를 설계하였다. 적용된 3축 가속도 센서의 중력 가속도 선정 방법은 Table 1과 같으며 낙상 인지의 정확도를 향상시키기 위하여 측정 범위가 넓은 6 g를 선택하였다.

Table 1. Selection pins of the g-ranges

g-select2	g-select1	g-range	sensitivity
0	0	1.5 g	800 mV/g
0	1	2 g	600 mV/g
1	0	4 g	300 mV/g
1	1	6 g	200 mV/g

가속도 센서의 동작에 대한 모식도를 Fig. 1에 나타내었다. 사용된 3축 가속도 센서의 경우 동작전압이 3-5 V로서 본 연구에서는 저전력으로 나오는 소자가 많기 때문에 향후의 응용에 대한 대책으로 일반적으로 많이 사용되고 있는 3.3 V 전원에 구동할 수 있도록 하였다. 따라서 가속도가 영에 해당하는 전압값은 아날로그 디지털 컨버터를 0-3.3 V 범위에서 사용하는 경우 1.65 V 값이 된다.

Fig. 1. Coordinate direction of the tri-axial accelerometer (MMA7260Q).

2.3 2축 자이로 센서

자이로(gyro)는 원(circle)의 의미를 지니고 있으며 자이로스코프(gyroscope)라는 기구의 약어이다. 즉 중심축을 가지며 가장자리 쪽을 무겁게 한 금속제의 원판(팽이)의 무게중심을 고정하고, 중심축을 공간의 어느 방향으로도 자유롭게 진행하고 회전할 수 있도록 한 장치이다. 자이로 센서는 장난감에서부터 어뢰의 방향 조정장치, 배의 동요 감소 장치, 탱크가 주행하면서 목표물을 조준하여 명중시키는 장치, 3차원 가상현실 장치 등에 응용되고 있다.

본 연구에 사용된 2축 자이로 센서는 IDG-300 (Invensense, co., USA)이며, 사용된 2축 자이로센서에 대한 모식도를 Fig. 2에 나타내었다.

Fig. 2. Coordinate direction of the bi-axial gyro sensor.

본 연구에서는 정적인 각도의 경우 가속도계로 측정하고, 동적인 각도의 경우 자이로 센서로 측정하여 합성함으로써 가속도계의 단점인 중력 성분과는 별도로 운동에 따른 가속도도 감지하기 때문에 운동이 정지하여 가속도가 중력의 영향을 받을 때만 각도계로서 이용될 수 있도록 하였다. 이는 낙상 시 발생할 수 있는 상황 중 움직임이 회전하는 물체의 각도 감지에는 가속도계만으로는 해석이 어려우므로 동적인 각도 변화를 자이로 센서로 측정하고자 하였다. 그러나 자이로 센서는 온도영향에 따라 계속 각도가 드리프트(drift)하는 단점을 지니고 있기 때문에 이를 보정하면 정확한 각도를 구할 수 있다.

2.4 가속도 센서와 각속도 센서를 이용한 낙상 인지

초기에는 단축 가속도 센서 3개를 각각 x(전 · 후), y(좌 · 우), z(상 · 하)축의 값을 산출하여 낙상을 판별하는 연구가 수행되었다. 최근 센서기술의 발전에 의해 하나의 칩으로 구성된 3축 가속도 센서가 개발됨으로써 소형 센서 모듈을 구성한 후 이를 신체 부위에 부착하여 3차원적으로 중력 가속도를 획득할 수 있는 장치와 알고리즘에 관한 연구가 수행되고 있다. 이러한 연구들은 신체의 활동에 따라 3축 가속도 센서에서의 각 축에 대한 신호를 분석함으로써 걷기, 일어나기, 앉기, 방향 전환, 눕기 등의 일상생활(ADL, Activity of Daily Living) 중 행동 신호와 낙상 발생 시 신호를 구별하였다. ADL 중 낙상이 발생하는 경우 순간적인 큰 가속도 신호가 감지됨으로써 낙상 인지가 가능하나 도약, 점프 등의 급격한 행동 변화의 경우 낙상으로 오검출되는 경우가 발생한다. 따라서, 본 연구에서는 ADL 중의 행동 및 급격한 행동 변화와 실제 낙상 시 행동 변화를 정확히 판별할 수 있도록 기존의 3축 가속도 센서를 이용한 낙상 판별 방법과 다르게 2축 자이로 센서(각속도 센서)를 함께 사용하였으며, 낙상 판별 오류를 감소시킬 수 있는 알고리즘을 적용한 시스템을 구현하고자 하였다.

2.5 실시간 낙상 검출 알고리즘

3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서로부터 검출된 신호를 PC로 데이터를 전송하여 각 축에 대한 신호를 시간별로 저장하였다. 저장된 각 데이터는 낙상을 판별하기 위한 기초자료로 활용하였으며, 가

속도 값과 각속도 값을 이용하여 낙상을 판별하기 위한 알고리즘을 제안하였다.

본 연구에서는 낙상 상황을 인지하기 위하여 Mathie [16]에 의해 제시된 신호벡터크기(signal vector magnitude, SVM) 파라미터를 사용하였으며, 각속도는 Runge-Kutta methods로 적분하여 각도 변화치를 파라미터로 사용하였다. 이를 위하여 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서로부터 획득한 데이터를 가속도 g 단위의 값으로 보정하고 각속도를 표준화하는 전처리과정을 수행하였다. 이와 같은 과정에 의해 각각의 가속도 방향, 즉 x , y , z 축의 가속도 g 값을 계산하여 낙상 인지를 위한 SVM을 산출하였으며, pitch와 roll 축의 각속도 값을 계산하고 Runge-Kutta methods를 사용하여 각도치를 나타내었다.

3축 가속도 센서의 출력은 각각의 축에서 연속적인 전압값으로 측정된다. 측정된 전압값은 각 축에 수직으로 작용하는 힘인 가속도를 나타낸다. 우선 3축 가속도 센서에 의해 획득된 신호들의 값에서 소수점 이하로 나타나는 값들을 배제하기 위하여 각각의 값에 100을 곱하였다. 그 이후에 기준선(baseline)을 0으로 맞추기 위하여 획득된 첫 샘플의 값을 0으로 교정하는 과정을 수행하였다. 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$g\text{-value} = g_{\text{acquired}} - g_{\text{initial}} \quad (1)$$

여기서, g_{acquired} 는 측정 시간대에 획득된 가속도 신호, g_{initial} 는 가속도 센서로부터 획득한 첫 번째 샘플값, $g\text{-value}$ 는 측정 시간대에 획득된 가속도 신호로부터 첫 번째 샘플값을 감산한 가속도 신호값을 의미한다. 샘플링 시간 i 에서의 가속도 신호의 SVM은 다음 수식에 의해 산출된다.

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

여기서, x_i 는 전·후 방향의 가속도 신호, y_i 는 좌·우 방향의 가속도 신호, z_i 는 상·하 방향의 가속도 신호의 값을 나타낸다. 그리고 각 가속도 w 는 다음 수식으로 표현할 수 있다.

$$\omega_i = \sqrt{P_i^2 + R_i^2} \quad (3)$$

여기서, P_i 는 전후 방향의 가속도 신호이고, R_i 는 좌우 방향의 가속도 신호의 값을 의미한다. 그리고 pitch와 roll 방향으로 총 회전 각 θ_p 및 θ_R 는 Runge-Kutta methods의 적분법을 적용하여 다음 수식 나타낼 수 있다.

$$\theta_i = \theta_{i-1} + (\omega_{i-3} + 2\omega_{i-2} + 2\omega_{i-1} + \omega_i)/6 \quad (4)$$

최종적으로 총 회전각도 변화의 크기 $SVM_{\angle}$ 는 아래와 같은 수

식으로 나타낼 수 있다.

$$SVM_{\angle} = \sqrt{\theta_p^2 + \theta_R^2} \quad (1)$$

낙상 여부 판별을 위해서는 SVM의 문턱값(threshold value) 설정이 필요하게 된다. 설정된 문턱값보다 SVM이 작을 경우에는 ADL 중의 활동으로 나타내며, SVM이 클 경우에는 낙상이 발생하였음을 나타낸다. 이러한 문턱값은 각속도, 가속도, 각도 데이터의 SVM과 x 축, y 축, z 축 신호의 변화 양상과 여러 가지 방향으로 낙상 발생 실험을 수행하여 결정하였다.

본 연구에서는 가속도, 각속도, 각도 데이터에 대한 SVM의 문턱값을 설정하였다. 즉 가속도 신호의 문턱값(Th_{acc})을 2.5 g, 각속도 신호의 문턱값(Th_{ang})을 100 degree/s, 각도 변화량의 문턱값(Th_{ang})을 22 degree로 선정하였다. 또한, 실험을 통하여 낙상 유발 시 SVM의 변화를 관찰한 결과 낙상이 발생할 경우 3축 가속도 센서 중 하나의 축에서 중력가속도의 변화가 크게 발생하게 되고, 이후 지면과 충돌하면서 충격에 의한 또 다른 축에서 중력가속도의 변화가 발생함을 관찰하였다. 이러한 현상에 의해 가속도 신호의 SVM이 낙상 인지를 위한 적합한 신호로 활용할 수 있다. 즉 3축 가속도 센서 신호의 i 번째 출력에 대한 벡터값을 구하면 낙상 시 중력가속도의 변화에 의한 z 축의 신호 변화와 지면 충돌 시 발생하는 x 축, y 축, z 축의 신호 변화를 검출하여 이들 신호들의 SVM을 구하여 낙상 인지 파라미터로 활용하였다. 또한, 2축 자이로 센서 신호의 SVM을 구하여 충격에 따른 각속도의 변화를 확인하고 문턱값을 설정하여 낙상 인지 파라미터로 활용하였다. 이러한 알고리즘으로 낙상을 검출할 수 있었으나, ADL 패턴에서의 낙상 오검출을 감소시키기 위하여 각속도 값을 적분하여 얻은 각도 변화치를 분석하는 알고리즘을 제시하였다. 본 연구에 의해 제시된 낙상 인지 알고리즘의 흐름도는 Fig. 3과 같다.

Fig. 3. Flowchart of the falls recognition algorithm.

2.6 CDMA 통신을 이용한 SMS 데이터 전송

CDMA (Code Division Multiple Access) 이동전화 방식은 시스템 용량 확대, 혼신 저하, 양호한 음질, 데이터 서비스 제공의 융통성 등의 다양한 장점을 지니고 있으며 이와 더불어 사업자들은 다양한 부가서비스의 개발에 심혈을 기울이고 있다. 현재 국내의 모든 통신망은 CDMA를 사용하고 있으며, 본 논문은 SK Telecom사의 CDMA Cellular 통신을 기반망으로 사용하였다.

SMS (Shot Message Service)는 기본적으로 IS-95-A 상의 Data Burst Message를 이용하여 시스템과 단말기가 송·수신하게 되며, 송·수신 메시지 길이는 시스템 구현에 따라서 다를 수 있지만 대개 수신은 150 바이트(byte) 내외이며 발신은 100 바이트 정도로 한정하고 있다. 이를 이용한 서비스는 메시지 수신인 MT (Mobile Terminated) SMS, 메시지를 발신할 수 있는 MO (Mobile Originated) SMS, 무선호출과 거의 동일한 방송형 정보 서비스, 그리고 고유의 양방향 통신 특성을 이용한 주문형 정보 서비스 등으로 구분될 수 있다. 물론 이를 확장하여 여러 가지 원격제어에 이용할 수 있다[18].

본 연구에서 구현된 시스템을 통하여 낙상이 인지되면, CDMA망을 이용한 낙상 발생 메시지는 발신 단말기에서 해당 메시지를 1차적으로 CDMA망의 MC로 전송하며 MC에서는 메시지 수신 즉시 응답 메시지를 단말기로 전송한다. 이때 MC는 수신단말기 측의 상태에 따라서 메시지를 저장하였다가 조건이 되면 수신 단말기로 메시지를 전송하게 된다. 메시지 전송은 Fig. 4와 같다.

Fig. 4. Message communication flowchart.

3. 낙상 인지 시스템의 구현 및 실험

3.1 낙상 인지 시스템의 하드웨어

본 연구에서 구현된 하드웨어 시스템은 가속도와 각속도를 검출하는 센서부, 센서부나 통신부를 제어하거나 센서로부터 획득한 아날로그 신호를 PC로 전송하여 분석하기 위해 디지털 신호로 변환하는 제어부, 그리고 디지털화된 데이터 신호를 PC로 전송하기 위한 통신부 등으로 구성되었다. 구현된 시스템의 구성도는 Fig. 5와 같다. 센서부는 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서로 구성하였다. 3축 가속도 센서는 MMA7260Q (Freescale Semiconductor Co.,

U.S.A.)를 사용하였고, 2축 자이로 센서는 IDG-300 (Invensense, co., U.S.A)를 사용하여 구현하였다. 제어부는 센서부와 통신부를 제어하며, 센서로부터 획득한 신호를 PC로 전송할 수 있도록 MCU (ATmega8L, ATMEL, Co., U.S.A)를 사용하여 구현하였다. 또한, 3축 가속도 센서의 x 축, y 축, z 축의 값과 2축 자이로 센서의 x 축, y 축의 값이 제어부로 입력되면 내부 ADC (Analog to Digital Converter)를 이용하여 디지털 데이터로 변환하게 된다. 통신부는 무선통신을 사용하기 위하여 블루투스 통신용 반도체 모듈(acode 300b, Comfile technology Inc, KOREA)을 사용하였으며, 데이터를 PC로 전송할 수 있도록 구현하였다. 본 연구에 의해 구현된 하드웨어 시스템을 Fig. 6에 나타내었다.

Fig. 5. Block diagram of the implemented system.

Fig. 6. Prototype of the implemented system.

CDMA 통신을 이용한 휴대전화 단말기로 메시지를 전송하기 위하여 CDMA 모뎀(BMS-856, Max I&C. Co., KOREA)을 사용하였으며, 사용된 CDMA 모뎀의 규격은 Table 2와 같다.

Table 2. Specification of CDMA modem.

Item	Specification
Frequency Band	Receive : 869~894 MHz Transmitting : 824~849 MHz
Channel Spacing	1.23 MHz
Air-Interface	IS - 95A/B, CDMA 2000
Dat atransmission speed	Up to 153.6 Kbps
Antenna connector	SMA type

3.2 낙상 인지 시스템의 소프트웨어

본 연구에 의해 구현된 낙상 인지 시스템의 소프트웨어는 각 센서 데이터들을 디스플레이하는 모니터링부, 낙상 인지를 위한 데이터 분석부, 그리고 메시지 전송을 위한 메시지 전송부 등으로 구성하였다. 낙상인지 시스템의 하드웨어로부터 PC에 전송된 각 센서의 데이터를 실시간으로 저장하고 모니터링하기 위하여 Labview 8.5(National Instrument, Co. U.S.A)를 이용하여 Fig. 7과 같은 디스플레이 화면을 구성하였다. 그리고 분석부에서는 낙상 인지 파라미터 추출과 전처리과정을 거쳐 2.5절의 알고리즘을 적용하여 낙상 인지를 판별하기 위하여 분석 프로그램을 구현하였다. 그리고 메시지 전송부에서는 낙상 인지에 의한 결과값을 CDMA 망을 이용하여 메시지를 지정된 휴대전화로 송신할 수 있도록 구성하였다.

Fig. 7. Implemented PC display screen.

3.3 실험대상군

본 연구에 의해 구현된 낙상 검출 알고리즘의 유용성을 평가하기 위하여 실험 대상을 선정하여 전·후·좌·우 방향으로의 낙상과 ADL 중의 행동에 의한 데이터 획득 실험을 수행하였다. 실험의 수행은 실험 도중 급변하는 상태 변화에 순간적으로 대처 능력이 있는 5명의 건강한 남성을 실험대상군으로 선정하였으며, 실험대상군의 평균연령은 27.5세 이었고, 실험의 안전성을 확보하기 위하여 넓은 공간의 바닥에 매트리스를 설치한 후 실험하였다. 데이터 획득을 위해 본 연구에 의해 구현된 하드웨어 시스템을 피실험자의 흉골 윗부분에 부착한 뒤 실험을 진행하였다.

3.4 실험 프로토콜

본 연구에 의해 구현된 낙상 인지 시스템의 유용성을 평가하기 위해 Table 3과 같은 실험 프로토콜을 설정하여 실험을 진행하였다. 센서를 흉골 위 가슴에 부착한 피실험자가 보행 중 낙상, 정지 상태에서 낙상, 그리고 ADL 상황을 각각의 실험 프로토콜에 따라 세 번씩 반복하여 실험하였다.

4. 실험 결과

4.1 낙상 파라미터 추출

본 연구에 의해 구현된 시스템을 이용하여 획득된 데이터를 분석하여 낙상인지 파라미터를 추출하기 위하여 3축 가속도 센서는 좌측 방향을 +X, 피험자의 상측을 +Y, 그리고 피험자가 바라보는 전면 방향을 -Z 축으로 설정하였다. 그리고 2축 자이로 센서는 좌측을 +roll, 피험자의 상측을 +pitch로 설정하였다.

본 연구에 의해 구현된 시스템을 사용하여 표 3의 실험 프로토콜로 실험을 수행한 결과 획득된 신호들을 Fig. 8에서부터 Fig. 12까지 나타내었다. Fig. 8은 ADL 패턴 중 서기-앉기-눕기-앉기-서기인 경우 3축 가속도 센서의 x축, y축, z축 각각의 신호를 나타내었고, 2축 자이로 센서의 roll과 pitch 각각의 신호를 Fig. 9에 나타내었으며, SVM 신호를 Fig. 10에 나타내었다.

Table 3. Experimental protocol

Protocols	Action sequence
Falls	stand(5s) - right falls(5s) stand(5s) - left falls(5s) stand(5s) - front falls(5s) stand(5s) - back falls(5s) walking(5s) - right falls(5s) walking(5s) - left falls(5s) walking(5s) - front falls(5s) walking(5s) - back falls(5s)
ADL	stand(5s) - sit(5s) - stand(5s) stand(5s) - sit(5s) - lying(5s) - sit(5s) - stand(5s) stand(5s) - walk(5s) - stand(5s) stand(5s) - fast walk(5s) - stand(5s) stand(5s) - jump - stand(5s) stand(5s) - jump down - stand(5s) stand(5s) - lying on bed(5s) stand(5s) - arm chair(5s) - stand(5s) Stand(5s) - dance(5s) - stand(5s) stand(5s) - down stair(5s) - up stair(5s) - stand(5s) stand(5s) - elevator down(5s) - elevator up(5s) - stand(5s)

획득한 raw 데이터가 각 개인별 또는 상황별로 차이를 나타내므로 객관적인 기준을 마련하기 위하여 3축 가속도 신호를 g값으로 환산하였다. 실험대상군은 실험군을 대상으로 앉아서 누웠다가 일어서기, 서서 걸어가기, 앉았다가 일어서기, 침대에 누웠다가 일어서기, 서서 빨리 걷기, 서서 춤추기, 팔걸이 의자에 앉기, 위에서 뛰어 내리기, 엘리베이터를 타고 올라갔다 내려가기, 그리고 계단을

오르다 내려가기 등 ADL에서의 *SVM*을 측정하여 설정한 낙상 인지 문턱값과 비교·수정함으로써 오류를 감소시키고자 하였다. ADL에서의 활동 중 서기-앉기-눕기-앉기-서기 행동에 대한 2축 자이로 센서와 3축 가속도 센서의 *SVM* 값의 결과를 Fig. 11에 나타내었다.

Fig. 8. The raw ACC data of x, y, z in case of ADL.

Fig. 9. The raw gyro data of x, y in case of ADL.

Fig. 10. *SVM* of ACC, Gyro and angle data in cases of ADL.

모의 낙상실험 결과 획득한 데이터로부터 2축 자이로 센서와 3축 가속도 센서의 *SVM* 값을 산출하였다. Fig. 12는 직립 상태와 걷는 상태에서 낙상이 발생한 경우의 *SVM* 값의 변화 양상을 나타내었으며, Fig. 12(a)는 직립 상태에서 우측으로 낙상한 경우, (b)는 직립 상태에서 좌측으로 낙상한 경우, (c)는 직립 상태에서 전면으로 낙상한 경우, (d)는 직립 상태에서 후면으로 낙상한 경우의 2축 자이로 센서와 3축 가속도 센서의 *SVM* 값의 변화 양상을 나타내었다. 그리고 Fig. 12(e)는 걷는 상태에서 우측으로 낙상한 경우, (f)는 걷는 상태에서 좌측으로 낙상한 경우, (g)는 걷는 상태에서 전면으로

로 낙상한 경우, (h)는 걷는 상태에서 후면으로 낙상한 경우의 2축 자이로 센서와 3축 가속도 센서의 *SVM* 값의 변화 양상을 나타내었다.

Fig. 11. Acquired *SVM* data during ADL experiments.

Fig. 12. Acquired *SVM* data during falls experiments.

4.2 낙상 인지 모의실험 결과

본 연구에 의해 구현된 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서 신호 획득 시스템을 이용하여 전면, 후면, 좌측, 그리고 우측 방향으로 낙상이 발생한 경우 각각의 낙상 방향별 데이터와 ADL 패턴에서의 상황별 데이터를 획득하였다. 획득된 데이터는 기준점을 설정하기 위해 표준화 과정을 거쳤고, 낙상 검출을 위한 문턱값을 설정하기 위하여 SVM 변환과 Runge-Kutta methodes 적분법을 사용하였다. 실험치에 의한 문턱값을 설정하여 낙상 검출 알고리즘을 획득된 데이터에 적용한 결과를 Fig. 13, 14, 15에 나타내었다.

Fig. 13에서는 획득된 3축 가속도 신호 데이터에 문턱값 2.5 g을 적용한 경우의 SVM 결과를 나타내었고, 모의 낙상 실험에서의 낙상 검출율은 100% 이었으나, ADL 패턴에서는 제자리 점프와 뛰어내림 상황에서 낙상으로 오검출되는 현상이 발생하였다. Fig. 14.에서는 획득된 2축 자이로 센서의 각속도 신호 데이터에 문턱값 100 degree/s를 적용한 경우의 SVM 결과를 나타내었고, 모의 낙상 실험에서의 낙상 검출율은 100% 이었으나, ADL 패턴 중 눕거나 침대에 눕기 상황에서 낙상으로 오검출되는 현상이 발생하였다. 그리고 가속도 데이터와 각속도 데이터에서 낙상으로 오검출되었던 제자리 점프와 뛰어내림 상황에서는 오검출이 발생하지 않았다. 왜냐하면 각도 값의 경우 충격량과 달리 피험자가 실험을 수행하는 동안 발생하는 각도의 변화이기 때문에 급격한 움직임 보단 반경이 큰 움직임에 변화치가 크게 나타나기 때문이다.

본 연구에 의해 구현된 낙상 인지 시스템을 사용하여 ADL과 모의 낙상 실험 환경에서 데이터를 획득하였고, 획득한 데이터를 제안한 낙상 인지 알고리즘에 적용한 결과를 Table 4에 나타내었다. 3축 가속도 센서만 사용하였을 때 실험대상군의 모의 낙상 실험에서 낙상 검출율이 100% 이었으나, ADL 실험에서는 검출율이 81%로 낙상 오검출율이 19% 이었다. 그리고 2축 자이로 센서를 단일로 사용하였을 때 모의 낙상 실험에서 낙상 검출율이 100%의 정확도를 나타냈으나, ADL 실험에서는 검출율이 94%로 낙상 오검출율이 6%이었다. 또한 각 가속도, 각속도, 각도 변화량에 각각의 문턱치를 적용하였을 경우 낙상 검출율이 가속도 신호는 81%, 각속도 신호는 91%, 그리고 총 각도 변화는 82%로 관찰되었다.

본 연구에 의해 제시된 실험 프로토콜에 따라 여러 가지 ADL 패턴과 모의 낙상 실험 환경에서 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서로부터 획득한 데이터를 제안한 알고리즘을 적용한 결과는 다음과 같다. 3축 가속도 센서만 단독으로 적용 시에는 낙상 오검출율 19% 이었고, 2축 자이로 센서만 단독으로 사용한 경우 낙상 오검출율 6%이었다. 그러나 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서를 함께 사용하여 제안한 알고리즘에 적용한 결과 낙상 오검출율이 2%로 현저

하게 감소하였다.

또한, 이러한 결과를 이용하여 낙상이 인지되면 CDMA 모뎀을 이용하여 무선통신을 할 수 있도록 하였다. 즉 낙상 관련된 응급상황 발생 시 보다 신속하게 1차 처치를 할 수 있도록 구현된 시스템에서 응급상황 메시지를 CDMA 모뎀을 통해 보호자의 단말기로 전송하였다. 메시지가 개인 휴대 단말기로 전송된 결과는 Fig. 16.과 같다.

Fig. 13. The falls recognition results according to SVM changing aspect in case of applied to 2.5 threshold value($Th_{acc} = 2.5$ g) in three axes acceleration signal data.

Fig. 14. The falls recognition results according to SVM changing aspect in case of applied to 100 degree/s threshold value($Th_{ang} = 100$ degree/s) in two axes gyro sensor signal data.

Fig. 15. The falls recognition results according to SVM changing aspect in case of applied to 22 degree threshold value($Th_{angv} = 22$ deg) in two axis gyro sensor signal data.

Table 4. The results of falls recognition according to experimental protocol

	falls					ADL											
	W to F fall	W to B fall	S to L fall	S to R fall	S to F fall	S to B fall	Sit	Lying	Walk	Fast walk	Jump	Jump down	Bed	Chair	Dance	Stair	Elevator
SVM_acc	P	P	P	P	P	P	F	P	P	P	F	F	F	P	F	P	P
SVM_gyro	P	P	P	P	P	P	P	F	P	P	F	F	P	P	P	P	P
SVM_angle	P	P	P	P	P	P	P	F	P	P	P	P		P	P	P	P
Evaluation	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	×	○	○	○	○
	True falls									False falls

Fig. 16. The picture of SMS by using CDMA.

5. 결론

본 연구에서는 낙상을 보다 정확하게 인지할 수 있는 낙상 인지 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 크게 하드웨어부와 소프트웨어부로 구성되었다. 먼저, 하드웨어부는 가속도와 각속도 신호를 검출하는 센서부, 센서부나 통신부를 제어하거나 센서로부터 획득한 아날로그 신호를 PC로 전송하여 분석하기 위해 디지털 신호로 변환하는 제어부, 그리고 디지털화된 데이터 신호를 PC로 전송하기 위한 통신부 등으로 구성되었다. 센서부는 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서로 구성되었으며, 3축 가속도 센서는 MMA7260Q (Freescale Semiconductor Co., U.S.A.)를 사용하였고, 2축 자이로 센서는 IDG-300 (Invensense, co., U.S.A.)를 사용하였다. 제어부는 센서부와 통신부를 제어하여 센서 신호의 획득과 데이터의 PC전송을 위한 통신부를 각각 제어할 수 있도록 MCU (ATmega8L, ATMEL, Co., U.S.A.)를 사용하였다. 또한, 가속도 센서의 x 축, y 축, z 축의 값과 자이로 센서 x 축, y 축의 값을 제어부로 입력되면 내부 ADC를 이용하여 디지털 데이터로 변환하게 된다. 통신부는 무선통신을 사용하기 위하여 블루투스 통신용 반도체 모듈(acode 300b, Comfile technology Inc, KOREA)을 사용하였으며, 데이터를 PC로 전송할 수 있도록 하였다. 또한, CDMA 통신을 이용한 휴대 전화 단말기로 메시지를 전송하기 위하여 CDMA

모뎀(BMS-856, Max I&C. Co., KOREA)을 사용하였다. 다음으로, 소프트웨어부는 각 센서 데이터들을 디스플레이하는 모니터링부, 낙상을 인지하기 위해 데이터를 분석하는 분석부, 그리고 메시지 전송을 위한 메시지 전송부 등으로 구성하였다. 모니터링부에서는 낙상 인지 시스템의 하드웨어로부터 PC에 전송된 센서 데이터를 실시간으로 저장하고 모니터링하기 위하여 Labview 8.5 (National Instrument, Co. U.S.A.)를 이용하여 디스플레이 화면을 구성하였다. 분석부에서는 낙상 인지 파라미터 추출과 전처리과정을 거친 후 낙상 인지 알고리즘을 적용하여 낙상 여부를 판별할 수 있는 분석 프로그램을 구현하였다. 그리고 메시지 전송부는 낙상 인지 후 CDMA 망을 이용하여 메시지를 지정된 휴대전화로 송신할 수 있도록 구성하였다.

본 연구에 의해 제안된 낙상 인지 알고리즘의 유용성을 평가하기 위하여 실험 프로토콜을 제시하였고, 실험대상군을 선정하여 실험 프로토콜별로 실험을 수행하였다. 실험 결과 획득된 3축 가속도 센서 신호와 2축 자이로 센서 신호를 가속도 g 단위의 값으로 보정하고, 각속도를 표준화하는 전처리과정을 수행하였다. 즉 3축 가속도 g 값을 계산하여 낙상 인지를 위한 SVM 을 산출하였으며, pitch와 roll 축의 각속도 값을 계산하고 Runge-Kutta methods를 사용하여 각도치를 나타내었다. 이러한 과정에 의해 가속도 신호의 SVM (Acci), 각 가속도(wi), 총 회전 각도 변화의 크기($SVM_{\angle}$)를 낙상 인지 파라미터로 선정하고 파라미터별로 문턱치를 설정한 후 산출된 파라미터 값과 문턱치를 비교검토하여 낙상 여부를 판별하였다. 실험 프로토콜에 제시된 상황별로 낙상 인지 실험을 수행한 결과는 다음과 같다. 3축 가속도 센서만 사용하고 문턱치를 2.5 g을 적용한 경우 모의 낙상 실험에서는 낙상 검출율이 100%이었고, ADL 환경에서는 낙상 검출율이 81%로 낙상 오검출율이 19%로 나타났다. 2축 자이로 센서를 단독으로 사용하고 문턱치 100 degree/s를 적용한 경우 모의 낙상 실험에서는 낙상 검출율이 100%이었고, ADL 환경에서는 낙상 검출율이 94%로 낙상 오검출율이 6%로 나타났다. 그리고각 가속도, 각속도, 각도 변화량에 각각의 문턱치를 적용

하였을 경우 낙상 검출율이 가속도 신호는 81%, 각속도 신호는 91%, 그리고 총 각도 변화는 82%로 관찰되었다.

본 연구에 의해 제시된 실험 프로토콜에 따라 여러 가지 ADL 패턴과 모의 낙상 실험 환경에서 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서로부터 획득한 데이터를 제한한 알고리즘을 적용한 결과는 3축 가속도 센서만 단독으로 적용 시에는 낙상 오검출율 19%이었고, 2축 자이로 센서만 단독으로 사용한 경우 낙상 오검출율 6%이었다. 그러나 3축 가속도 센서와 2축 자이로 센서를 함께 사용하여 제한한 알고리즘에 적용한 결과 낙상 오검출율이 2%로 현저하게 감소하였다. 따라서, 본 연구에서 구현된 낙상 인지 시스템은 고령자 및 장애인 낙상 인지에 활용 가능성을 알 수 있었다.

감사의 글

본 연구는 2010년도 양산부산대학교병원 임상연구비 지원으로 이루어 졌음.

REFERENCES

- [1] B. Najafi, K. Aminian, A. Paraschiv-Ionescu, F. Loew, C. J. Dula, and P. Robert, "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.
- [2] Y. G. Lee, D. J. Cheon, and G. W. Yoon, "Telemonitoring system of fall detection for the elderly", *J. Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 20, No. 6, pp. 420-427, 2011.
- [3] M. J. Mathie, A. C. F. Coster, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "A pilot study of long term monitoring of human movement in the home using accelerometry", *Journal of Telemed. Telecare*, Vol. 10, pp. 144-151, 2004.
- [4] K. Kiani, C. J. Snijders, and E. S. Gelsema, "Computerized analysis of daily lifemotor activity for ambulatory monitoring", *Tech. Health Care*, Vol. 5, pp. 307-318, 1997.
- [5] Wolfson L., Whipple R., Amerman P., and Tobin H. N., "Gait assessment in the elderly : A gait abnormality rating scale and its relation to falls", *J. Gerontology*, Vol. 45, pp. M12-M19, 1990.
- [6] M. N. Nyan, F. E. H. Tay, A. W. Y. Tan, and K. H. W. Seah, "Distinguishing fall activities from normal activities by angular rate characteristics and high-speed camera characterization", *Medical Engineering Physics*, Vol. 28, pp. 842-849, 2006.
- [7] Smidt G. L., Arora J. S., and Johnston R. C., "Accelerographic analysis of several types of walking", *American Journal of Physical Medicine*, Vol. 50(6), pp. 285-300, 1971.
- [8] Verstraete M. C. and Soutas-Little R. W., "A method for computing the three-dimensional angular velocity and acceleration of a body segment from three-dimensional position data", *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 112, pp. 144-118, 1990.
- [9] Evans A. L., Duncan G, and Gilchrist W., "Recording acceleration in body movements", *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 29, pp. 102-104, 1991.
- [10] Tamura T., Sekine M., Ogawa M., Togawa T., and Fukui Y., "Classification of acceleration waveforms during walking by wavelet transform", *Methods of Information in Medicine*, Vol. 36, pp. 356-359, 1997.
- [11] Shepherd E. F., Toloza E., McClung C. D., and Schmalzried T. P., "Step activity monitor : Increased accuracy in quantifying ambulatory activity", *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 17, pp. 703-708, 1999.
- [12] Aminian K., Robert Ph., Buchser, E. E., Rutschmann B., Hayoz D., and Depairon M., "Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation", *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 37, pp. 304-308, 1999.
- [13] Mary E. Tinetti and Christianna S. Williams, "The effect of falls and fall injuries on functioning in community-dwelling older persons" *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, Vol. 53, No. 2, pp. 112-119 1998.
- [14] Fuller GF, "Falls in the elderly" *The Journals of Gerontology Series A: Am Fam Physician*. Vol. 6 No. 1 pp. 2159-2168, Apr, 2000.
- [15] Connell B. R. and Wolf S. L., "Environmental and behavioral circumstances associated with falls at home among healthy elderly individuals", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 78,

- pp. 179-186, 1977.
- [16] M. J. Marthie, A. C. F. Coster, B. G. Celler, and N. H. Lovell, "Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer", *Med. Bio. Eng. Comput.*, Vol. 42, pp. 670-687, 2004.
- [17] M. Y. Jung, *Cellular mobile communication system design*, Sigmapress Seoul, 1996.
- [18] S. B. Lee, H. W. Kim, and Y. G. Kim, *The overview of SMS in CDMA system*, SK Telecom Central Research Institute, 1998.