

고령자를 위한 에너지 소비 추정 및 낙상 측정 시스템에 관한 연구

임채영*, 전기만**, 고헌철**, 고헌락***, 김경호****

A Study on the Estimation of Energy Expenditure and falls measurement system for the elderly

Chae-Young Lim*, Ki-Man Jeon**, Kwang-Cheol Ko**, Kwang-Nak Koh***, Kyung-Ho Kim****

요약

고령화 사회에 진입하면서, 고령자 사고 중 낙상이 차지하는 비율은 연령의 증가에 따라 높아지고 있는 실정이다. 본 연구에서는 고령자의 인체 활동 중 에너지 소비 추정 및 낙상의 유무를 판별하기 위하여 단일 칩으로 구성된 3축 가속도 센서와 다채널을 고려한 2.4GHz대역의 RF 칩을 이용하여 설계하였다. 제안하는 시스템은 인체 활동을 측정할 수 있는 신호 측정부와 RF통신부로 구성되어 있으며, 인체 활동 측정부는 인체 활동 중 소비된 에너지를 추정하고 고령자의 낙상 상태를 파악하기 위한 것으로 3축 가속도 센서를 활용하여 센서의 신호를 분석함으로써 인체 활동 및 낙상의 유무를 판별한다. RF통신부는 nRF24L01p로 구현하고, 프로세서는 저전력 8bit 마이크로 컨트롤러인 ATmega88로 구성한다. 에너지 소비를 추정한 결과 트레드밀과 비교시 제안하는 시스템과 7.8%의 오차를 보여 인체 활동 중 에너지 소비를 추정할 수 있는 가능성을 제시하였다. 인체활동과 낙상 검출을 위한 모니터링은 신호 벡터크기(Signal Vector Magnitude, SVM) 및 신호 크기 범위(Signal Magnitude Area, SMA)의 임계값으로 판별하며 무구속적 측정에 의한 판단이 가능하도록 구성하였다.

▶ Keyword : 인체 활동, 낙상측정, 에너지 추정

Abstract

As we are turning into the aged society, accidents by falling down are increasing in the aged

• 제1저자 : 임채영 교신저자 : 김경호

• 투고일 : 2011. 12. 30, 심사일 : 2012. 01. 25, 게재확정일 : 2012. 02. 26.

* 전자부품연구원메디컬IT융합연구센터(KoreaElectronicsTechnologyInstitute,Medical IT Convergence Research Center)

**한양대학교 전기공학부(Dept. of Electrical Bio Engineering Engineering, Hanyang University)

**한양대 전기·생체공학부 교수 (Dept. of Electrical Bio Engineering Engineering, Hanyang University)

***부산대학교 나노과학기술대학 교수 (College of Nanoscience and Nanotechnology, Pusan National University)

****단국대학교 전자공학과 교수(Dept. of Electronics Engineering, Dankook University)

※이 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었음

people's group. In this paper, we design the system with the 3-Axis acceleration sensor which is composed by a single chip. The body activity signal is measured with the signal detector and RF communicator in this proposed system and the and falling by the entering signal pattern analysis with 3-Axis acceleration sensor. For the RF communication, we are using nRF24L01p and 8bits ATmega uC for the processor. The error of energy expenditure estimation between motor driven treadmill and proposed a body activity module was 7.8% respectively. Human activities and falling is monitored according to analyze and judge the critical value of the Signal Vector. as falled down if they don't turn off the alarm after specific period and the aged person's after falling down activities are their position and more.

▶ Keyword : Body Activity, falls measurement system, Estimation of Energy

검출 알고리즘을 적용하여 인체활동 중 낙상 판별 및 에너지 소모를 추정하는 통합 시스템을 구현하였다.

I. 서 론

우리나라는 최근 평균 수명의 상승과 출산율의 저하로 2000년에 이미 노인인구 비율이 총 인구의 7.2%로 '고령화 사회'에 진입하였고, 2018년에는 이 비율이 14.3%로 '고령 사회'가 되고, 2026년에는 20.8%로 '초 고령사회'에 도달할 것으로 전망된다[1]. 고령자 사고 중 낙상이 차지하는 비율은 연령의 증가에 따라 높아지고 있는 실정이며, 최근 연구 조사에 의하면 65세 이상인 고령자의 연간 낙상 발생률은 28~35%, 75세 이상은 32~42%, 80세 이상의 고령자의 연간 낙상 발생률은 50% 정도로 보고되었다[2]. 낙상은 노인의 신체적 손상뿐만 아니라 사회심리학적 기능장애에 의한 정신적 피해를 초래하며, 낙상의 합병증으로 인해 직간접적으로 사망에 이를 수도 있다. 이러한 '고령사회'에 대비하기 위하여 고령친화화를 위한 의료기기는 고령자들의 일상생활을 모니터링 하여 인체 활동 및 응급상황을 인지하는 기능이 포함되어야 한다.

또한 평균 수명이 연장되면서 개인의 건강상태와 삶의 질에 대한 관심이 증대되고 신체적 활동이나 운동은 건강 상태와 삶의 질에 영향을 미치는 주요 요인으로 일관되게 보고되었다. 이에 고령자는 과한 운동을 피하고 운동능력에 맞는 운동량을 측정하기 위한 방법이 필요하다. 정량화하는 방법으로 에너지소비 측정법이 있으며 이에 대한 방법은 간접 열량 측정법과 직접열량 측정법이 있다. 이 방법들은 에너지 소모량 계산이 비교적 정확하지만 접근성 편의성 경제성에서 일상생활에서 사용자가 이용하고 측정하는데 어려움이 있다.

이에 본 연구에서는 불편함을 야기 할 수 있는 체중심에 부착하는 방법이 아닌 고령자를 고려한 임의적인 삽입을 하는 방법을 제안하여 무구속 측정에 의한 에너지 소비를 유도하였고, 시스템을 고정하지 않은 상태에서 낙상을 판별하는 낙상

II. 관련연구

에너지소비를 추정하기 위해 가속도계를 이용한 연구가 국내외적으로 진행되었다. 대표적인 연구 결과를 보면 가속도계를 이용하거나 압전 저항 형태의 가속도계를 이용하여 에너지 소비를 추정하였다. 이와 같은 방법들은 체중심에 부착하여 인체 전체의 움직임을 반영하여 다양한 동작에 대해 신호를 측정할 수 있는 장점이 있지만 사용자가 의식적으로 센서를 몸에 부착해야 하고 일상생활 중에 불편한 감정을 동반할 수 있다. 최근에는 사용자가 무구속적, 무인식 상황에서 신호가 측정되는 것을 선호하게 되었으며 일상적인 활동에서 에너지 소비량을 추정하기 위한 방법이 필요하게 되었다.

낙상 감지 방법은 감지하는 방식에 따라 크게 2가지로 구분할 수 있다. 하나는 영상정보를 이용하여 낙상의 상황을 구분하는 방법과 낙상대상자에게 센서를 부착하여 낙상을 검출하는 방식이다.

영상정보를 이용하는 방법은 캠코더로부터 얻은 영상에서 객체 추출을 통해 움직이는 부분에 대한 낙상을 감지하여 93%의 높은 낙상 검출률을 달성할 수 있다[3]. 그러나 영상을 네트워크를 사용하여 전송하기 때문에 네트워크의 사용 과다 및 캠코더가 획득할 수 있는 영상에 대한 낙상만 검출할 수 있다는 단점이 있다. 그러나 이와 같은 영상을 이용하는 방법은 사생활이 영상으로 노출되기 때문에 근본적으로 낙상 감지 대상자의 사생활 침해에 대한 문제점이 있고, 낙상감지 대상자의 행동반경이 크면 여러 대의 영상획득 장치가 필요하기 때문에 비효율적이다.

센서를 사용하여 낙상을 감지하는 방법은 낙상 감지 대상자에 대한 영상정보를 사용하지 않기 때문에 사생활 침해의

우려가 없어서 T. Zhang 외 3명은 허리에 가속도 센서를 부착하여 낙상을 감지하는 방법을 제안하였다[4]. T. Zhang은 이후에 기존의 방법을 개선하여 휴대전화에 가속도 센서를 장착한 후 KFD 알고리즘을 이용하여 낙상을 감지하는 방법을 제안하였다[5]. 그러나 이 방법은 휴대전화를 소지하지 않는 경우 낙상감지 자체가 불가능하다는 큰 단점이 있다.

J. Y. Hwang 외 3명은 가슴에 착용하는 낙상 감지 시스템을 개발하였으나 여성은 착용에 불편함을 느낄 수 있기 때문에 착용 대상자가 제한된다는 단점이 있다. U. Lindemann 외 4명은 가속도 센서로부터 얻은 3축의 가속도 벡터를 적분하여 낙상을 감지하는 방법을 제안하였고, 가속도 센서를 귀에 부착하는 형태로 제작하였다. 이 방법은 센서를 허리나 가슴에 부착하는 방법에 비해 이질감이 적은 장점을 갖고 있으나, 안경 착용자는 착용이 불편하고 이질감이 크다는 단점이 있다. T. Degen 외 3명은 손목시계 형태의 낙상 감지 장치를 개발하였다. 손목시계 형태의 장치는 가장 착용감이 우수하지만, 손목의 자유로운 움직임 때문에 낙상 검출률이 낮다는 단점이 있다.

Ralph은 상용 가속도계인 RT3를 이용하여 에너지 소비를 추정하였다. 이와 같은 방법들은 가속도계를 인체의 무게 중심인 허리 부위에 부착하여 에너지소비를 선형회귀방정식을 통해 추정하였다.[6]

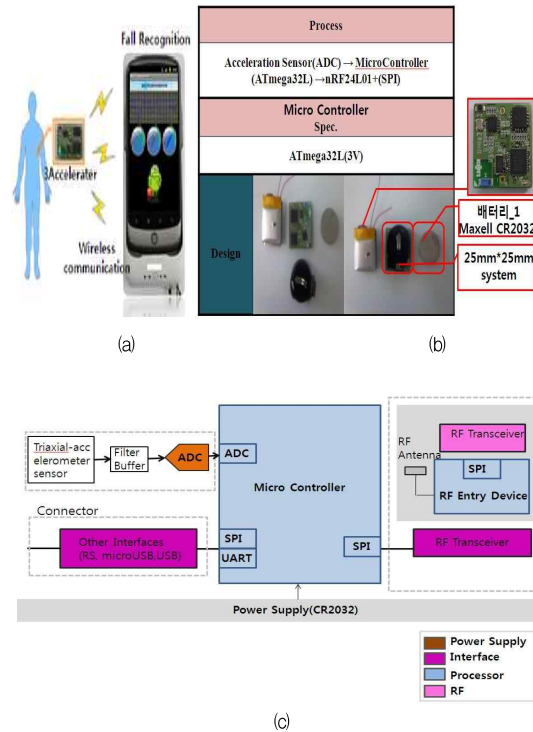
III. 측정 시스템 구성과 실험

본 연구에서는 낙상 시 응급상황을 인지 할 수 있도록 3축 가속도를 활용한 인체 활동 측정 센서를 착용하여 인체 활동 및 낙상의 유무를 판별하는 인체 활동 모니터링 시스템을 설계하였다. 시스템의 구성은 인체 활동에 따른 운동량 정보를 계측하기 위한 인체활동 측정부, 계측된 운동량 정보 신호를 디지털신호로 변환하고 전송하기 위한 무선 통신부로 구성하였다.

인체 활동 측정 모듈은 단일 칩으로 구성된 3축 가속도 센서로 구성하였고, 프로세서는 저전력 8bit 마이크로 컨트롤러인 ATmega88로 구현하였다. 그리고 무선통신부는 nRF24L01p 구성하여 2.4GHz 대역으로 무선 전송하도록 설계하였다.

데이터 수신부는 무선 전송된 운동량 정보를 변환하여 스마트폰에 모니터링 하도록 구성하였으며, 파라미터 추출 및 분석부는 3축 가속도 센서 신호를 이용하여 인체 활동의 정도를 반영하는 신호 크기 영역과 신호 벡터크기를 추출하였다.

그림 1은 인체 활동 양상을 모니터링하는 시스템 구성도 및 일련의 과정을 나타내는 시스템 블록도를 나타내었다.



(a) 인체 활동 모니터링을 위한 전체 구성도
 (b) 제안된 인체 활동 측정 모듈시스템 (c)시스템의 블록도
 그림 1. 인체 활동 모니터링 시스템의 구성도 및 블록도
 (a) configuration for monitoring human activities
 (b) Measurement module system proposed human activities
 (c) Block diagram of the system
 Fig. 1. a block diagram of the configuration of monitoring system

3.1 인체 활동에 의한 에너지 소비 추정

인체 활동을 통한 에너지 소비를 추정하기 위한 로우데이터 신호처리 과정에 대한 전체적인 블록다이어그램은 그림 2와 같이 나타내었다.

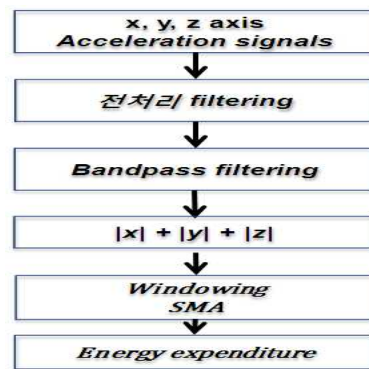
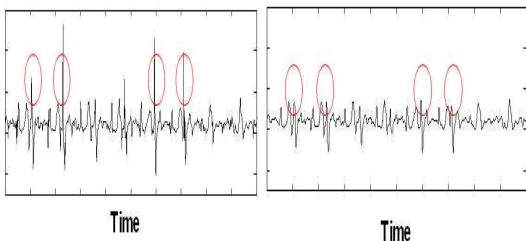


그림 2. 신호처리 블록다이어그램
 Fig. 2. Signal processing block diagram

3축 가속도 신호는 전처리 필터, 대역 통과 필터 후 각 축의 절대값을 더하고 윈도우를 취하여 신호 면적에 대한 변수로 에너지 소비를 추정한다.

대역통과필터는 버터워스 무한 임펄스 응답(infinite impulse response IIR)필터를 사용하였으며, 통과 대역은 20Hz로 설계하였다. 3축 가속도 신호는 전처리 과정에서 잡음을 효과적으로 제거하기 위해 본 연구에서는 메디안 필터(Median Filter)링을 적용하여 임의적으로 움직이는 가속도계에 발생한 임펄스와 같은 잡음을 제거 하였다. 그림 3은 메디안 필터를 사용하여 충격에 의한 잡음을 제거한 결과이다.



(a) 3축가속도센서 원신호 (b) 메디안필터링신호
 그림 3. 메디안 필터링 전과 후
 (a) 3-axis acceleration sensor raw (b) median filtering, the signal
 Fig. 3 Before and after median filtering

가속도 신호의 단계별 처리 과정은 그림4와 같다. 메디안 필터링을 거친 원신호에 2차 고역 필터를 설계하여 기저선 및 신호의 움직임을 제거한 후 중력 방향의 반작용으로 나타난 신호에 절대값(>0)을 취하여 그림 4와 같이 나타내었다.

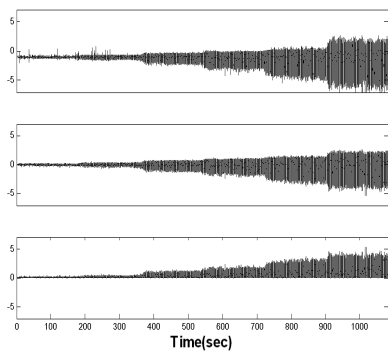


그림 4. 가속도 신호 변환 과정
 Fig. 4 Axis Signal conversion process

인체 활동에서 활동도를 추정하고 휴식상태를 구분하기 위해서는 3축 가속도 센서의 신호 변화 양상을 나타내는 신호크기가 필요하다. 타 연구자에 의해 언급된 신호크기는 표준화된 신호크기범위(Signal Magnitude Area, SMA)이며, 이

를 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 각축에 해당하는 샘플링 값들이다. 신호크기범위 파라미터는 인체가 활발히 활동할 경우에는 지속적으로 일정한 값 이상으로 관측되어 인체 활동에 의한 에너지 소비를 추정할 수 있으며, 휴식을 취하는 경우에는 일정 값 이하로 관측된다.

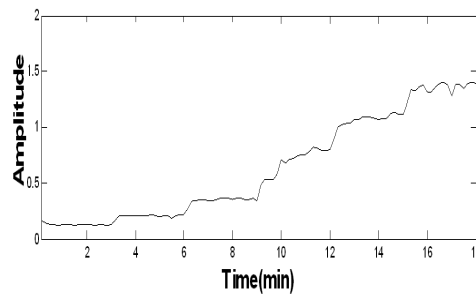


그림 5 추정된 에너지 소비량
 Fig. 5 The estimated energy consumption

인체 활동 측정 모듈로 측정된 가속도 원 신호에는 신호 면적에 대한 변수를 유도하여 에너지 소비를 추정한다. 그림 5는 측정된 가속도 신호의 SMA를 나타내었다.

3.2 낙상 검출 및 실시간 행동 특징

본 연구에서는 mathie에 의해 제시된 인체 활동 모니터링 방법을 도입하여 본 연구에 적합하게 재구성하여 실험을 하였으며, 재구성된 실시간 행동 특징 분류 알고리즘의 흐름도는 그림6과 같이 나타내었다.

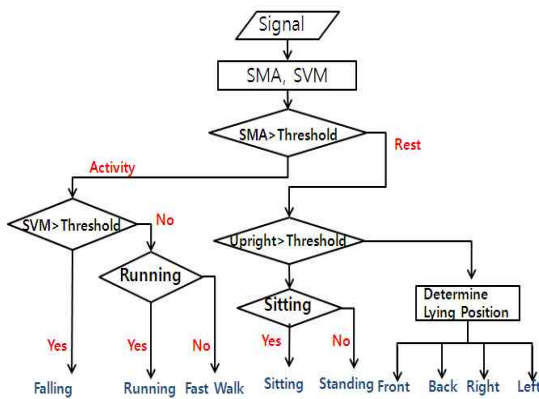


그림 6 실시간 행동 특징 분류 흐름도
 Fig. 6. real-time behavioral category flow

낙상을 인지하기 위해서 본 연구에서는 타연구자에 의해 언급된 신호벡터크기(Signal Vector Magnitude, SVM)를 사용하였으며, 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

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

식 (2)의 신호 벡터 크기에 따라 낙상을 인지할 수 있게 하기 위하여 임계값을 설정하였고, 일상생활 중 인체 활동 유/무 및 낙상 발생을 인지할 수 있는 낙상 인지 알고리즘의 흐름도를 그림7과 같이 나타낼 수 있다.

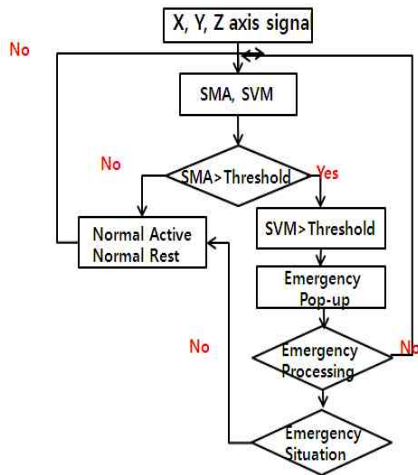


그림 7. 낙상인지 알고리즘 흐름도
Fig. 7. falling Flow algorithm

3.3 인체 활동 중 파라미터를 이용한 낙상 인지

신호 크기범위 파라미터(SMA)가 설정된 임계값 이하면 1차적으로 고령자가 휴식상태라고 판단하고, 임계값 이상이면 인체 활동을 수행하고 있다고 판단하도록 하였다. 앉거나 누는 짧은 활동을 하게 되면 3축 가속도 센서의 신호는 미약하게 출력되고 신호 크기 범위 파라미터(SMA)는 임계값 이하로 출력되게 된다. 걸거나 뛰는 행동 양상처럼 큰 모션을 취한다면 신호 크기범위 파라미터(SMA)는 임계값 이상으로 지속적으로 출력되며 에너지 소비를 측정한다. 이를 통하여 고령자가 휴식을 취하고 있는지 행동을 취하고 있는지를 판단할 수 있다. 신호크기 범위 파라미터가 임계값 이상이면 낙상이라고 1차적으로 판단할 수 있으며, 이 이하라면 달리거나 빠른 걸음을 행한다고 간주할 수 있다. 반대로 신호크기 범위 파라미터가 임계값 이하로 출력되면 일단 고령자가 휴식을 취하고 있다고 간주한다. 신호벡터크기 파라미터(SVM)를 이용하여 낙상을 인지할 수 있도록 하였고 임계값 이상이 되었을

경우 신호벡터크기 파라미터의 값을 확인하여 임계값 이상의 신호가 연속적으로 들어온다면 고령자가 낙상 상태에 있다고 1차적으로 판단한다. 또한 낙상이라고 판단되면 경고음과 pop-up을 이용하여 낙상의 상태 및 응급 상황을 인지할 수 있도록 하였다. 일정 시간안에 해제를 하지 않을 경우 낙상 상태에 있음을 고지하게 한다. 이를 응용하여 핸드폰의 GPS 위치 정보나 SMS를 송신을 통한 빠른 응급조치를 취할 수 있도록 한다.

IV. 실험 결과 및 고찰

인체활동에 의한 에너지 소비량을 추정하기 위해 트레드밀에서 실험을 진행하였으며 전체적인 진행과정은 걷기에서 뛰기이다.트레드밀에서 단계별로 진행되는 속도의 변화량은 표 1과 같다. 실험 프로토콜은 Bruce Protocol을 변형하여 진행하였으며, 프로토콜을 수행하는 변화 양상은 1~3단계는 걷기 구간이 되고 4~6단계는 뛰기 구간이다.

표 1. 에너지소비량추정을 위해 제시한 실험 프로토콜
Table 1. Experimental protocol proposed for estimating the energy consumption

단계	시간(min.)	속도(km/h)
preparation	1	0
1	3	1.8
2	3	3.6
3	3	5.4
4	3	7.2
5	3	9.0
6	3	10.8
recovery	5	0

가속도 신호인 x,y,z축 신호와 이들 성분의 합으로 나타낸 SMA 파라메타로 인체 활동 중 에너지 소비량의 이변량 상관관계분석을 하였다.

표 2. 가속도 센서의 각축과 에너지 소비량의 상관관계
Table 2. The correlation of energy consumption and Acceleration sensor (p<0.05)

방법	연관성
X-axis	0.8890
Y-axis	0.7988
Z-axis	0.7422
SMA	0.8443

표 2의 결과를 통해 각 측과 에너지 소비량은 상관관계가 낮지만 세 변수들을 병합 하였을 때 트레드밀을 통한 에너지 소비량과 상관관계가 높음을 알 수 있다.

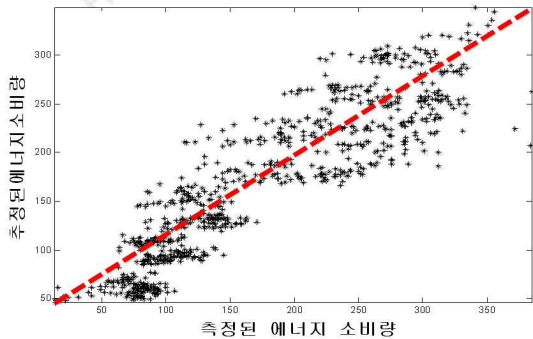


그림 8. 측정된 에너지 소비량간의 선형성
Fig. 8. Linearity between the measured energy consumption

제한된 시스템으로 추정된 에너지 소비량과 트레드밀을 통한 측정된 에너지 소비량에 대한 데이터를 그림8과 같이 나타내어 선형성을 확인하여 측정된 에너지 소비 결과와 실제 에너지 소비량은 상관관계가 높음을 알 수 있다.

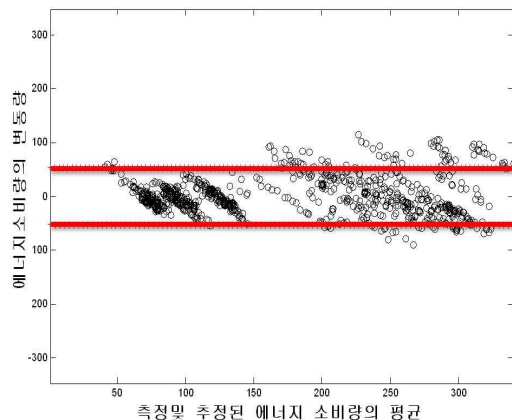


그림 9. 측정된 에너지 소비량의 유의성
Fig. 9. The significance of the measured energy consumption

추정된 에너지 소비량의 유의성을 그림 9와 같이 Bland-Altman plot을 통해 시각적으로 실제 에너지 소비량의 오차를 나타내었다. 두 변수의 차이의 분포가 정규분포를 따른다고 가정되면 전체 변동량의 95% (limit of agreement, mean : -0.73, max : 48.38, min : 47.27)안에 포함될 때 통계적인 유의성을 나타내지만 약 92%가 포함되어 제한된 시스템을 이용해서 에너지 소비량을

예측할 수 있을 가능성을 보였다.

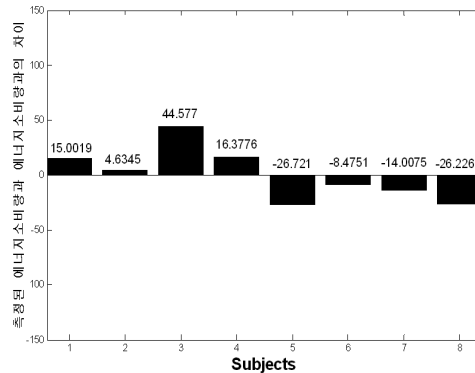


그림 10. 측정된 에너지 소비량의 오차
Fig. 10.Errors in the measured energy consumption

측정된 에너지 소비량과 트레드밀을 통한 에너지 소비량과의 차이를 그림 10과 같이 그래프로 나타내었습니다. 오차는 7.89%를 나타내었다. 이 결과를 통해 제한된 시스템으로 에너지 소비량을 예측할 수 있음을 알 수 있다.

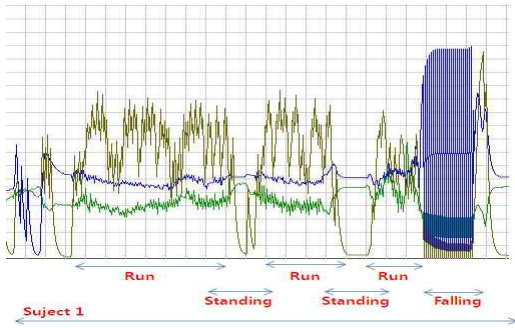
낙상 검출 측정 실험은 표 3과 같이 다양한 자세변화를 반복적으로 변화시키면서 가속도 출력 신호를 비교, 평가해보았다. 이에 따른 출력 데이터는 그림 11과 같다.

눕거나 앉은 행위 등 여러 가지 자세변화에 대한 실험을 수행하여 중력 가속도 크기변화를 고려하여 신호를 보정하였으며 보정된 값을 이용하여 신호 벡터 크기와 신호 크기 영역을 산출하여 모니터링 하였다. subject1, subject2 그리고 subject3은 실험에서 제시한 프로토콜로써 인체 활동 및 낙상 인지에 관한 가속도 신호의 출력신호를 모니터링 한 것이다.

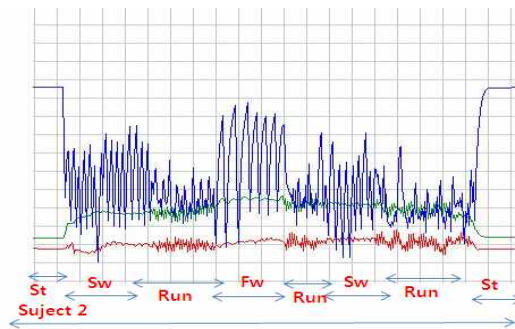
표 3. 인체 활동 모니터링을 위해 제시한 실험 프로토콜
Table 3. Presented experimental protocols for monitoring human activities

0	Time				
Rn	St	Rn	St	Rn	Fall
0	Time				
St	Si	Ly	LyL	Ly	Si
0	Time				
St	Sw	St	Nm	St	Fw
0	Time				
St	Sw	Fw	Rn	Fw	Fa

Si : Sitting Active St : Standing Active
Ly : Lying Active LyL : Lying Left Active
Sw : Slow Walking Active
Fw : Fast Walking Active
Rn : Running Fa : Fall Nm : No move



a. subject 1



b. subject 2



c. subject 3

그림 11 인체 활동 모니터링
Fig. 11. Human Activity Monitoring

제안된 시스템으로 추정된 낙상과 프로토콜에 의한 낙상에 대한 데이터를 그림12과 같이 나타내어 선형성을 확인하여 추정된 낙상과 프로토콜에 의한 낙상의 상관관계가 높음을 알 수 있다.

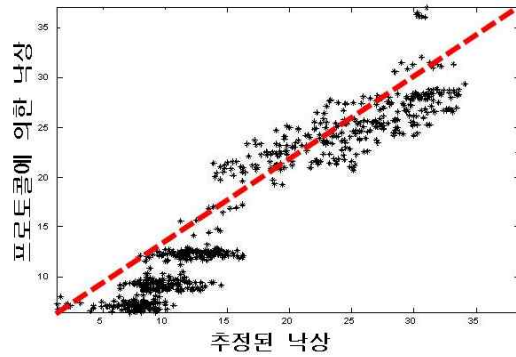
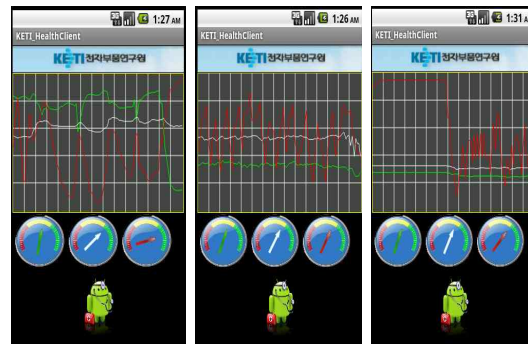


그림 12 측정된 에너지 소비량간의 선형성
Fig. 12. Linearity between the measured energy consumption

실험 프로토콜을 수행하는 변화 양상을 스마트폰으로 모니터링한 것이다. 일상생활 중에 활동 양상 모니터링은 그림 12과 같고, 그림 11은 낙상 검출 이후 경고 메시지를 나타내며, 일정 시간 이상 경고된 메시지를 확인 하지 않을 경우 응급상황임을 나타낸다.



(a) Lying (b) Walking (c) Running

그림 12 인체 활동 모니터링
Fig. 12. Human Activity Monitoring

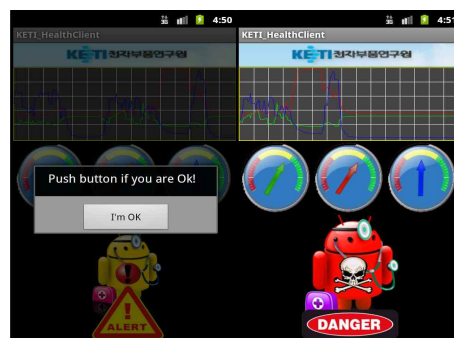


그림 13. 낙상 경고 및 인지 모니터링
Fig. 13. falling Warning System and monitoring

V. 결 론

현재 전 세계는 의료 기술의 발달 등으로 고령층의 인구 증가로 인한 많은 사회적 변화를 겪고 있으며 더불어 산업 구조 및 가족구조의 변화로 인해 예전과 달리 고령층이 혼자 있는 시간이 많아지고 있다.

본 연구에서는 유비쿼터스 헬스케어 환경에 적용 가능할 수 있도록 불편함 감정을 최소화 하고 일상적인 활동에서 낙상을 인지하거나 에너지 소비량을 추정할 수 있는 휴대형 인체 활동량 및 낙상검출 시스템을 구현하였다.

제한된 휴대형 인체 활동량 및 낙상 검출 시스템을 사용하여 인체의 체중심이 아닌 위치에 삽입하여 트레드밀을 기준으로 하여 에너지 소비량을 추정하였다. 트레드밀을 기준으로 하여 에너지 소비량을 추정함으로써 에너지 소비량을 비교를 통해 검증하였고, 개인성 있는 보행 및 낙상 변화 양상을 다양하게 설정하여 활용가능성을 제시하였다.

이에 평가 결과 자세 및 활동형태가 구분 가능하였으며 특히 제안된 방법과 트레드밀을 통한 에너지 소비량 및 낙상 비교 데이터의 오차는 7.89%를 나타내었다.

향후 연구에서는 본 연구 결과를 바탕으로 자세 변화 및 활동 형태를 가장 잘 반영하는 다양한 파라미터의 추출 및 추출된 파라미터를 이용한 자동 분류 알고리즘에 관한 연구가 필요하리라 판단되어 진다. 여러 움직임의 검출가능을 제시함으로써 임상에서 환자의 장시간 모니터링 및 응급 상황에 활용이 가능하다고 판단된다.

참 고 문 헌

[1] Bureau of Statistics, Population Projections report 2007.
 [2] Injury Surveillance monitoring business report 2006.
 [3] C. W. Lin, Z. H. Ling, Y. C. Chang, and C. J. Kuo, "Compressed-domain Fall Incident Detection for Intelligent Homecare," The Journal of VLSI Signal Processing, Vol. 49, No. 3, pp. 393-408, 2007.
 [4] T. Zhang, J. Wang, L. Xu and P. Liu, "Fall Detection by Wearable Sensor and

One-Class SVM Algorithm," in Lecture Notes in Control and Information Sciences, 2006, pp. 858-863.

[5] T. Zhang, J. Wang, P. Liu and J. Hou, "Fall Detection by Embedding an Accelerometer in Cellphone and Using KFD Algorithm," IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, Vol. 6, No. 10, pp. 277-284, Oct., 2006.
 [6] R. Maddison, "Estimating Energy Expenditure With the RT3 Triaxial Accelerometer", Research Quarterly for Exercise and Sport., Vol. 80, no.2, pp.249-256, Jun 2009

저 자 소 개



임 체 영

2009 : 단국대학교 전자공학사
 2011 : 단국대학교 전자전기공학 석사
 2009~현재 : 전자부품연구원
 관심분야 : 생체계측 신호처리, 의료통신 기술,
 U-Healthcare
 Email : lcy@keti.re.kr



전 기 만

2000 : 한양대학교 전기공학과 학사
 2000~2001 : 삼보컴퓨터 기술연구소 연구원
 2007~현재 : 한양대학교 전기공학과 석박사
 통합과정
 관심분야 : U-Healthcare, 생체정보처리,
 의료통신기술
 Email : kmjeon@hanyang.ac.kr



고 광 철

1982 : 한양대학교 전기공학과 학사
 1986 : 동경공업대학 전기전자공학 공학석사
 1989 : 동경공업대학 전기전자공학 공학박사
 1990~1995 : 경원대 전기공학과 전임강사,
 조교수
 1995~현재 : 한양대 전기생체공학부 교수
 관심분야 : 펄스 파워 기술 및 응용
 Email : kwang@hanyang.ac.kr



고 광 락

1995. 09. : 日本 九州大學 工学研究科 工学
博士

1996~2003 : 경북대학교, 전임강사, 조
교수, 부교수

2003. 10~현재 : 부산대학교 약학대학, 나노
과학기술대학 부교수, 교수

관심분야: 생체모방시스템

Email : koh@pusan.ac.kr

김 경 호



1996 : 日本 慶應義塾大學 理工學研究科 工
學修士 (碩士)

1999 : 日本 慶應義塾大學 理工學研究科 工
學博士

2000~2006 : 삼성종합기술원 전문연구원

2006~현재 : 단국대학교 전자공학과 교수

관심분야: 생체계측, 제어, U-health

Email : dkuhealth@dankook.ac.kr

