creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

[UCI]I804:24011-200000263653

2013년2월
석사학위논문

무선 인체 영역 네트워크 환경에서의 낙상 감지 시스템 설계

조 선 대 학 교 대 학 원

정보통신공학과

백 운 성

2013년 2월 석사학위논문

무선 인체 영역 네트워크 환경에서의 낙상 감지 시스템 설계

백 운 성

무선 인체 영역 네트워크 환경에서의 낙상 감지 시스템 설계

Fall Detection System Design on Wireless Body Area Network Environment

2013년 2월 25일

조 선 대 학 교 대 학 원

정보통신공학과

백 운 성

무선 인체 영역 네트워크 환경에서의 낙상 감지 시스템 설계

지도교수 변 재 영

이 논문을 공학석사학위신청 논문으로 제출함.

2012년 10월

조 선 대 학 교 대 학 원

정보통신공학과

백 운 성

백운성의 석사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 한 승 조 印

위 원 조선대학교 교수 최 광 석 印

위 원 조선대학교 교수 변 재 영 印

2012년 11월

조 선 대 학 교 대 학 원

목 차

표 목 차 iii
그 림 목 차 iv
부 록 목 차 v
ABSTRACT vi

Ⅰ. 서 론 1
A. 연구의 배경 및 목적 1
B. 연구의 목표 2
C. 논문의 구성 3

Ⅱ. 낙상 감지 시스템 4
A. 낙상의 정의 및 위험요인 4
B. 낙상 감지 시스템의 특징 4
C. 낙상 감지 시스템의 분류 5
1. 낙상 감지 장치 6
2. 낙상 감지 방법 8
3. 낙상 감지 후처리 10

Ⅲ. 제안하는 낙상 감지 시스템 13
A. 제안하는 낙상 감지 시스템의 배경 13
B. 낙상 감지 센서 노드 14

1. 낙상 감지 센서 노드의 구성 14
2. 낙상 감지 센서 노드의 설계 20
C. 낙상 감지 센서 노드의 착용 위치 21
D. 낙상 감지 알고리즘 22
1. 상체와 지면과의 각도 23
2. 가속도와 각속도 27

Ⅳ. 실험 및 고찰 30
A. 실험 환경 설정 30
1. 낙상 실험 시나리오 30
2. 데이터 측정 및 모니터링 32
B. 실험 결과 및 평가 33
1. 시스템 성능 평가 33
2. 데이터 신뢰도 37

Ⅴ. 결론 39

참고문헌 40
부록 43

표 목 차

표 1. 기존 낙상 감지 시스템의 비교 ····· 12
표 2. MSP430F1611의 특징 ····· 17
표 3. CC2420의 특징 ····· 18
표 4. Lying 구별 조건 리스트 ····· 24
표 5. ADL과 낙상 실험 시나리오 ····· 31
표 6. 낙상 감지 실험 전체 결과 ····· 33
표 7. 낙상 감지 실험 피험자 및 행동별 결과 ····· 34

그 림 목 차

그림 1. 낙상 감지 시스템의 기본적인 동작 개념 ····· 5
그림 2. UFT와 LFT에 대한 낙상 감지 알고리즘의 예시 ····· 8
그림 3. 물체에 부착한 가속도계의 운동 ····· 9
그림 4. 제안하는 알고리즘의 기본 조건 (인간의 3가지 상태) ····· 13
그림 5. 제안하는 센서 노드의 전체 블록 다이어그램 ····· 14
그림 6. 제안하는 3축 가속도계와 3축 자이로스코프로 구성된 센서 노드 ····· 15
그림 7. 센서 노드에 사용한 가속도계 (MMA7331LC) ····· 16
그림 8. 센서 노드에 사용한 자이로스코프 ····· 16
그림 9. 센서 노드에 사용한 MCU (MSP430F1611) ····· 17
그림 10. 센서 노드에 사용한 RF chip (CC2420) ····· 18
그림 11. 2.4GHz inverted F Antenna ····· 19
그림 12. 제안하는 목걸이 형태의 낙상 감지 센서 노드의 위치 ····· 21
그림 13. 제안하는 알고리즘의 순서도 ····· 22
그림 14. 사람이 직접 센서노드를 착용하고 서 있을 때 3축 가속도계의 중력 방향 23
그림 15. 서있는 자세 (standing)와 4방향의 누워있는 자세(lying forward, lying backward, lying leftward, lying rightward)에서 측정한 각 축의 가속도 ····· 25
그림 16. 측정된 가속도를 이용해 계산한 상체와 지면의 각도 (Θx, Θy, Θz) ····· 26
그림 17. 일반적인 8가지 ADL (standing, running, walking, lying, bending, sitting on the floor, sitting in the chair, walking on the stairs)의 SVM ····· 28
그림 18. 4방향의 낙상 (forward, backward, leftward, rightward)과 계단에서의 낙상 (on the stairs)의 SVM ····· 29
그림 19. 낙상 감지 시스템 모니터링 프로그램 ····· 32
그림 20. 제안하는 낙상 감지 시스템의 특이도 ····· 35
그림 21. 제안하는 낙상 감지 시스템의 민감도 ····· 36
그림 22. 제안하는 낙상 감지 시스템의 정확도 ····· 37
그림 23. 50Hz로 수신된 샘플 데이터 ····· 38

부 록 목 차

별첨 1. 제안하는 센서 노드의 회로도 (MCU 부분) ····· 44
별첨 2. 제안하는 센서 노드의 회로도 (MCU 부분) ····· 45
별첨 3. 제안하는 센서 노드의 회로도 (MCU 부분) ····· 46
별첨 4. 센서 노드 부품 리스트 ····· 47

ABSTRACT

Fall Detection System Design on Wireless Body Area Network Environment

Baek Woon-Sung
Advisor : Prof. Pyun, Jae-Young, Ph.D.
Department of Information Communication Engineering
Graduate School of Chosun University

Real-time health monitoring with wearable sensors is an active area of research. In this domain, observing the physical condition of elderly people or patients in personal environments such as home, office, and restroom has special significance because they might be unassisted in these locations. The elderly people have limited physical abilities and are more vulnerable to serious physical damages even with small accidents, e.g. fall. The falls are unpredictable and unavoidable. In case of a fall, early detection and prompt notification to emergency services is essential for quick recovery. However, the existing fall detection devices are bulky and uncomfortable to wear. Also, detection system using the devices requires the higher computation overhead to detect falls from activities of daily living (ADL).

In this thesis, the proposed new fall detection system using one sensor node which can be worn as a necklace to provide both the comfortable wearing and low computation overhead. The proposed necklace-shaped sensor node includes tri-axial accelerometer and gyroscope sensors to classify the behaviour and posture of the detection subject. The simulated experimental results performed 5 fall scenarios 50 times by 5 persons show that the proposed detection approach can successfully distinguish between ADL and fall, with sensitivities greater than 80% and specificities of 100%.

I. 서 론

A. 연구의 배경 및 목적

전 세계적으로 경제 발전과 이학 기술의 발달로 평균 수명이 연장되고 여성들의 학력 상승으로 인한 사회활동 증가와 자녀 양육비 및 교육비 부담의 증가로 저 출산이 나타나면서 고령화 사회로 접어들고 있다. 고령화 사회는 국가의 총 인구의 중에서 65세 이상 인구의 비율이 7% 이상이면 고령화 사회 (aging society), 14% 이상이면 고령 사회 (aged society)라고 하고, 20% 이상이면 후기고령 사회 (post-aged society) 혹은 초고령 사회라고 한다. 특히 우리나라는 급속한 경제 성장으로 인하여 1960년에 평균 수명이 남자는 53세, 여자는 57.8세였던 것이 1990년에 들어서 남자는 67.1세, 여자는 73.6세로 급격하게 늘어났으며, 2009년 기준 전체 인구의 10.7% 가 65세 이상으로 UN (United Nations)에서 분류한 고령화 사회로 진입하였다. 이 상태로 간다면 2022년에는 노령 인구의 비율이 15% 로 증가하여 현재의 고령화 사회를 넘어 고령 사회로 들어설 것이며, 2032년에는 우리나라가 세계 최고 속도로 초고령 사회에 접어들 것으로 예상하고 있다. 그렇기 때문에 사회적으로 노인들에 대한 의료문제가 중요한 이슈로 떠오르고 있으며, 노인의 의료비 지출 또한 증가하여 노인들을 부양하는 젊은 가족들의 부담감 또한 증가하고 있다. 이러한 여러 질병들 가운데서 가장 쉽고 빈번하게 발생하는 사고 중 하나가 낙상이다.

낙상은 발이 아닌 신체가 지면으로 떨어지면서 그 충격으로 인해 다치는 것을 말하며, 의식이 없거나, 미끄러짐 또는 발 걸림과 같은 원인으로 동적상태에서 균형을 잃고 발생한다. 낙상은 모든 연령층에서 나타날 수 있지만, 특히 노인들에게서 주로 발생한다 [1]. 미국의 65세 이상 노인들의 3분의 1이상이 연간 한 번 이상 낙상을 경험하고, 우리나라의 경우 65세 노인의 신체 손상중 반 이상이 낙상에 의하여 발생하며, 70세 이상의 노인들은 35%, 80세 이상의 노인들은 50% 가 낙상을 경험했다고 한다 [2]. 낙상은 신체 건강상의 문제, 행동상의 문제와 환경적 요인에 의해 발생하지만 특히 노인에게 많이 발생하는 이유는 나이가 들수록 몸의 균형감각과 신체능력이 저하되기 때문이다. 신체가 건강한 젊은 사람들의 경우 낙상이 발생하더라도 다소 가벼운 사고일지 모른다. 하지만 정신적, 신체적으로 약한 노인들에게는 골절, 신체 손상 및 기능적 장

애등 많은 합병증을 유발시켜 정상적인 생활이 어려워 삶의 질을 현저하게 감소시키는 문제가 발생하며, 심각하게는 사망에까지 이를 수 있다 [3]. 낙상은 노인 외상 중에서 가장 큰 비중을 차지하며, 시간이 지날수록 지속적으로 증가될 것이다. 그렇기 때문에 낙상에 대한 중요성이 점점 증가하고 있다.

낙상의 대처 방법으로는 규칙적인 운동, 정기적인 건강검진과 안전한 생활환경 등 예방이 가장 중요하지만 만약 낙상이 발생 했다면 무엇보다도 신속한 후속 조치가 중요하다. 그러기 위해서는 언제 어디서든 낙상 (fall)과 ADL (Activities of Daily Living)을 정확히 구별해 낙상 유·무를 확인할 수 있어야 하며 사고 발생 시 신속한 후속 조치가 가능한 낙상 감지 시스템이 필요하다.

현재 대표적인 낙상 감지 방법 중에는 캠코더 영상 (video camera) [4], 적외선센서 (infrared ray sensor) [5]를 이용하거나, 가속도계 (accelerometer)와 자이로스코프 (gyroscope)로 구성된 센서 노드 [6-9] 또는 스마트폰 [10]을 이용하는 방법이 있다. 하지만 낙상은 언제 어디서 일어날지 모르는 사고이기 때문에 가속도계와 자이로스코프로 구성된 장치를 신체에 부착하고 언제든지 낙상을 감지할 수 있는 형태의 연구가 많이 진행되고 있다. [6-7]은 센서 노드를 가슴과 허벅지에 부착하여 낙상 감지 정확도를 올리는데 초점을 맞추고 있다. 하지만 가슴과 허벅지에 센서 노드를 부착하고 생활하는 데는 많은 불편함이 있으며, 아무리 높은 정확도를 보이더라도 불편함이 있어 사용하기가 꺼려진다면 이는 심각한 문제이다. 또한 [8]과 [10]은 정확도 보다는 일상생활 속에서 쉽게 사용하는데 초점을 맞춰서 센서 노드를 손목시계 형태와 스마트폰을 각각 이용하였다. 하지만 팔은 인체 중에서 가장 움직임이 다양한 부위이며, 스마트폰 역시 고정되지 않아 낙상 감지 정확도가 낮은 문제점이 발생한다.

B. 연구의 목표

본 논문에서는 기존의 문제점들을 해결하기 위하여 착용이 쉽고 일생생활 중에 불편함이 적으면서도 정확도가 높은 낙상 감지 시스템을 제안한다.

불편함이 적도록 몸에 부착하는 센서 노드 형태가 아닌 3축 가속도계와 3축 자이로스코프로 구성된 목걸이 형태의 센서 노드를 직접 제작하였으며, 센서 노드에서 측정된 데이터를 이용하여 지면과 사용자 상체의 각도와 SVM (Signal Vector Magnitude)을 계산해서 낙상과 ADL을 구별하였으며, 복잡하지 않은 계산량을 통해 실시간 처리

에 적합한 알고리즘을 제안하였다. 하지만 후처리와 같은 낙상이 발생한 후 이를 감지한 이후의 부분에 대해서는 본 논문에서는 포함하지 않았다.

C. 논문의 구성

본 논문의 구성은 다음과 같다. 다음 Ⅱ장에서는 이론적 배경으로서 기존의 낙상 감지 시스템의 대한 특징과 문제점에 대해 간략히 언급하며, Ⅲ장에서는 직접 설계하여 제작한 센서 노드와 제안하는 알고리즘에 대한 전체적인 내용을 기술한다. Ⅳ장에서는 직접 실험을 통해 낙상 감지 시스템의 성능에 대한 평가 및 결과 분석을 하고, 마지막 Ⅴ장에서 요약 후, 향후 연구 방향을 제시하며 결론을 맺는다.

II. 낙상 감지 시스템

A. 낙상의 정의 및 위험요인

낙상의 사전적 의미는 넘어지거나 떨어져서 몸을 다치는 것으로 정의하고 있으며 기존의 연구들에서는 낙상을 다음과 같이 정의하고 있다. [11]은 낙상은 비의도적으로 균형이나 안전성을 잃으면서 신체의 일부가 바닥에 닿는 현상이라고 하였다. [12]는 갑작스러운 비의도적인 자세변화 때문에 본래의 신체 위치보다 낮아지는 현상을 의미한다고 하였으며, [13]은 지면이나 또 다른 낮은 위치로 본인이 알거나 생각지도 못하는 사이에 드러눕게 되는 사건이라고 하였다. 이에 본 논문에서는 낙상은 자신의 의도와 상관없이 발이 아닌 신체가 지면으로 떨어지면서 눕게 되며 그 충격으로 인해 다치는 것으로 정의하였다.

낙상을 유발하는 위험 요인으로는 크게 신체 건강상의 문제, 행동상의 문제, 환경적 요인으로 나눌 수 있다. 신체 건강상의 문제는 시각, 청각 그리고 평형감각 등의 결여에 의한 문제이며, 행동상의 문제는 행동의 제한과 약물이나 알코올의 섭취도 등에 따라 낙상의 위험성이 증가한다. 그리고 환경적 요인으로는 계절, 시간, 활동 장소의 바닥이나 장애물 및 조명 그리고 지역적 환경 등이 포함된다. 질병관리본부 2009년 6월 기준으로 낙상은 주거 시설에서의 발생이 61.5%로 가장 많으며, 도로 20.0% 그리고 상업시설 18.5% 순이다. 주거시설에서 발생하는 낙상 중 약 95%는 집안에서 발생하며, 집안 내 미끄러운 바닥이나 계단 등의 위험한 환경적 요인이 25~45%를 차지한다. 응급실로 내원한 낙상환자의 19.2%는 지면에 물이나 얼음, 눈과 같은 미끄러운 것에 의해 낙상이 발생한 것이다. 하지만 실제 낙상은 한 가지 요인만으로 일어나는 경우는 드물다. 대부분의 낙상은 모든 요인들이 혼합되어 발생하며, 요인이 많을수록 낙상의 위험을 높아진다.

B. 낙상 감지 시스템의 특징

낙상 감지 시스템이란 센서 또는 감지 장치와 무선통신기술을 접목시켜 대상의 상태를 지속적으로 모니터링 하여 낙상이 발생했을 때 위급 상황을 알려 신속한 응급조치

를 할 수 있는 유비쿼터스 헬스 케어 시스템이다.

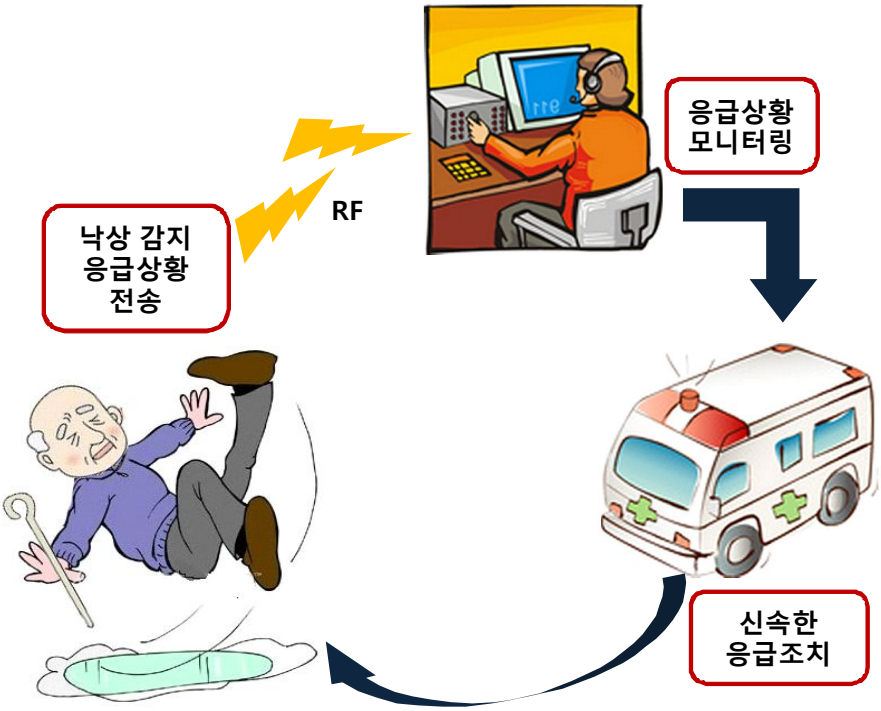


그림 1. 낙상 감지 시스템의 기본적인 동작 개념

그림 1은 낙상 감지 시스템의 기본적인 동작 개념을 나타내고 있다. 하지만 낙상 감지 시스템은 감지에 사용하는 장치와 후처리에 따라서 달라질 수도 있으나 기본적인 동작 개념은 그림 1에 나타나 있는 것과 같다. 실시간으로 대상을 모니터링하고 있다가 낙상이 감지되면 응급상황을 외부나 해당 기관으로 전송하고 그에 따른 신속한 조치를 취하는 방식이다.

C. 낙상 감지 시스템의 분류

낙상 감지 시스템은 크게 낙상감지는 사용하는 장치, 알고리즘 또는 감지 후 처리로 분류할 수 있다.

먼저 낙상을 감지하는 장치는 크게 신체에 부착하는 장치와 신체에 부착하지 않는 장치로 나눌 수 있다. 신체에 부착하는 장치는 대표적으로 가속도계와 자이로스코프가

있으며 이를 무선 센서 노드 형태로 제작하여 신체에 부착하는 방식이다. 하지만 신체에 직접적으로 착용해야 하는 점이 착용 위치에 따라 사용자에게 불편함을 줄 수 있다. 신체에 부착하지 않는 장치로서 카메라와 적외선 감지 장치가 있다. 카메라와 적외선은 원거리에서 대상의 움직임에 대한 정보를 얻어 낙상 유무를 판단한다. 신체에 직접적으로 착용하지 않아 대상이 일상생활을 하는데 있어서는 편리하지만 장치가 설치된 특정 지역에서만 사용할 수 있다는 단점이 있다.

두 번째로 알고리즘의 경우 사용하는 낙상 감지 장치에 따라서 다르다. 가속도계와 자이로스코프 센서를 사용하는 대부분의 알고리즘은 센서 노드의 착용 위치를 다르게 하거나 임계값을 설정하여 낙상을 감지하며, 카메라나 적외선 같은 영상 장치는 대상을 움직임을 지속적으로 추적하여 이미지 처리를 통해 ADL과 낙상을 구별한다.

마지막으로 낙상 감지 시스템에서 낙상을 감지하는 것만큼 중요한 부분이 낙상을 감지한 후처리 부분이다. 후처리는 낙상이 발생하면 이를 미리 감지하고 신체가 지면에 닿기 전에 충격량을 줄여 큰 부상을 방지하는 방법과 실내에 설치한 게이트웨이를 같은 싱크 노드를 이용하여 한정된 공간을 모니터링 방법과 스마트폰과 같은 휴대용 단말기를 이용하여 언제 어디서든 응급상황의 모니터링과 전송이 가능한 방법이 있다. 기존의 낙상 감지 시스템의 감지 장치, 알고리즘과 후처리에 대한 내용을 표 1에 정리하여 나타내었다.

1. 낙상 감지 장치

a. 가속도계 (accelerometer)

대부분 많은 논문에서 사용하고 있는 감지 장치 중 하나이며 어떤 운동체의 가속도를 재는 기구이다. 진자를 운동체에 매달아두면 운동체의 가속도의 영향을 받아 진자가 흔들리는데 이것이 가속도에 비례하는 성질을 이용하는 것이다. 보통 일상생활 중 많은 활동들에 대한 SVM의 최대값과 최소값이 다양한 분포를 나타내는 특징을 이용하여 높은 SVM을 갖는 낙상의 특징을 통해 일정 임계값을 초과하였는지 여부로 낙상을 검출한다 [3]. SVM은 각 축 (x축, y축, z축)의 신호를 측정하여 식 (1)을 이용하여 SVM을 계산한다. 하지만 가속도계 하나만을 가지고 다양한 데이터 중 낙상만 감지한다는 것은 한계가 있다.

$$SVM = \sqrt{(A_x)^2 + (A_y)^2 + (A_z)^2} \tag{1}$$

b. 자이로스코프 (gyroscope)

자이로스코프는 각속도를 검출하는 장치이다. 고전적인 기계식 자이로스코프는 회전체를 고속 회전시켜 큰 각운동량을 얻는다. 하지만 낙상 감지에 사용되는 자이로스코프는 MEMS (micro electro mechanical system)방식의 vibrating 자이로스코프를 사용하며 전후, 좌우, 상하로 회전시킬 때 이 회전속도를 측정할 수 있다. [6]에서도 낙상 인식률을 높이는데 가속도계만을 사용하지 않고 가속도계와 자이로스코프를 동시에 사용하였고 가속도계만으로 판단하기 어려운 운동량이 큰 신체 활동 중에서도 낙상을 구별할 수 있었다.

c. 비디오카메라 (video camera)

인간이 다양한 ADL 중에서 낙상이 발생하였을 때 낙상으로 판단 할 수 있는 이유는 직접 눈으로 보고 판단하기 때문이다. 이처럼 비디오카메라도 대상의 현재 상태를 직접 관찰하는 것과 같아 낙상을 감지하는데 있어 좋은 장치이다. 비디오카메라를 이용해 대상을 직접 촬영하고 획득한 영상을 이미지 프로세싱을 통해 낙상과 ADL을 판단할 수 있다. [4]에서는 일반적인 가속도계와 자이로스코프 같은 센서를 사용하지 않고 집안에 설치된 비디오카메라를 이용하여 대상을 관찰하고 낙상을 감지하였다. 하지만 비디오카메라는 감지 영역이 한정적이고 영상의 특성상 사생활 보호가 되지 않는다는 단점 때문에 효율성이 떨어져 많은 연구에서 사용되지 않고 있다.

d. 적외선 센서 (infrared ray sensor)

적외선 센서는 적외선을 이용해 온도, 압력, 방사선의 세기 등의 물리량이나 화학량을 검지하여 신호처리가 가능한 전기량으로 변환하는 장치이다. 기계가 적외선을 발산하여 차단되는 것을 감지하는 것과 주변의 적외선을 검출하는 것이 있다. 보통 방범용이나 화재검지 등에 사용 된다. 또한 적외선을 이용하면 사람과 물체를 쉽게 구별할 수 있다. 그 이유는 사물과 사람의 온도차이 때문이다. 사람이 물체에 비해 온도가 높은 점을 이용하여 실내에서 적외선 센서로 대상을 추적해가며 낙상을 감지하는 용도로 사용하였다 [5]. 하지만 이 역시 제한적인 사용범위 때문에 최근의 낙상 감지 시스템에서는 많이 사용되지 않고 있는 실정이다.

2. 낙상 감지 방법

a. UFT & LFT

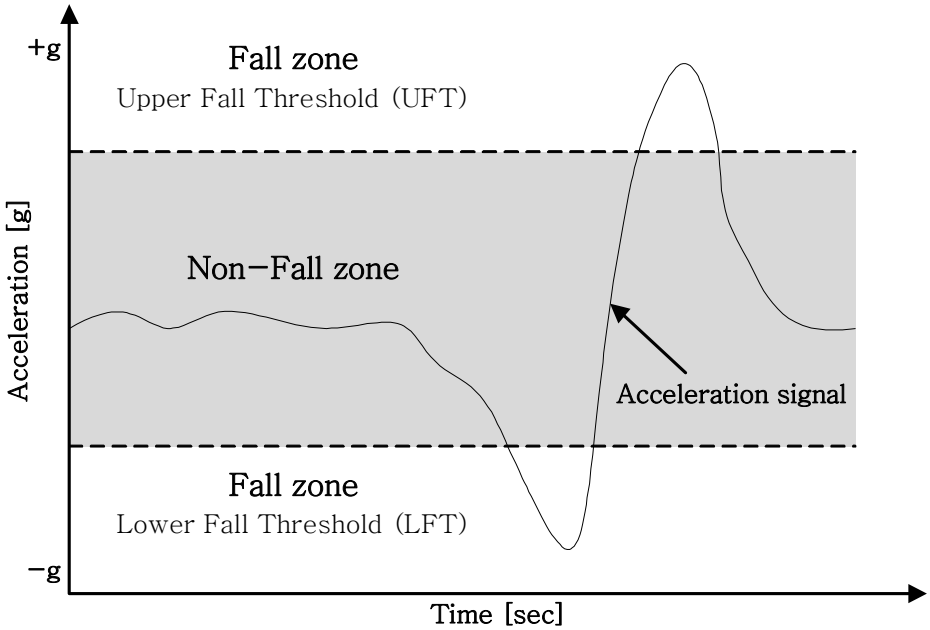


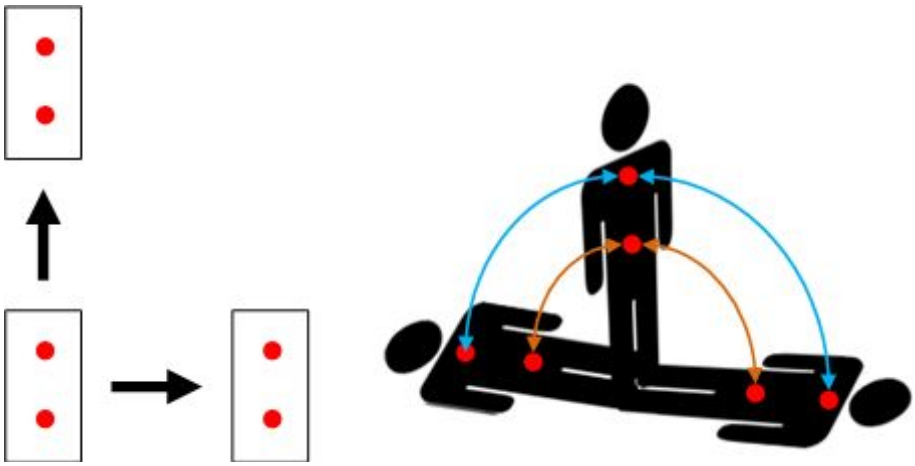
그림 2. UFT와 LFT에 대한 낙상 감지 알고리즘의 예시 [7]

UFT (Upper Fall Threshold)와 LFT (Lower Fall Threshold)을 이용한 알고리즘은 임계값을 이용해 낙상을 검출하는 가장 단순하고 간단한 방법이다 [7]. 가속도계에서는 활동 여부에 따라 각기 다른 가속도 신호 (peak value)가 획득된다. 예를 들어 낙상 시 측정되는 가속도 값은 ADL 중 측정되는 가속도 값 보다 크며 구별이 가능하다. 이러한 점을 이용하여 그림 2처럼 UFT와 LFT라는 임계값 구간을 만들어 임계값 이상이거나 이하일 때 낙상으로 분류하는 방법이다. 하지만 이러한 방법은 여러 가지 ADL 중 달리기, 뛰기와 같은 운동량이 큰 행동 역시 가속도 신호가 크기 때문에 낙상으로 오검출될 확률이 높다는 단점이 있다.

b. 병진운동과 회전운동

병진운동과 회전운동을 이용한 알고리즘은 무조건적인 가속도계에서 획득한 가속도 신호만의 임계값이 아닌 낙상 시 인체의 움직임 특성을 고려하여 보다 정확하게 낙상을 검출하기 위한 방법이다. 인체는 하나의 물체이며 물체의 움직임에는 회전운동과

병진운동을 수반하여 나타난다 [14].



(a) (b)

그림 3. 물체에 부착한 가속도계의 운동;
(a) 병진운동, (b) 병진회전운동 [14]

병진운동은 그림 3 (a)와 같이 모든 질점이 똑같이 변위하는 평행 이동하는 운동이다. 회전운동은 물체가 한 정점 주위를 원을 그리며 회전하는 운동을 말한다. 그림 3 (b)는 병진회전운동을 보여주고 있으며, 낙상이 발생하여 신체가 넘어지면 그림 3 (b)처럼 병진운동과 회전운동이 동시에 발생한다. 본 알고리즘은 두 개의 가속도계로 구성된 센서 노드를 가슴과 복부에 장착하고 두 가속도 신호 값의 차이를 이용하여 ADL과 낙상을 구별한다. 하지만 모든 낙상이 병진회전운동을 수반하는 것이 아니며 상체에 2개의 센서 노드를 착용해야 한다는 단점이 있다.

c. 가속도계와 자이로스코프를 함께 이용한 알고리즘

기존의 낙상 연구는 주로 신체의 한, 두 지점에 3축 가속도계만을 이용해 낙상을 검출하였다. 그러나 낙상이 아니고 충격량이나 운동량이 큰 신체활동의 경우에도 낙상으로 오검출되는 경향이 나타난다. 이러한 현상을 보완하기 위하여 가속도계와 자이로센서를 함께 사용하는 낙상감지 알고리즘을 개발되었다. 본 알고리즘에서는 3축 가속도와 3축 자이로스코프로 구성된 센서를 가슴과 허벅지에 각각 부착하고 임계값을 기준

으로 자세를 구별해 가며 최종 낙상을 감지하는 방법이다. 처음에는 대상의 현재 상태를 정지 (static) 상태와 움직이는 (dynamic) 상태로 구별하고 정지 상태 중에서 4가지 (서있는 자세 (standing), 상체를 구부린 자세 (bending), 앉은 자세 (sitting) 그리고 누운 자세 (lying)) 중에서 누운 자세를 구별한다. 마지막으로 누운 자세라면 낙상이 발생하기 전 데이터와 ADL을 비교하여 최종 낙상으로 판별하였다 [6].

3. 낙상 감지 후처리

a. 게이트웨이를 이용한 모니터링

게이트웨이를 이용한 모니터링은 신체에 부착하고 있는 낙상 감지 장치로부터 정보를 획득하여 실내에 설치되어 있는 게이트웨이에 전송하고 게이트웨이는 이를 인터넷을 통해 외부로 알려 신속한 응급조치를 할 수 있는 방법이다 [8]. 하지만 이 방법은 게이트웨이가 설치된 공간에서 낙상이 발생했을 때만 사용이 가능하며, 노인이 거주하는 주택이나 병원에서만 사용이 가능할 것으로 생각된다.

b. 스마트폰을 이용한 위치추적

기존의 단말기를 이용한 연구는 [16]처럼 위치추적을 위한 저가용 단말기를 이용하여 문자 서비스 (SMS)와 2D 형태의 지도에 표시하는 방식이었다. 하지만 요즘에는 무선 인터넷과 스마트폰의 보급이 증가하면서 언제 어디서나 좀 더 정확한 위치 추적이 가능해졌다. 스마트폰을 이용한 위치추적은 최근 스마트폰에는 GPS (Global Positioning System) 모듈을 기본으로 장착하고 있어 낙상 발생 시 이를 이용해 자동으로 사용자의 위치를 추적하여 외부로 알리는 방법이다 [9]. 하지만 스마트폰을 사용하는 장소가 건물 안 또는 지하일 경우 GPS를 사용할 수 없기 때문에 GPS 정보가 수신되지 않을 때는 스마트폰이 Wi-Fi 또는 3G망에 연결되어 있는지 확인하고 Wi-Fi에 연결되어 있다면 연결되어 있는 AP (Access Point)의 위치를 현재의 위치로 설정하고, GPS와 Wi-Fi 모두 사용할 수 없을 때는 3G에 연결된 기지국의 위치가 현재의 위치로 설정하여 최적의 제공자를 위치 값을 설정하여 적응적으로 사고자의 위치를 전송한다.

c. 충격 흡수 시스템

지금까지의 낙상 감지 후처리는 낙상이 감지되면 현재의 상태나 위치를 모니터링 시스템 또는 단말기를 통해 외부로 알려주는 방식이었다. 하지만 낙상으로 인해 큰 외상이 발생하고 응급조치를 하는 것 보다 사전에 방지하는 방법이 최선이다. 충격 흡수 시스템은 골절 예방 장치를 사용하여 낙상이 발생하면 신체에 피해를 입지 않게 사전에 방지해주는 에어백 시스템이다 [15].

표 1. 기존 낙상 감지 시스템의 비교

	구분	특징
장치	가속계	• 가장 많은 연구에서 사용하고 있는 장치 • 낙상 시 발생하는 중력가속도를 이용하여 낙상을 감지 • 보통 가슴, 허벅지, 복부, 손목에 부착하여 사용
	자이로스코프	• 몸의 각도 또는 각속도를 얻어 낙상을 감지 • 보통 가속도계의 낙상 감지율을 보완하기 위해 가속도계와 함께 사용
	비디오카메라 [4]	• 촬영한 영상을 이용한 낙상 감지 • 생활이 직접적으로 노출되기 때문에 사생활 보호가 힘듬 • 복잡한 영상 처리와 제한적인 사용 범위
	적외선 센서 [5]	• 인간과 물체의 온도 차이를 이용하여 인간을 추적하고 낙상을 감지 • 카메라에 비해 사생활 보호가 가능하나 사용 범위가 제한적임
알고리즘	가속도계와 자이로스코프를 사용한 알고리즘 [6]	• 가속도계와 자이로스코프로 구성된 센서를 가슴과 허벅지에 부착 • 각 자세마다 발생하는 특정한 값을 임계값으로 구분하여 낙상을 감지 • 두 가지 센서를 사용해 높은 감지율 • 가슴과 허벅지라는 다소 불편한 위치
	UFT & LFT를 사용한 알고리즘 [7]	• 가속도계로 구성된 센서를 가슴에 부착 • Upper와 Lower 임계값 구간을 나눠 낙상 시 발생하는 가속도를 이용해 낙상 감지 • 움직임이 큰 활동 시 감지 오류 발생
	병진운동과 회전운동을 이용한 알고리즘 [14]	• 가슴과 복부에 가속도계로 구성된 센서를 부착 • 낙상 시 신체에 병진운동과 회전운동이 발생하는 점을 이용 • 낙상 시 가슴과 복부의 가속도 값의 차이로 낙상 감지
후처리	게이트웨이를 이용한 모니터링 [8]	• 실내에 게이트웨이를 설치 • 낙상 감지장치로부터 받은 활동 정보를 게이트웨이가 인터넷을 통해 외부로 전송 • 외부에서 응급센터나 기타 기관에 연락하여 신속한 응급처리 가능 • 실내(특정 공간)에서만 낙상을 감지할 수 있다는 단점
	스마트폰을 이용한 위치추적 [10]	• 스마트폰을 이용하여 낙상 시 현재의 위치를 빠르게 제공 • GPS, Wi-Fi, 3G순으로 사고자의 위치를 관제센터로 전송 • 전송 받은 위치데이터를 3D 맵으로 보다 정확한 위치를 표시 • 언제 어디서 발생할지 모르는 낙상에 대한 좋은 후처리
	충격 흡수 시스템 [15]	• 낙상 발생 시 사고 예방을 위한 장치 • 낙상 시 엉덩이 쪽에 부착된 에어백 시스템이 동작하여 사고를 예방 • 약 60% 정도의 충격량 감소 • 장치가 크기가 크고 일상생활 하는데 불편하여 상용화하기에는 무리가 있음

III. 제안하는 낙상 감지 시스템

A. 제안하는 낙상 감지 시스템의 배경

다양한 ADL과 낙상을 모두 감지하고 구별하는 데에는 많은 어려움이 있다. 그렇기 때문에 본 논문에서 제안하는 낙상 감지 시스템은 다음과 같은 배경을 바탕으로 디자인 하였다.

첫 번째로 ADL의 관점에서 인간의 상태를 세 단계 (낙상 단계 (fall), 움직이는 단계 (activity) 그리고 수면 단계 (sleep))로 분류하였으며, 이는 그림 4에 나타나있는 것처럼 나눌 수 있다. 낙상 단계는 유일하게 걷기 또는 달리기와 같은 움직임이 있는 단계에서만 발생하며 수면 단계에서는 나타날 수 없는 행동이다. 그렇기 때문에 본 논문에서 제안하는 낙상 감지 시스템은 활동 단계에서 동작하도록 디자인 하였으며, 활동 단계와 수면 단계는 감지 장치로 사용한 가속도계와 자이로스코프를 이용하여 쉽게 구별할 수 있다.

그림 4. 제안하는 알고리즘의 기본 조건 (인간의 3가지 상태)

두 번째로 에너지 소모를 고려하여 너무 높지 않은 샘플링 주파수로 50Hz를 결정하였다. 기존의 논문에서 사용한 너무 높은 샘플링 주파수를 사용하게 되면 그만큼 전력 소모가 많아져 잦은 배터리 교환 및 충전과 같은 문제점이 발생할 수 있기 때문이다.

마지막으로 낙상은 걷거나 달리는 행동을 하는 경우에 나타난다. 낙상이 발생할 때 신체는 바닥과 충돌하게 되고 몸의 기울기가 달라지는 점을 이용해 단지 ADL과 낙상을 구별하였으며, ADL 또는 낙상의 종류나 원인 등은 고려하지 않았다.

B. 낙상 감지 센서 노드

1. 낙상 감지 센서 노드의 구성

본 논문에서 사용한 감지 장치는 가속도계와 자이로스코프로 구성된 목걸이 형태의 센서 노드이다. 여러 가지 감지 장치 중에서 가속도계와 자이로스코프를 선택한 이유는 낙상은 언제 어디서 일어날지 모르는 특징을 가지고 있기 때문에 가속도계와 자이로스코프와 같은 이동성에 적합한 장치를 선택하였다. 제작에 사용한 센서는 크게 3축 가속도계, 3축 자이로스코로, MCU (Micro Controller Unit), RF (Radio Frequency) chip과 안테나로 구성되어 있으며, TelosB 센서 노드 [17]를 기반으로 제작하였다. 그림 5는 센서 노드의 전체 블록다이어그램을 보여주고 있으며, 그림 6은 모든 부품이 장착된 센서 노드의 실제모습이며 (a)는 센서의 앞면, (b)는 센서의 뒷면을 보여주고 있다.

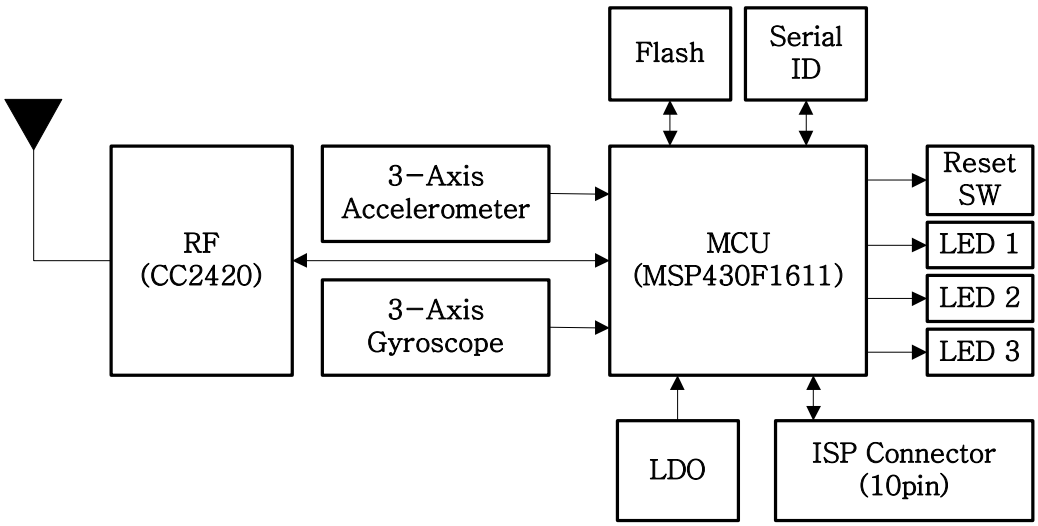
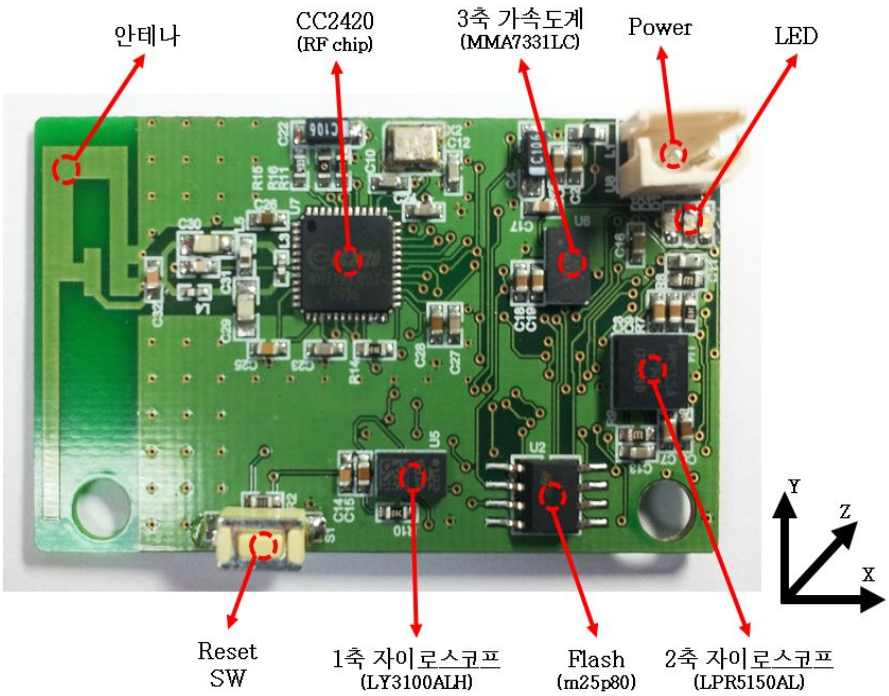
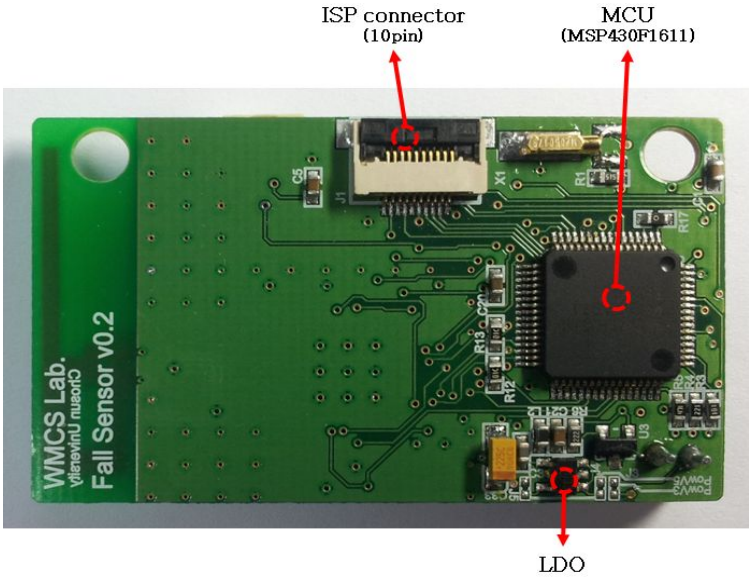


그림 5. 제안하는 센서 노드의 전체 블록 다이어그램



(a)



(b)

그림 6. 제안하는 3축 가속도계와 3축 자이로스코프로 구성된 센서 노드; (a) 앞면, (b) 뒷면

a. 3축 가속도계

3축 가속도계는 세 방향 (X축, Y축, Z축)의 가속도 (acceleration)를 측정할 수 있는 장치이며, Freescale Semiconductor에서 만든 MMA7331LC를 사용하였다 [18]. 그림 7은 실제 가속도계의 모습이다.

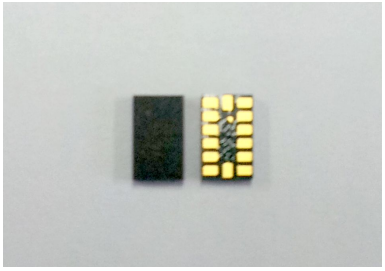
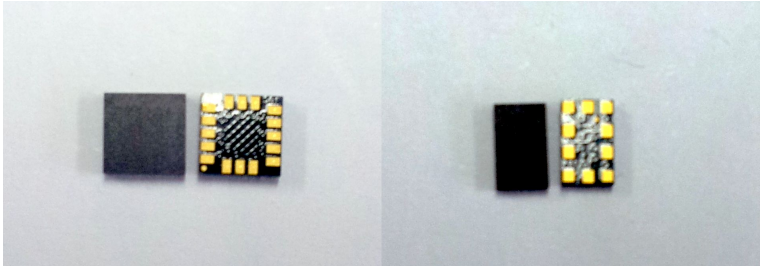


그림 7. 센서 노드에 사용한 가속도계
(MMA7331LC)

가속도계의 크기는 3mm × 5mm × 1mm로 매우 작으며, 400μA의 낮은 전력 소모와 자체적으로 LPF (Low Pass Filter)를 내장하고 있어 출력 신호의 조절이 가능하다. 모든 축의 출력은 아날로그 값이며, 최대 ± 9g 까지 가속도를 측정할 수 있다.

b. 3축 자이로스코프

3축 자이로스코프 역시 세 방향의 각속도 (angular velocity)를 측정할 수 있는 장치이며, 본 논문에서는 2축 자이로스코프와 1축 자이로스코프로 구성하였다. 그림 8 (a)는 2축 자이로스코프이며, (b)는 1축 자이로스코프를 나타낸다.



(a) (b)

그림 8. 센서 노드에 사용한 자이로스코프;
(a) 2축 자이로스코프 (LPR5150AL), (b) 1축 자이로스코프 (LY3100ALH)

X, Y축을 나타내는 2축 자이로스코프는 LPR5150AL을 사용하였고 각속도를 ± 6000°/s 까지 측정할 수 있다 [19]. 1축 자이로스코프는 Z축을 나타내며 LY3100ALH를 사용하였으며, 각속도를 ± 1000°/s까지 측정할 수 있다 [20]. 모든 자이로스코프는 STMicroelectronics에서 만든 제품이며, 낮은 전력 소모와 LPF를 내장하고 있는 특징이 있다. 또한 모든 출력 값은 아날로그 값이다.

c. Micro Controller Unit

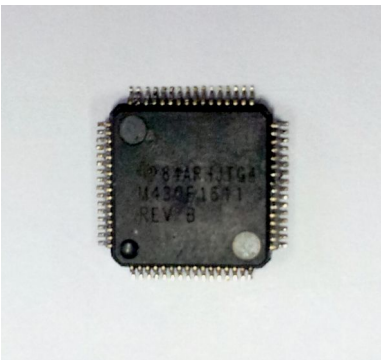


그림 9. 센서 노드에 사용한 MCU (MSP430F1611)

MCU는 센서 노드에 포함된 대부분의 장치들을 제어하는 기능을 하며, 본 논문에서는 Texas Instruments에서 제작한 MSP430F1611을 사용하였다 [21].

표 2. MSP430F1611의 특징

Ultra-Low-Power MCU
16-Bit RISC Architecture
1.8 ~ 3.6v 낮은 전압 범위
125-ns Cycle time
12.20 × 12.20mm
48kB Flash
1024B Ram
12-Bit ADC
Dual 12-Bit DAC
16-Bit Timer
2 USART, I2C

그 이유는 ATmega128에 비해 크기가 작고 2.2v의 active모드에서 1MHz마다 330μA의 전류를 소모하며 standby모드에서는 1.1μA, Off모드에서는 0.2μA를 소모하는 초저전력 MCU이기 때문이다. 또한 12-Bit A/D Converter 8개를 내장하고 있어서 가속도계와 자이로스코프의 아날로그 출력 값을 더 정확하게 측정할 수 있으며, 48,256Byte의 플래시 메모리와 10kByte의 램을 가지고 있다. 그림 9는 실제 사용한 MSP430F1611의 실제 모습이며, MSP430F1611의 특징을 표 2에 정리하여 나타내었다.

d. Radio Frequency chip

Texas Instruments에서 개발한 CC2420을 사용하였다 [22]. CC2420은 IEEE 802.15.4 방식의 무선 통신을 지원하는 무선 송수신 칩이며, 2.4GHz ISM (Industrial Scientific Medical) 대역을 사용하며 센서 네트워크, zigbee 등의 용도로 많이 사용된다. 그림 10은 CC2420의 실제 모습이다.

그림 10. 센서 노드에 사용한 RF chip (CC2420)

표 3. CC420의 특징

ISM band 16개 채널
최대 250kbps 전송속도
낮은 전력 소모 (Rx: 18.8mA, Tx: 17.4mA)
7 × 7mm
Direct Sequence Spread Spectrum 방식
2.1 ~ 3.6v 낮은 전압 범위
4-wire SPI interface

CC2420은 MCU와 4-wire SPI 통신을 하며, SI, SO, SCLK, 그리고 CSn로 구성되어 있다. CSn은 SPI Chip selet로 SPI enable과 disable을 담당하며 SI는 SPI Bus의 input으로 사용된다. SO는 SPI Bus의 output이며, SCLK는 serial clock으로 사용한다. 표 3에 특징을 정리하여 나타내었다.

e. Serial ID

통신을 하는 장치들은 노드를 구별하기 위해서 MAC (Media Access Control) 주소를 부여해서 구분한다. 하지만 CC2420 자체에는 MAC 주소라는 것이 없다. 그래서 MAC 주소를 사용할 수 있도록 DS2411 칩을 사용하였으며 [23], 제조단계에서 고유한 64비트 시리얼 넘버를 입력해 놓았기 때문에 DS2411 칩에서 64비트를 가져와 MAC 주소로 사용하였다.

f. Antenna

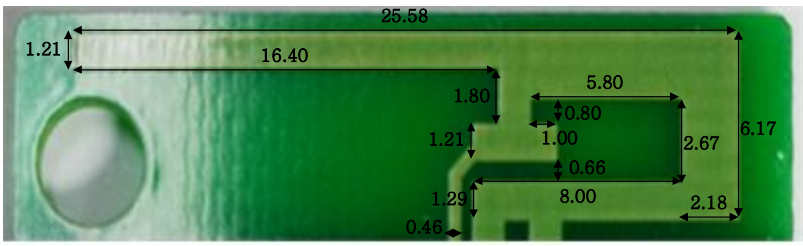


그림 11. 2.4GHz inverted F Antenna

무선 통신에서 송수신을 위해 전자파를 공간으로 보내거나 받기 위한 장치이다. 안테나의 모양은 사용하는 주파수에 따라 모양이 달라진다. 본 논문에서는 여러 가지 안테나 중에서 2.4GHz에서 사용가능한 inverted F 안테나를 사용하였으며, 최대 이득은 + 3.3dB이다 [24]. 그림 11은 실제 inverted F 안테나의 모습을 보여주고 있다.

g. Flash

Serial flash memory로서 M25P80을 사용하였으며, 8Mbit의 데이터를 저장하며 25MHz SPI bus interface를 가지고 있다 [25].

h. LDO (Low-Dropout Regulator)

LDO를 사용하여 다양한 전압을 사용할 수 있게 하였다. 초소형의 MIC5219-3.3BM5를 사용하였으며 [26], 본 센서 노드에서 사용할 수 있는 전압은 입력전압은 + 4.3V부터 최대 + 12V까지이며, 출력전압은 3.3V이다.

i. LED

LED는 녹색, 빨간색, 파란색으로 총 3개를 사용하였으며, 각각 데이터 송신, 수신과 처리의 유·무를 나타낸다.

2. 낙상 감지 센서 노드의 설계

제안하는 낙상 감지 센서 노드는 Ⅲ.B.1의 구성으로 설계하여 제작하였으며, 센서의 크기는 30 × 50mm로 소형화하여 착용하였을 때 이질감이 적게 들도록 하였다. 또한 센서 노드 회로도와 사용한 부품 리스트 본 논문의 부록 별첨 1, 별첨 2, 별첨 3과 별첨 4에 정리하였다.

C. 낙상 감지 센서 노드의 착용 위치

센서를 몸에 부착하는 형태 중에서 가장 많이 사용하는 위치는 가슴과 허벅지이다 [6-7]. 이유는 움직임이 제한적이고 각 자세마다 가슴과 허벅지 사이의 각도가 다르기 때문에 2개의 센서를 이용해 가슴과 허벅지에 부착된 센서로 부터 얻는 데이터로 낙상을 구별하는데 용이하다 [7]. 하지만 가슴과 허벅지에 직접적으로 센서를 부착하는 방법에는 어려움이 있다. 노인이나 환자들이 센서를 부착하고 생활한다면 일상생활을 하는데 불편할 것이며, 위치뿐만 아니라 센서의 개수, 센서의 크기, 무게 등도 문제점으로 나타날 것이다. 또한 노드들이 옷 안쪽에 위치하고 있기 때문에 모바일 장치의 특성상 충전 또는 배터리 교체를 하는데도 적합하지 않을 것이다. 또한 손목시계 형태의 센서를 이용하는 방법도 있다 [8]. 물론 가슴과 허벅지의 단점은 보완되지만 손목은 움직임이 다양하기 때문에 낙상 감지 시스템의 낮은 성능 결과를 나타낸다.

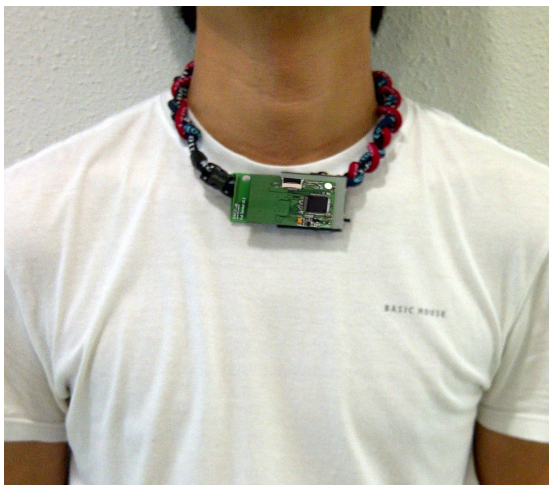


그림 12. 제안하는 목걸이 형태의 낙상 감지 센서 노드의 위치

본 논문에서는 이러한 불편함과 낮은 감지율의 문제를 해결하기 위해서 새로운 센서를 목걸이 형태로 만들어 착용하였다. 하지만 일반적인 목걸이 형태는 센서가 고정되지 않아 낙상 검출에 어려움이 있을 수 있다. 이에 대한 해결책은 목걸이 줄의 재질을 실리콘 또는 고무로 선택하여 피부와의 마찰력을 높였으며, 움직임에 불편함을 주는

정도가 아닌 일반목걸이 보다 약간 타이트한 형태로 만들어 목걸이의 움직임을 최소화 하였다. 그림 12는 센서를 직접 착용한 상태를 보여주고 있다. 센서 노드는 움직임을 제한하는 것과 동시에 쉽게 배터리 교체가 가능하다. 또한 센서를 옷 안쪽에 넣어서 착용하면 옷으로 인해 센서의 움직임 범위가 더욱 작아져 더 정확한 낙상 감지를 할 수 있다. 하지만 본 논문에서의 실험은 모두 그림 12처럼 센서를 옷 바깥쪽에 착용하고 진행하였으며, 센서가 옷 바깥쪽으로 나와 있는 경우도 고려하였다.

D. 낙상 감지 알고리즘

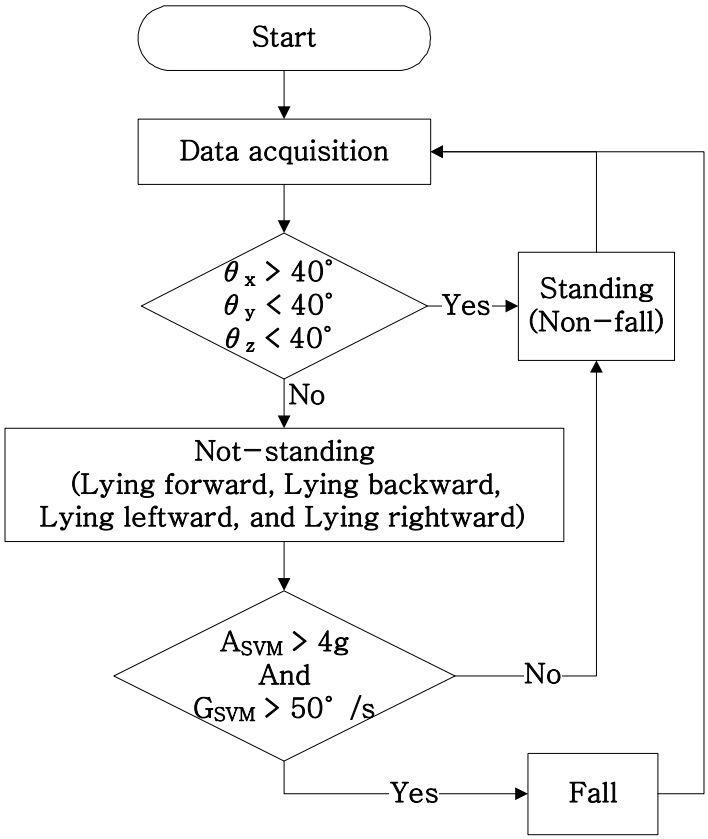


그림 13. 제안하는 알고리즘의 순서도

그림 13은 제안하는 알고리즘의 전체적인 순서를 보여주고 있다. 첫 번째 단계에서 중력에 의해 가속도계의 각축에 영향을 받는 가속도를 이용하여 상체와 지면의 각도를

관찰한다. 누워있는 자세 (lying) 모니터링 구간 (T_{mon}) 동안 관찰한 각도가 4방향의 lying (forward, backward, leftward, and rightward)의 조건에 만족한다면 현재의 행동을 낙상으로 의심한다. 높은 T_{mon}은 낙상을 발생했을 때 감지반응속도가 느릴 수 있기 때문에 본 논문에서 T_{mon}은 2초로 설정하였다. 그 다음으로 낙상을 측정하는 구간 (T_{fall}) 동안 최근에 관찰된 가속도 및 각속도를 이용하여 낙상이 발생했을 때의 충격량을 조사한다. 여기서 사용한 T_{fall}은 2초를 설정하였다. 그 이유는 대부분의 낙상은 약 1초 안에 발생 한다 [15]. 이를 바탕으로 낙상 감지에 필요한 데이터를 2초안에 충분히 얻을 수 있다. 만약 충격량이 미리 정해놓은 임계값 (4g, 50°/s) 이상으로 나타났다면 이는 낙상으로 판단한다. 본 논문에서 사용한 임계값은 제한하는 센서 노드를 사용하여 시행한 많은 실험을 통해 설정하였다.

1. 상체와 지면과의 각도

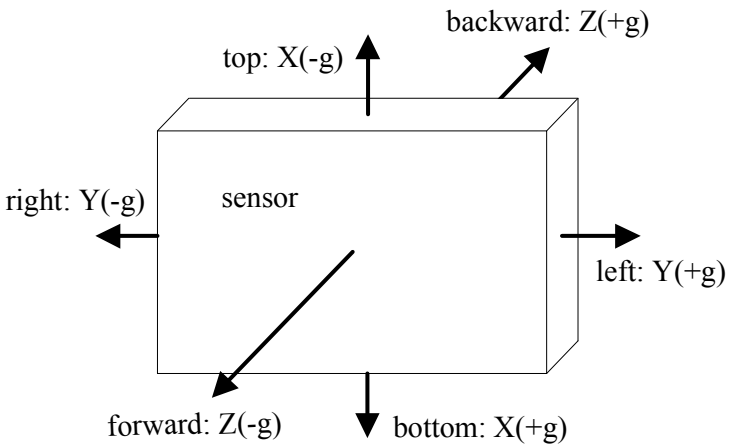


그림 14. 사람이 직접 센서 노드를 착용하고 서 있을 때
3축 가속도계의 중력 방향

제안하는 알고리즘의 첫 번째는 상체와 지면 사이의 각도를 이용해 대상자가 누워있는지를 구별한다. 대상의 lying 여부는 가속도계로 구별할 수 있다 [27]. 그림 14는 사용자가 직접 센서 노드를 착용 했을 때 3축 가속도계의 각 축을 나타내며, 힘의 방향을 ± g로 표시하였다. 예를 들어 사용자가 센서 노드를 착용하고 있을 때를 기준으로 forward는 사용자의 앞쪽이며, backward는 사용자의 뒤쪽으로 작용하는 힘을 나타낸

다. 이때 항상 아래쪽 (bottom: X축)으로는 중력 (1g)이 작용하며, 다른 방향에는 중력이 발생하지 않는다. 이러한 가속도와 각속도의 관계를 식 (2)에 나타내었으며, 이를 이용하여 상체와 지면의 각도를 계산할 수 있다.

$$\begin{aligned} \theta_x &= \sin(|A_x|) \\ \theta_y &= \sin(|A_y|) \\ \theta_z &= \sin(|A_z|) \end{aligned} \quad A = \begin{cases} 1, & A<-1,\ A>1 \\ A, & -1 \le A \le 1 \end{cases} \tag{2}$$

이제 이러한 데이터를 가지고 서 있는 자세 (standing)와 4 방향의 lying (forward, backward, leftward, and rightward)을 확인할 수 있다. 그림 15에서 볼 수 있듯이 중력이 발생하는 방향에서는 ± 1g에 가깝게 나타난다. 각 축과 지면과의 각도는 각 축의 가속도 (Ax, Ay, Az)와 식 (2)을 이용하여 0°부터 90°사이의 각도의 제한된 범위 안에서 계산한다. 그림 16는 측정된 가속도를 이용해 계산한 상체와 지면의 각도 (Θx, Θy, Θz)를 보여주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 lying을 구별할 수 있으며, 각 자세를 구별하기 위한 조건을 정리하여 표 4에 나타내었다. 각 축의 지면과의 각도는 임계값 (40°)을 이용하여 비교하여 구별하며, 만약 lying 상태가 T_{mon} 보다 길게 지속된다면 낙상으로 의심하고 다음 단계로 진행한다.

표 4. Lying 구별 조건 리스트

자세	Θx > 40°	Θy > 40°	Θz > 40°
Standing	true	false	false
Lying forward	false	false	true
Lying backward	false	false	true
Lying leftward	false	true	false
Lying rightward	false	true	false

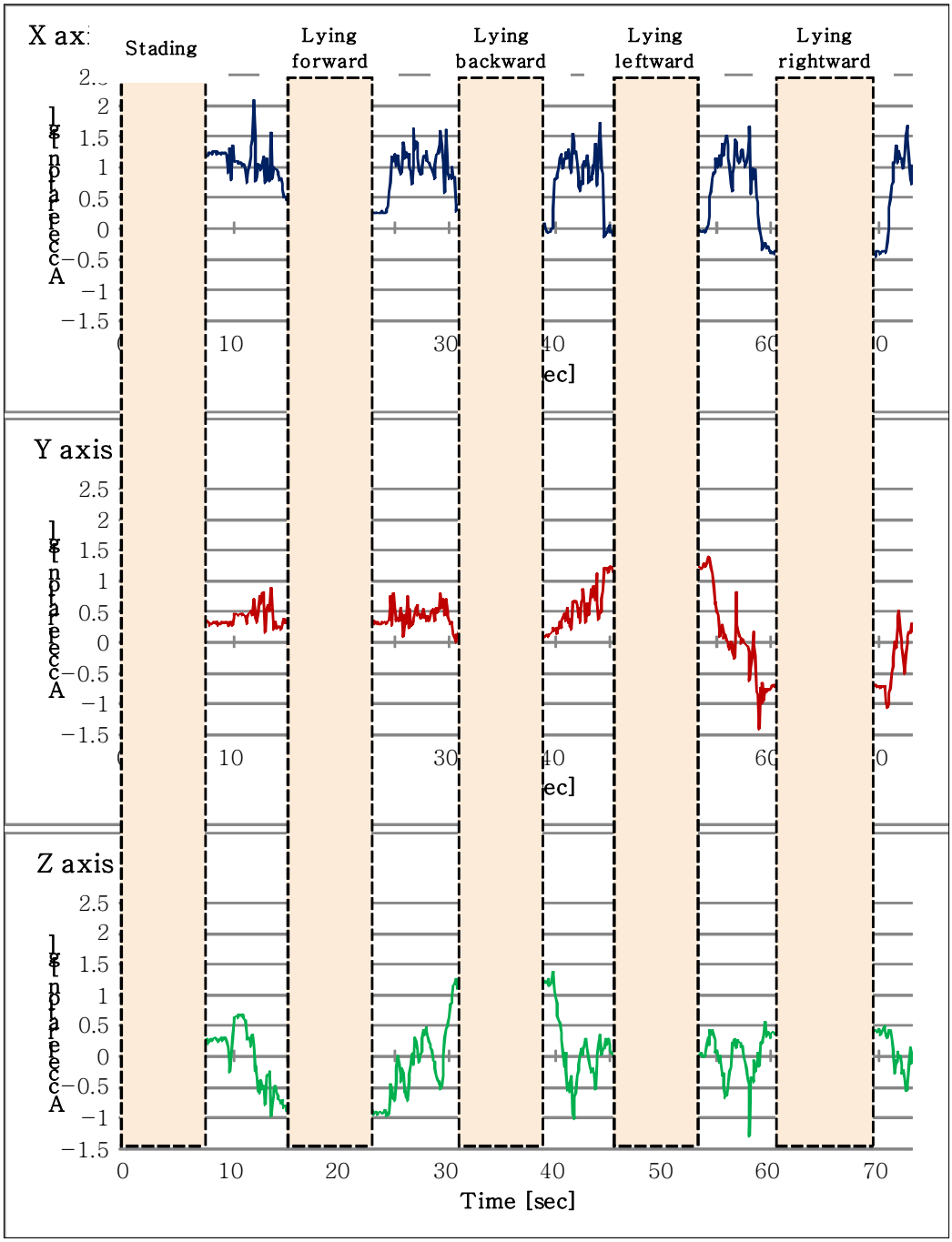


그림 15. 서있는 자세 (standing)와 4방향의 누워있는 자세(lying forward, lying backward, lying leftward, and lying rightward)에서 측정한 각 축의 가속도

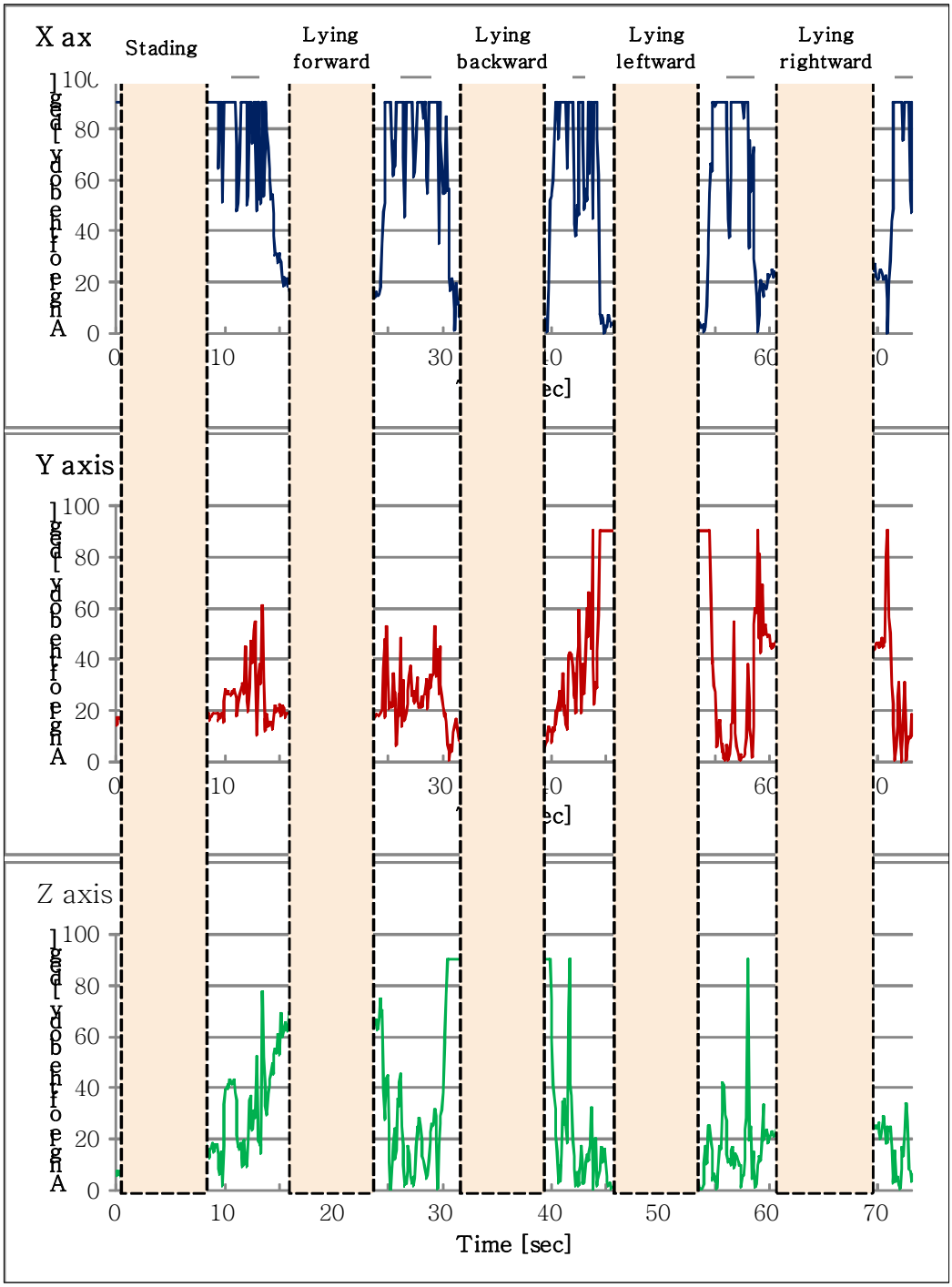


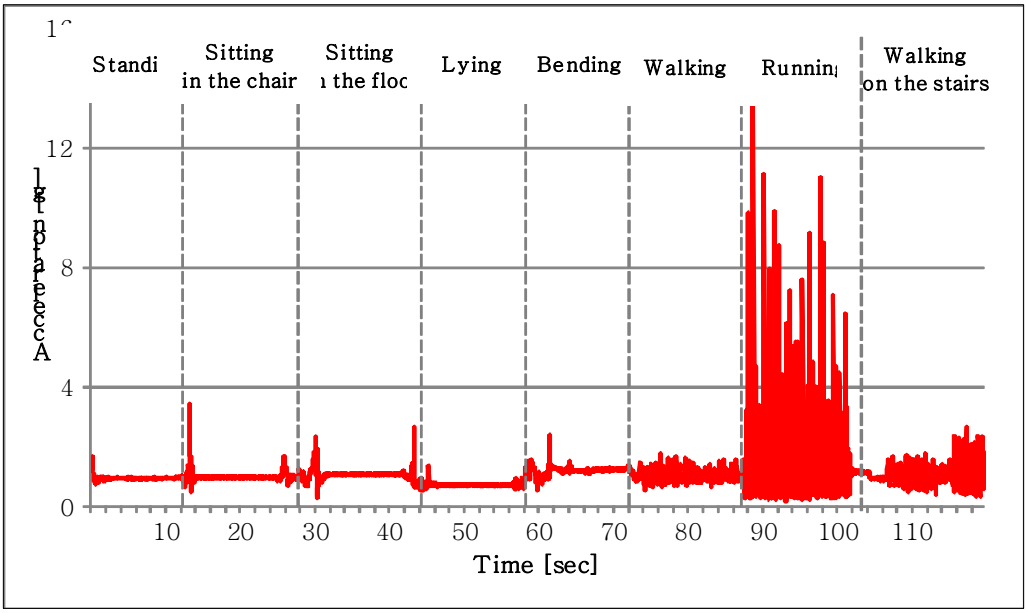
그림 16. 측정된 가속도를 이용해 계산한
상체와 지면의 각도 (Θx, Θy, Θz)

2. 가속도와 각속도

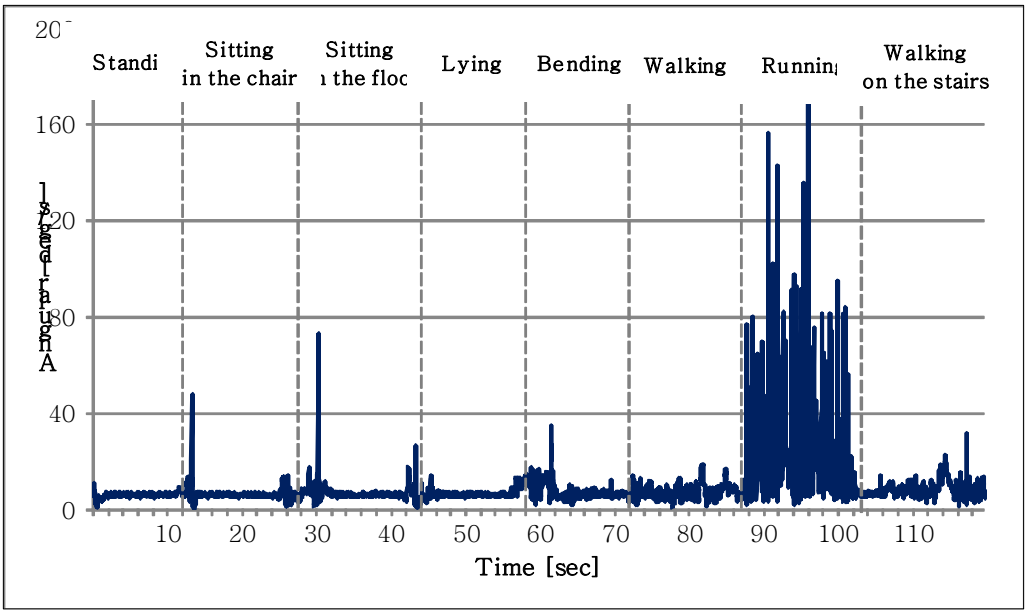
낙상은 자신의 의도와 상관없이 발생한다. 낙상이 발생하며 순간적으로 몸은 균형을 잃고 기울어지며 지면과 충돌한다. 이때 발생하는 힘 (가속도, 각속도)은 ADL 동안에 발생하는 힘과는 다르다. 그림 17 (a)는 8가지 일반적인 ADL (standing, running, walking, lying, bending, sitting on the floor, sitting in the chair, and walking on the stairs)의 가속도 SVM이며, (b)는 동일한 ADL의 각속도 SVM을 보여주고 있다. SVM은 식 (3)을 이용하여 계산할 수 있다.

$$A_{SVM} = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}$$
$$G_{SVM} = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2} \quad (3)$$

SVM은 대부분의 낙상 감지 알고리즘에서 가장 일반적으로 사용된다. 만약 본 알고리즘에서 오직 가속도 SVM과 각속도 SVM만을 이용했다면 낙상을 감지하는데 어려울 것이다. 그 이유는 예를 들어 센서 노드를 착용하고 사람이 달리기나 점프 같은 움직임이 큰 행동을 할 경우 다른 ADL에 비해서 높은 가속도와 각속도가 측정될 것이다. 이는 ADL을 낙상으로 잘못 감지할 수 있는 요인이 될 수 있다. 만약 임계값 이상의 SVM을 먼저 검색해서 lying을 찾는다면 불필요한 경우까지 모두 계산하게 된다. 그래서 본 논문에서 제안하는 알고리즘은 그림 13에서 나타난 것처럼 lying을 먼저 모니터랑 한 다음에 임계값 이상의 SVM을 검색한다. 그림 18 (a)와 (b)는 4방향의 낙상 (forward, backward, leftward, and rightward)과 계단 (on the stairs)에서의 낙상에 대한 가속도 SVM과 각속도 SVM을 각각 보여주고 있다. 본 논문에서 낙상을 결정하는 임계값을 그림 18의 SVM을 기반으로 4g 이상의 가속도 SVM과 50°/s 이상의 각속도 SVM으로 결정하였다.

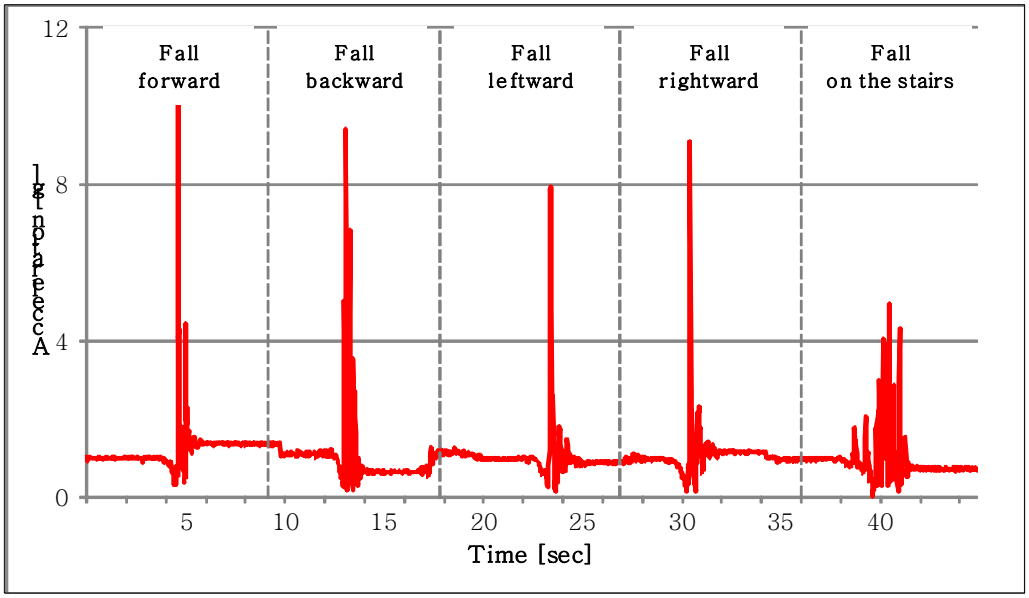


(a)

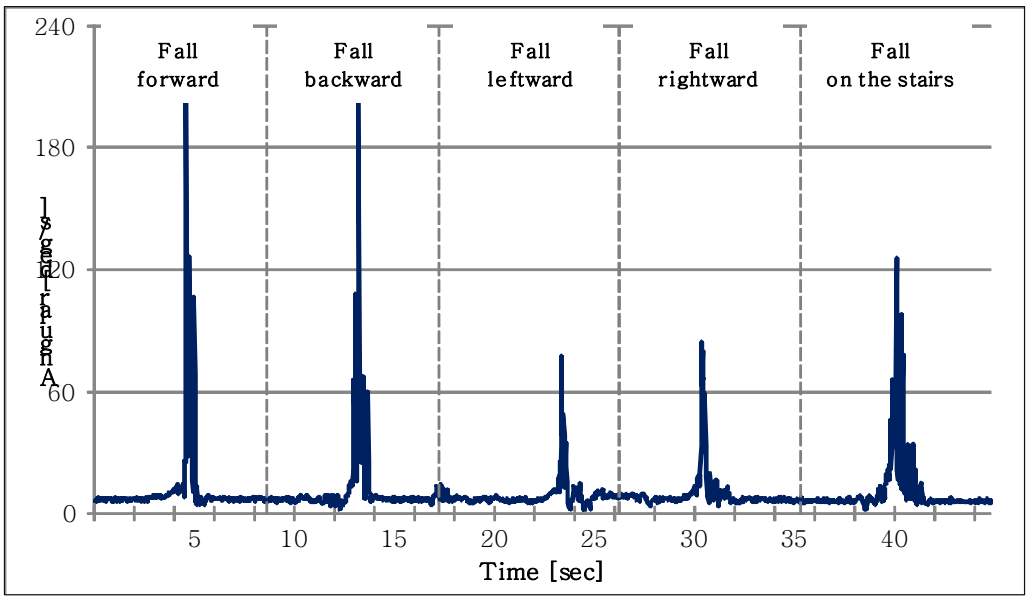


(b)

그림 17. 일반적인 8가지 ADL (standing, running, walking, lying, bending, sitting on the floor, sitting in the chair, and walking on the stairs)의 SVM; (a) 가속도 SVM, (b) 각속도 SVM



(a)



(b)

그림 18. 4방향의 낙상 (forward, backward, leftward, and rightward)과 계단에서의 낙상 (on the stairs)의 SVM;
(a) 가속도 SVM, (b) 각속도 SVM

IV. 실험 및 고찰

A. 실험 환경 설정

1. 낙상 실험 시나리오

모든 ADL을 가지고 낙상 실험을 하는 데에는 많은 어려움이 있다. 이는 인간의 행동 종류가 다양하고 같은 행동이라도 사람마다 조금씩 차이가 있기 때문이다. 그래서 본 논문에서는 기존의 논문들 [6-7][14]에서 일반적으로 사용한 5 가지의 낙상 (앞으로 넘어지기 (fall forward), 뒤로 넘어지기 (fall backward), 왼쪽으로 넘어지기 (fall leftward), 오른쪽으로 넘어지기 (fall rightward), 계단에서 넘어지기 (fall on the stairs))과 9 가지의 ADL (서기 (standing), 의자에 앉기 (sitting in the chair), 바닥에 앉기 (sitting on the floor), 눕기 (lying), 걷기 (walking), 달리기 (running), 계단 올라가기 (go upstairs), 계단 내려가기 (go downstairs), 구부리기 (bending))을 선택하여 실험을 하였으며, 빠르게 앉기와 빠르게 눕기 등과 같은 노인이나 환자에게서 일어나기 힘든 행동들은 제외하였다.

낙상 실험을 노인 및 환자를 대상으로 실험하기에는 많은 어려움이 있기 때문에 평균 24세의 건강한 성인 남성 5명을 피험자로 선정하였으며, 평균 키 175Cm, 평균 몸무게 71Kg이다. 본 실험을 수행하기 전에 피험자들에게 실험 시나리오를 충분히 숙지시킨 후 그림 12와 같이 3축 가속도계와 3축 자이로스코프로 구성된 목걸이 형태의 센서 노드를 착용하고 실험하였다. 목걸이 줄의 길이는 피험자들의 목 두께에 따라 너무 꽉 조이지 않게 조절하였다.

데이터 측정은 실험 시나리오에 따라 ADL과 낙상으로 나누어 측정하였으며, 피험자마다의 상태를 각각 50번씩 측정하였다. 낙상의 경우 일반 바닥에 그냥 넘어지기에는 부상의 위험이 있기 때문에 바닥과 계단에 매트를 설치하고 낙상을 실험하였으며, standing 상태에서 시작하여 각 방향으로 낙상을 실험하였다. 피험자들은 낙상 후 부상이 발생했다고 가정하고 바로 일어나지 않고 약 3초 동안 넘어진 자세를 유지한 뒤 다시 일어났다. ADL의 경우 낙상과 다르게 행동 하나하나가 아닌 일상생활처럼 연속적으로 행동하였으며, 각각 5~10초간 유지하였다. 실험 시나리오에 관한 내용은 표 5에 정리하여 나타내었다.

표 5. ADL과 낙상 실험 시나리오

측정횟수	각 자세별 50회	
피험자	5명 (남성, 평균 나이 24세, 평균 키 175Cm, 평균 몸무게 71Kg)	
샘플링 주파수	50Hz	
배터리용량	3.7V Li-ion, 1000mAh	
실험행동 분류	ADL	서기 (standing) 의자에 앉기 (sitting in the chair) 바닥에 앉기 (sitting on the floor) 눕기 (lying) 걷기 (walking) 달리기 (running) 계단 올라가기 (go upstairs) 계단 내려가기 (go downstairs) 구부리기 (bending)
	낙상	앞으로 넘어지기 (fall forward) 뒤로 넘어지기 (fall backward) 왼쪽으로 넘어지기 (fall leftward) 오른쪽으로 넘어지기 (fall rightward) 계단에서 넘어지기 (fall on the stairs)
ADL 행동 순서	서기 → 의자에 앉기 → 서기 → 바닥에 앉기 → 눕기 → 서기 → 걷기 → 달리기 → 계단 올라가기 → 계단 내려가기 → 서기 → 구부리기 → 서기	
낙상 행동 순서	서기 → 앞으로 넘어지기 → 서기 서기 → 뒤로 넘어지기 → 서기 서기 → 왼쪽으로 넘어지기 → 서기 서기 → 오른쪽으로 넘어지기 → 서기 서기 → 계단에서 넘어지기 → 서기	
범례	걷기 : 80 ~ 90 steps (1 minute)	

	달리기 : 150 ~ 180 steps (1 minute)

2. 데이터 측정 및 모니터링

본 논문에서 제안하는 낙상 감지 시스템은 낙상 감지 장치와 알고리즘만을 제안한다. 그렇기 때문에 감지 후 처리에 대한 내용은 고려하지 않았으며, 측정한 데이터는 별도의 모니터링 프로그램을 이용하여 낙상 유·무를 PC에서 확인할 수 있게 하였다. 프로그램 제작에는 C#을 사용하였으며, 그림 19와 같다. 낙상 감지 모니터링 프로그램은 착용하고 있는 센서 노드로부터 실시간으로 데이터를 받아 제안하는 알고리즘에 따라 데이터를 분석하여 낙상 유·무를 낙상 감지 확인 창에 나타낸다. 또한 그래프를 사용하여 한 눈에 쉽게 알아볼 수 있게 하였다.

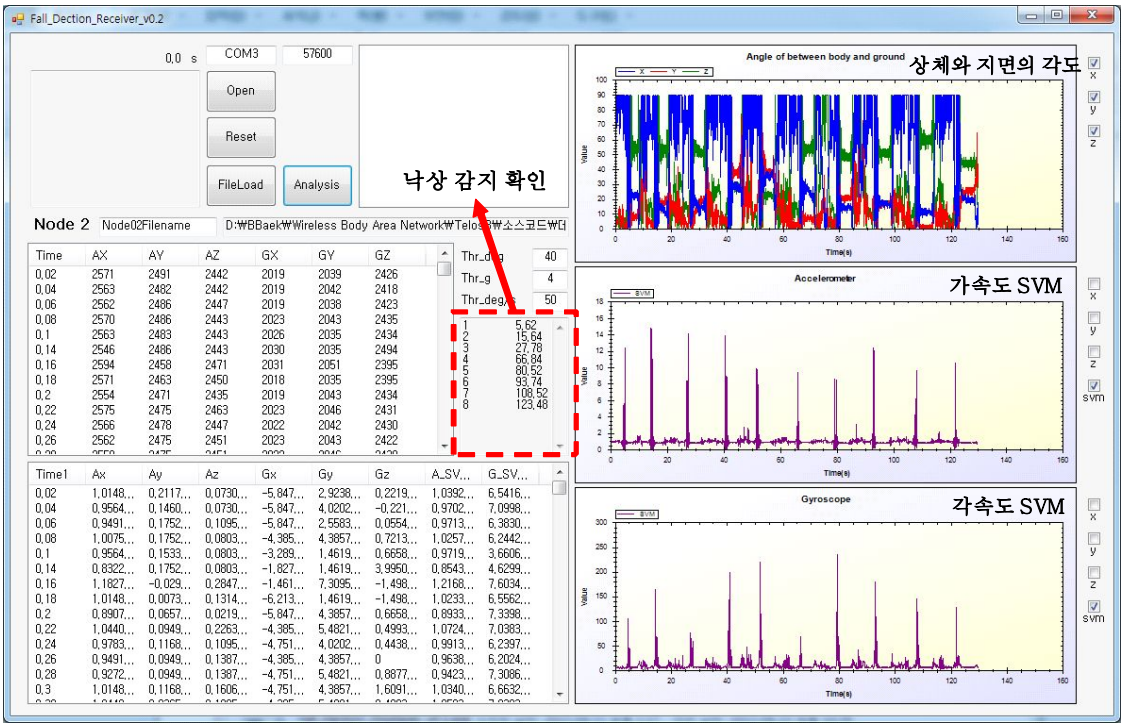


그림 19. 낙상 감지 시스템 모니터링 프로그램

B. 실험 결과 및 성능 평가

1. 시스템 성능 평가

본 논문에서는 실험 결과의 정확도로 민감도 (sensitivity)와 특이도 (specificity)를 사용하였다. 민감도와 특이도는 의학 분야에서 진단 검사의 정확도를 결정하는 2가지 조건부확률이다. 민감도는 대상자가 실제로 낙상이 발생 했을 때 낙상 감지 시스템의 감지 결과가 낙상으로 나올 확률이며, 특이도는 대상자가 실제로 낙상이 아닐 때 낙상 감지 시스템의 결과가 ADL로 나올 확률을 말한다. 즉 민감도와 특이도가 높을수록 실험의 정확도가 높다는 것을 의미한다. 민감도, 특이도 그리고 정확도는 식 (4)를 이용하였고, 그 결과를 표 6와 표 7에 정리하여 나타내었다.

$$
\begin{aligned}
\text{민감도}(\%) &= \frac{\text{낙상 인식 성공 횟수}}{\text{실제 낙상 판독 횟수}} \times 100 \\
\text{특이도}(\%) &= \frac{ALD\ \text{인식 성공 횟수}}{\text{실제}\ ADL\ \text{판독 횟수}} \times 100 \\
\text{정확도}(\%) &= \frac{\text{전체 인식 성공 횟수}}{\text{전체 행동 판독 횟수}} \times 100
\end{aligned}
\tag{4}
$$

표 6. 낙상 감지 실험 전체 결과

구분		실제 행동 여부	
		Fall	ADL
낙상 실험 결과	양성	1,033	0
	음성	217	2,250
특이도 (%)		100	
민감도 (%)		82.6	
정확도 (%)		93.8	

표 7. 낙상 감지 실험 피험자 및 행동별 결과

구분		낙상 실험 결과									
		피험자 1		피험자 2		피험자 3		피험자 4		피험자 5	
실제 행동		양성	음성	양성	음성	양성	음성	양성	음성	양성	음성
Fall	앞으로 넘어지기	45	5	43	7	46	4	44	6	43	7
	뒤로 넘어지기	31	19	47	3	48	2	41	9	37	13
	왼쪽으로 넘어지기	40	10	33	17	30	20	42	8	48	2
	오른쪽으로 넘어지기	34	16	36	14	35	15	35	15	49	1
	계단에서 넘어지기	46	4	44	6	46	4	47	3	43	7
ADL	서기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
	굽히기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
	의자에 앉기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
	눕기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
	바닥에 앉기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
	걷기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
	달리기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
	계단 올라가기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
	계단 내려가기	0	50	0	50	0	50	0	50	0	50
특이도 (%)		100		100		100		100		100	
민감도 (%)		78.4		81.2		82		83.6		88	
정확도 (%)		92.3		93.3		93.6		94.1		95.7	

a. 특이도

그림 20은 피험자의 변화에 따른 특이도를 보여주고 있으며, 5명의 모든 피험자에게서 100%의 결과가 나타났다. 이 결과는 실제의 ADL이 낙상으로 오검출 될 확률이 낮다는 것을 의미한다. 또한 걷기와 뛰기 같은 움직임이 큰 행동과 바닥에 눕기처럼 낙상으로 오검출 될 확률이 높은 행동들도 모두 낙상으로 오검출 되지 않았다. 그 이유는 기존의 연구들에서 사용한 처음부터 높은 SVM을 찾고 낙상으로 분류하는 방식이 아닌 알고리즘의 마지막에 높은 SVM을 이용하기 때문이다.

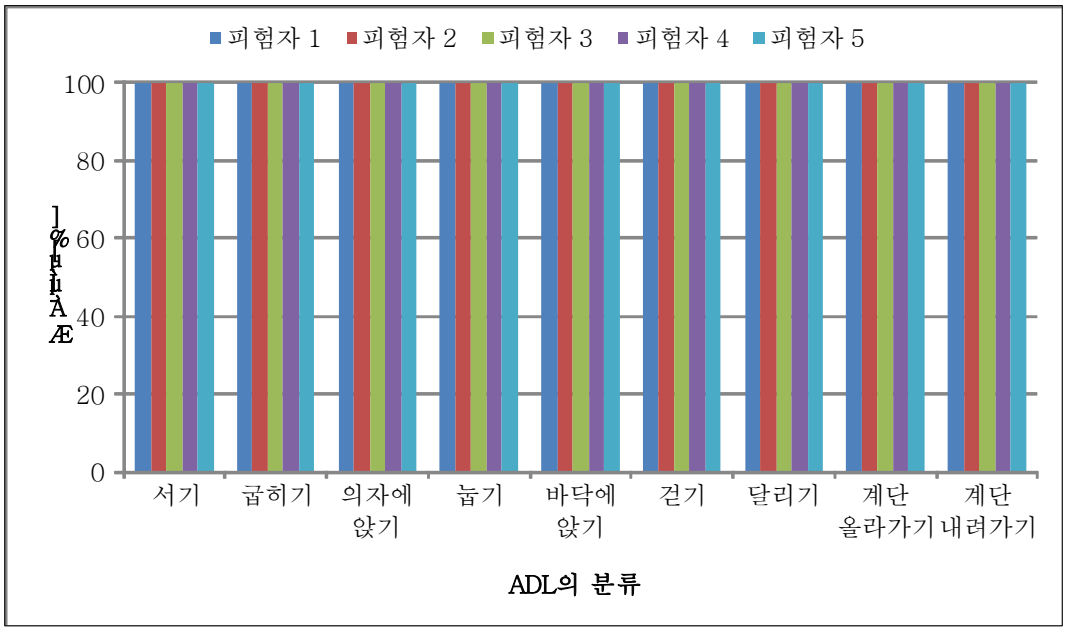


그림 20. 제안하는 낙상 감지 시스템의 특이도

b. 민감도

그림 21는 피험자의 변화에 따른 낙상의 민감도를 보여주고 있으며, 전체적인 민감도는 82.6%로 특이도에 비해 전체적으로 조금 낮은 결과를 보였다. 피험자에 따라서 조금씩 다른 결과가 나타났으며, 본 논문과 같은 낙상 감지 장치 (3축 가속도계, 3축 자이로스코프)를 사용한 기존의 논문 [6]보다 약간 낮은 결과를 보였다. 그 이유는 실제로 피험자가 센서를 착용하고 똑같은 방향으로 넘어지더라도 넘어질 때마다 조금씩 차이가 있기 때문이며, 모든 낙상은 실제로 자신의 의도와 상관없이 발생하기 때문이

다. 실험에서 실제 낙상처럼 모든 활동 변화 요인들을 반영하기가 어려우며, 최대한 실제 낙상처럼 넘어지더라도 의도적으로 몸을 보호해 충격을 흡수하는 경우가 있기 때문이다. 또한 바닥에 매트를 설치하고 낙상의 충격량 (가속도, 각속도)을 측정하였기 때문에 실제로 낙상이 발생했을 때 충격량과는 다소 차이가 발생한다.

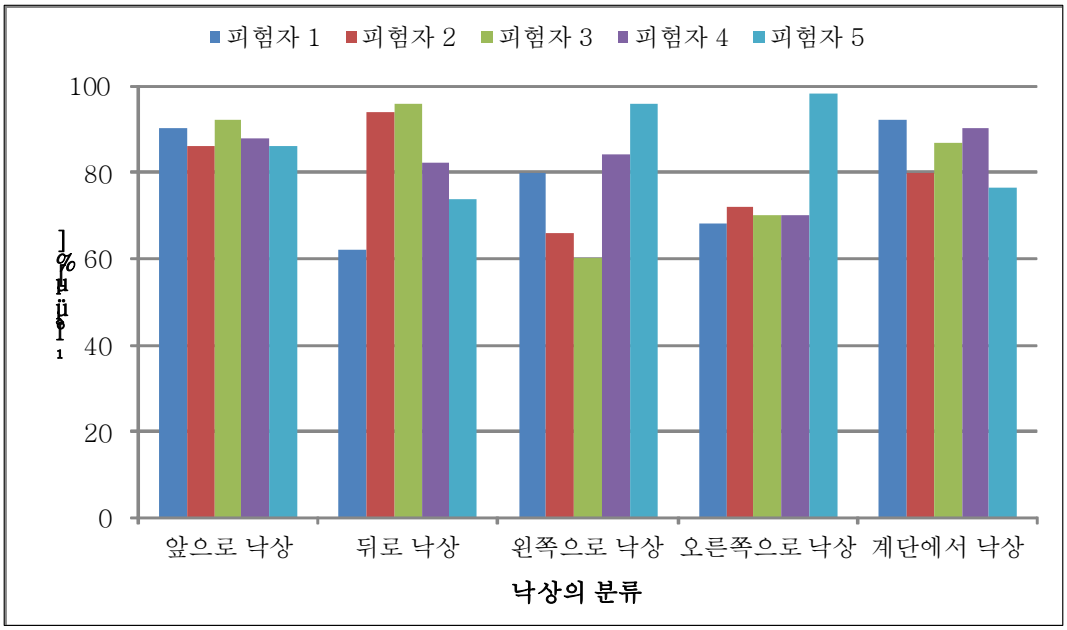


그림 21. 제안하는 낙상 감지 시스템의 민감도

c. 정확도

그림 22는 앞에서의 민감도와 특이도를 가지고 피험자별 최종 정확도를 나타낸 그래프이다. 제안하는 낙상 감지 시스템의 피험자별 정확도는 최대 95.7%라는 높은 결과를 보여주었으며, 시스템의 전체 정확도는 93.8%로 나타났다.

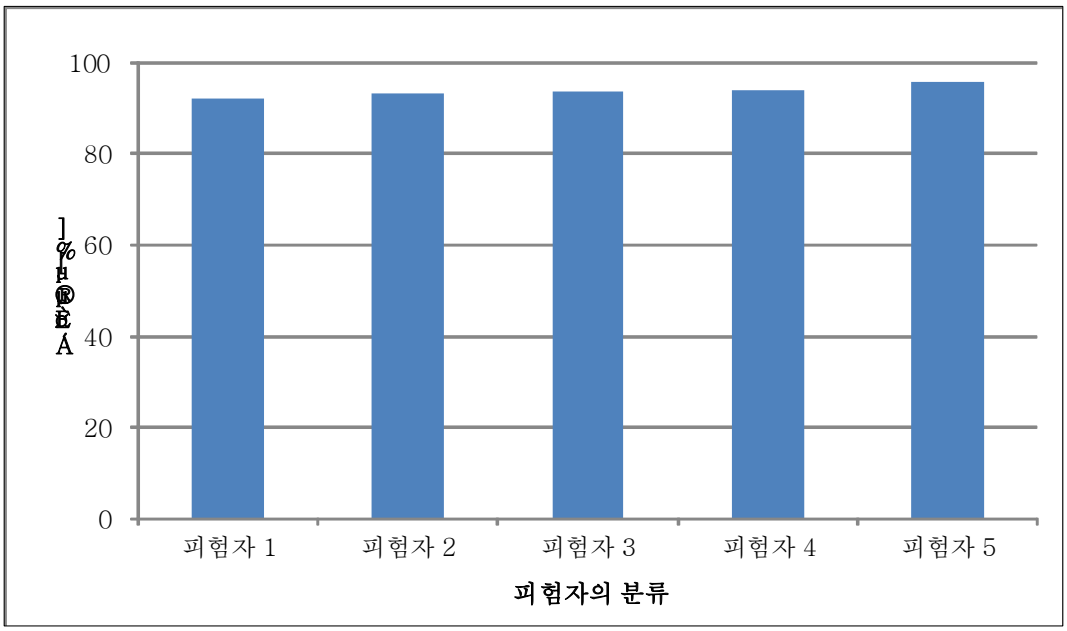


그림 22. 제안하는 낙상 감지 시스템의 정확도

2. 데이터 신뢰도

본 논문에서는 낙상 감지 장치의 에너지 소모를 줄이면서도 정확한 데이터 수집을 하기 위해서 샘플링 주파수를 50Hz로 사용하였다. 그 이유는 50Hz 이하의 낮은 샘플링 주파수에서는 샘플링 데이터가 다소 부족하여 정확한 낙상을 구별하기 어려웠으며, 50Hz 이상부터 정확한 데이터를 획득할 수 있었다. 설정한 샘플링 주파수는 기존의 낙상 감지 시스템에서 사용한 120Hz [6], 1kHz [7] 그리고 218Hz [8] 보다 훨씬 낮은 수치이다. 안정적인 데이터 수집을 위해서 약 5시간 동안 테스트를 실시하였으며, 그 결과로 수집한 데이터를 상체와 지면의 각도로 변환하여 그림 23에 나타내었다. 그림 23에서 볼 수 있듯이 약 281분 전까지는 정확하게 구별이 가능할 정도의 좋은 수신율을 보이다가 281분 이후부터 배터리 전원의 감소로 인해 낙상을 구별하기 어려운 잘못된 데이터를 수신하였다. 이는 기존의 논문들에서 사용한 상대적으로 높은 샘플링 주파수를 사용한다면 더 빠른 시간 안에 잘못된 데이터를 수신할 것이 분명하다. 따라서 이동성이 보장되어야 하는 낙상 감지 시스템에서 매우 중요한 문제이며, 데이터 샘플링 주파수 및 전송 간격을 적절하게 선택하는 것이 데이터 신뢰성과 효율적인 에너지 소비 관점에서 매우 중요하다. 또한, MAC과 같은 효율적인 매체 접근 방식이 고려되어

야 한다.

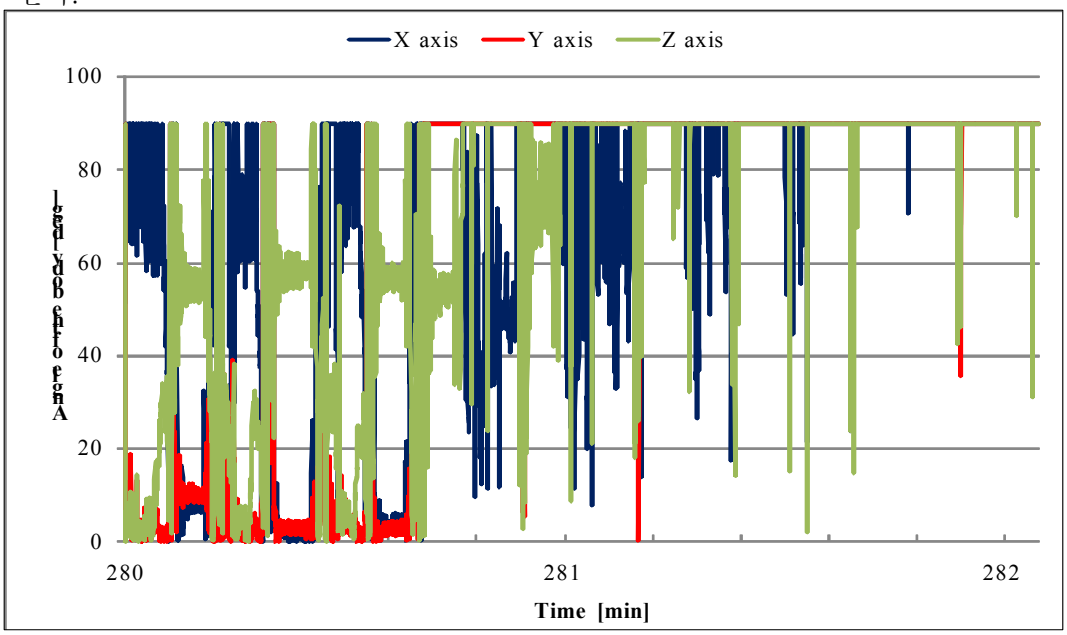


그림 23. 50Hz로 수신된 샘플 데이터

V. 결론

현재 많은 낙상 감지 시스템이 연구되고 있지만 언제 어디서 일어날지 모르는 다양한 낙상을 100% 감지 한다는 것에는 한계가 있다. 또한 센서 노드의 착용 위치, 센서 노드의 개수 그리고 감지 장치의 제한적인 범위 등 실생활에서 사용하기에도 적합하지 않은 형태이다.

본 논문에서는 이러한 기존의 단점을 보완하고 좀 더 실생활에 적용하기 적합한 낙상 감지 시스템을 위하여, 3축 가속도계와 3축 자이로스코프로 구성된 기존의 논문들에서 사용하지 않은 목걸이 형태의 센서 노드를 제작하여 사용의 편리성을 높였으며, 이로 인해 실생활에 적용 가능한 낙상 감지 시스템을 제안하였다. 또한 lying을 구별한 뒤에 충격량으로 낙상을 구별하는 임계값 기반의 알고리즘을 설계하였다. 그 결과 5명의 피험자 모두에게 100%라는 높은 특이도를 보였으며, 민감도에서는 약 83%의 결과가 나타났다. 하지만 전체적인 정확도에서는 모든 피험자가 90% 이상의 높은 결과를 나타내었다.

이 결과는 손목시계 형태의 센서 노드와 같은 사용자의 편의성을 고려한 낙상 감지 시스템에 비해서는 정확도가 높았으나, 센서 노드를 몸에 부착하거나 많은 센서 노드를 사용한 편의성 보다 정확도를 고려한 경우에 비해서는 약간 낮은 결과이다. 하지만 정확도가 높은 반면 실생활에서 사용하기에는 불편함이 있다. 이처럼 기존의 연구들과 비교했을 때 본 논문에서 제안하는 낙상 감지 시스템은 사용의 편리함을 만족함과 동시에 높은 정확도를 가지고 있으며, 일상생활에서 사용할 수 있을 것으로 예상된다.

본 연구를 바탕으로 지금의 목걸이 형태의 센서 노드를 조금 더 소형화하기 위해서 불필요한 부분을 제거하고 CC2430과 같은 RF와 MCU가 합쳐져 있는 칩을 사용한다면 더 작은 센서 노드의 개발이 가능할 것이며, 또한 모바일 장치 유형의 새로운 싱크 노드를 개발하여 낙상이 감지되면 언제 어디서든 신속하게 조치를 취할 수 있는 낙상 감지 시스템을 개발해야 할 것이다.

참고 문헌

[1] (2011) National health information portal homepage on FALL. [Online]. http://health.mw.go.kr/HealthInfoArea/HealthInfo/View.do?idx=2880&subIdx=1

[2] D. N. Kanten, C. D. Mulrow, M. B. Gerety, M. J. Lichtenstein, C. Aquilar, and J. E. Cornell, "Falls : an examination of three reporting methods in nursing homes," *Journal of Am Geriatr Soc.*, vol. 41, pp. 662-666, Jun. 1993.

[3] Y. G. Lee, D. J. Cheon, and G. W. Yoon, "Telemonitoring System of Fall Detection for the Elderly," *Journal of Sensor Science and Technology*, vol. 20, no. 6, pp. 420-427, Nov. 2011.

[4] C. W. Lin, Z. H. Ling, Y. C. Chang, and C. J. Kuo, "Compressed-domain Fall Incident Detection for Intelligent Homecare," *Journal of VLSI Signal Processing*, vol. 49, no. 3, pp. 393-408, Dec. 2007.

[5] A. Sixsmith and N. Johnson, "A Smart Sensor to Detect the Falls of the Elderly," *Journals & Magazines*, vol. 3, no. 2, pp. 42-47, Jun. 2004.

[6] Q. Li, J. A. Stankovic, M. Hanson, A. Barth, and J. Lach, "Accurate, Fast Fall Detection Using Gyroscopes and Accelerometer-Derived Posture Information," *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable BSN*, pp. 138-143, Jun. 2009.

[7] A. K. Bourke, J. V. O'Brien, and G. M. Lyons, "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm," Gait & Posture, vol. 26, no. 2, pp. 194-199, Jul. 2007.

[8] N. S. Kim, "Development of an Emergency Monitoring Device in a Wrist Watch," *Journal of Korea Institute of Information Technology*, vol. 8, no 4, pp. 9-18, Apr. 2010.

[9] M. Quwaider and S. Biswas, "Physical Context Detection using Wearable Wireless Sensor Networks," *Journal of Communications Software and Systems*, vol. 4, no. 3, pp. 191-201, Sep. 2008.

[10] K. H. Kim, "A Smartphone-Based Fall Detection Mechanism in Personal

Emergency Response System," M. Eng. thesis, Graduate School Ajou University, Feb. 2012.

[11] S. R. Lord, R. D. Clark, and I. W. Webster, "Physical Factors Associated with falls in an Elderly Population," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 39, pp. 1997-1200, 1991.

[12] M. E. Tinetti, M. Speechley, and S. F. Glinter, "Risk factors for falls among elderly person living in the community," *New England Journal of Medicine*, vol. 319, pp. 1701-1707, Dec. 1998.

[13] H. Stolze, S. Klebe, C. Zechlin, C. Baecker, L. Friege, and G. Deuschl, "Falls in Frequent Neurological Diseases-Prevalence, Risk Factors and aetiology," *Journal Neurol*, vol. 251, pp. 79-84, Jan. 2004.

[14] H. L. Lee, "The falls detection algorithm using the differences of accelerations according to the parts of body," M. Eng. thesis, Graduate School Pusan National University, Feb. 2011.

[15] S. H. Kim, D. W. Kim, and N. G. Kim, "Fall Simulation and Impact Absorption system for Development of Fracture Prevention System," *Journal of Biomedical Eng.*, vol. 31, pp. 438-448, Dec. 2010.

[16] 이희정, 강신재, 장형근, 정창원, 주수종 "U-Home 환경에서 멀티센서기반 U-Care System 구현," *인터넷정보학회논문지*, vol. 12, no. 2, pp. 135-147, Apr. 2011.

[17] "Telos rev. B data sheet," Berkeley University of Califonaia WEBS.

[18] "MMA7331LC (±4g, ±9g Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer) data sheet," Freescale Semiconductor.

[19] "LPR5150AL (dual axis pitch and roll ±1500°/s analog gyroscope) data sheet," ST.

[20] "LY3100ALH (high performance ±1000 dps analog yaw-rate gyroscope) data sheet," ST.

[21] "MSP430F1611 (MSP430F15x, MSP430F16x, MSP430F161x Mixed Signal Microcontroller) data sheet," Texas Instruments.

[22] "CC2420 (2.4 GHz IEEE 802.15.4 / ZigBee-ready RF Transceiver) data sheet," Texas Instruments.

[23] “DS2411 data sheet,” Maxim.

[24] *Design Note DN007 (2.4 GHz Inverted F Antenna)*, Texas Instruments, Apr. 2008.

[25] “M25P80 (8 Mbit, Low Voltage, Serial Flash Memory With 40MHz SPI Bus Interface) data sheet,” ST.

[26] “MIC5219 (500mA-Peak Output LDO Regulator) data sheet,” Micrel.

[27] *Tilt Sensing Using Linear Accelerometers (AN3461)*, Freescale Semiconductor, Jun. 2007.

[28] W. S. Baek, D. M. Kim, F. Bashir, and J. Y. Pyun, “Real Life Applicable Fall Detection System Based on Wireless Body Area Network,” accepted at IEEE CCNC 2013.

[29] A. T. Barth, M. A. Hanson, H. C. Powell, and J. Lach, “TEMPO 3.1: A Body Area Sensor Network Platform for Continuous Movement Assessment,” *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable BSN*, pp. 71-76, Jun. 2009.

[30] W. S. Baek, D. M. Kim, and J. Y. Pyun, “Analysis on Recent Developments and Trends in Automatic Fall Detection,” *정보기술융합공학논문지*, vol. 2, no. 1, pp. 29-39, Jun. 2012.

[31] ㈜ 한백전자 기술연구소, *HBE-Ubi-HealthCare를 이용한 헬스케어 응용*, Jun. 2011.

[32] ㈜ 한백전자 기술연구소, *ZigbeX를 이용한 유비쿼터스 센서 네트워크 시스템*, May. 2007.

[33] 가메출판사, *닷넷 프로그래밍 정복 C#·윈폼·ADO*, Apr. 2009.

[34] 김수진, “노인의 낙상과 관련된 보행능력, 인지기능, 낙상효능감에 관한 연구,” 이화여자대학교 석사학위논문, Jan. 2004.

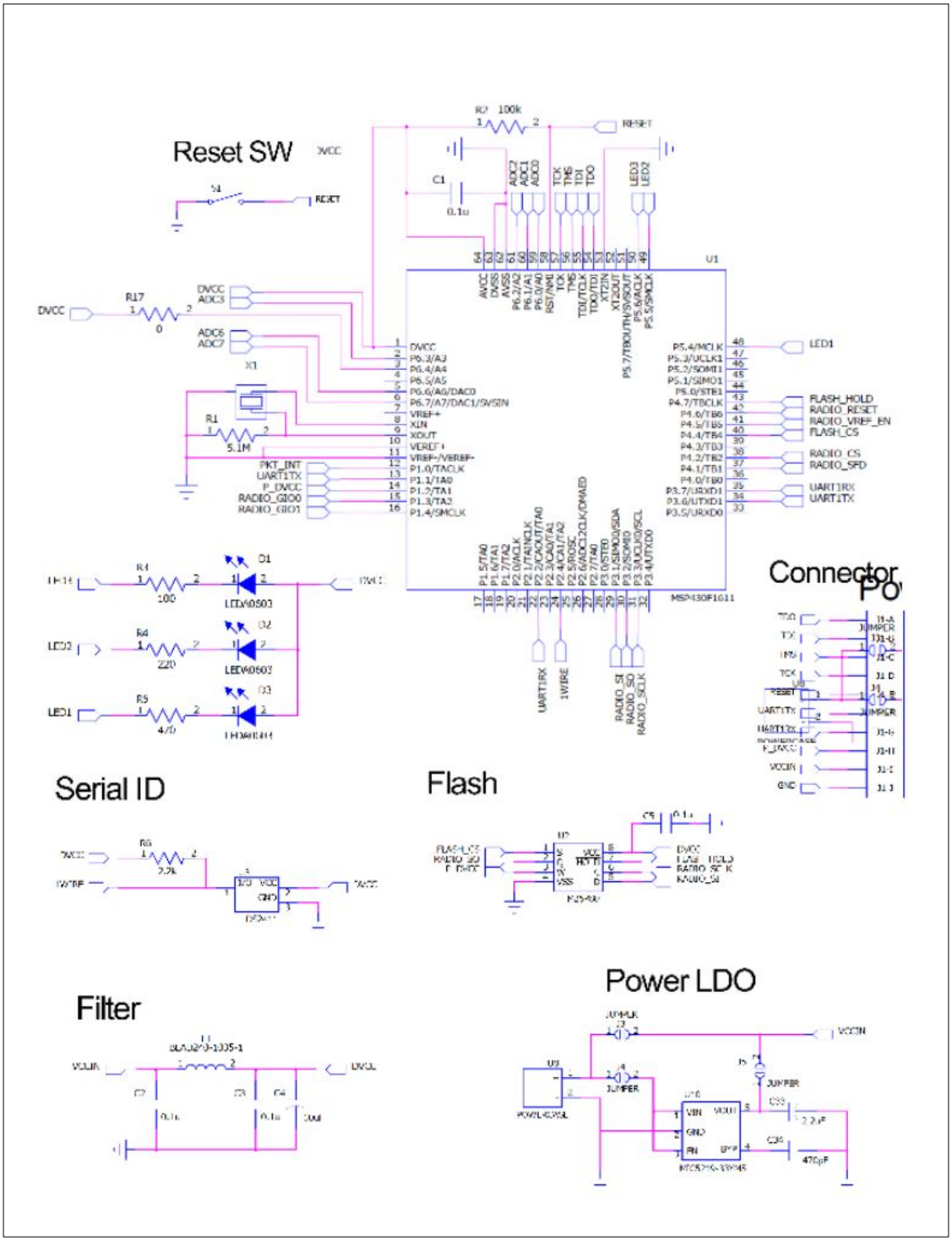
부 록

▶ 별첨 1. 제안하는 센서 노드의 회로도 (MCU 부분)

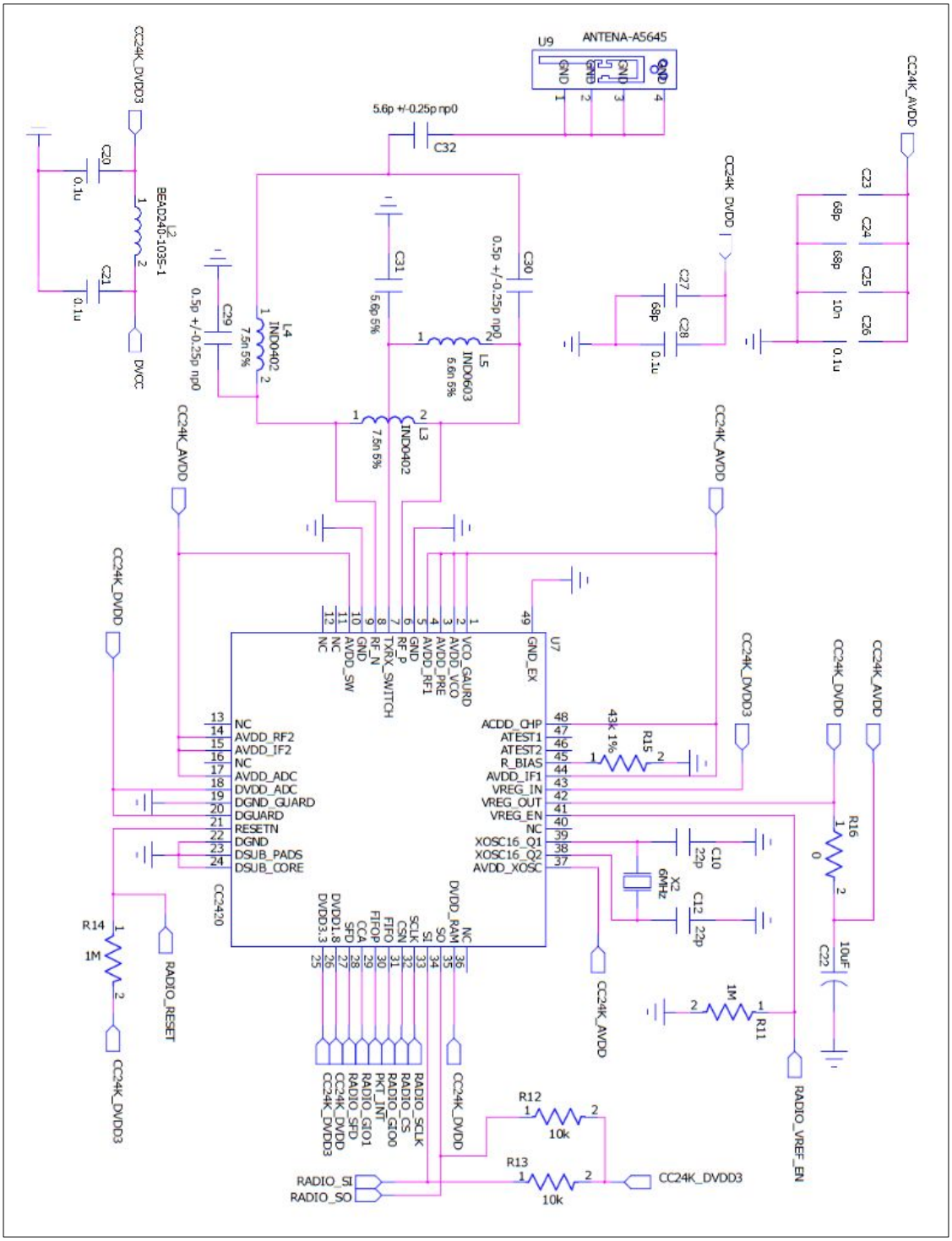
▶ 별첨 2. 제안하는 센서 노드의 회로도 (RF 부분)

▶ 별첨 3. 제안하는 센서 노드의 회로도 (감지 센서 부분)

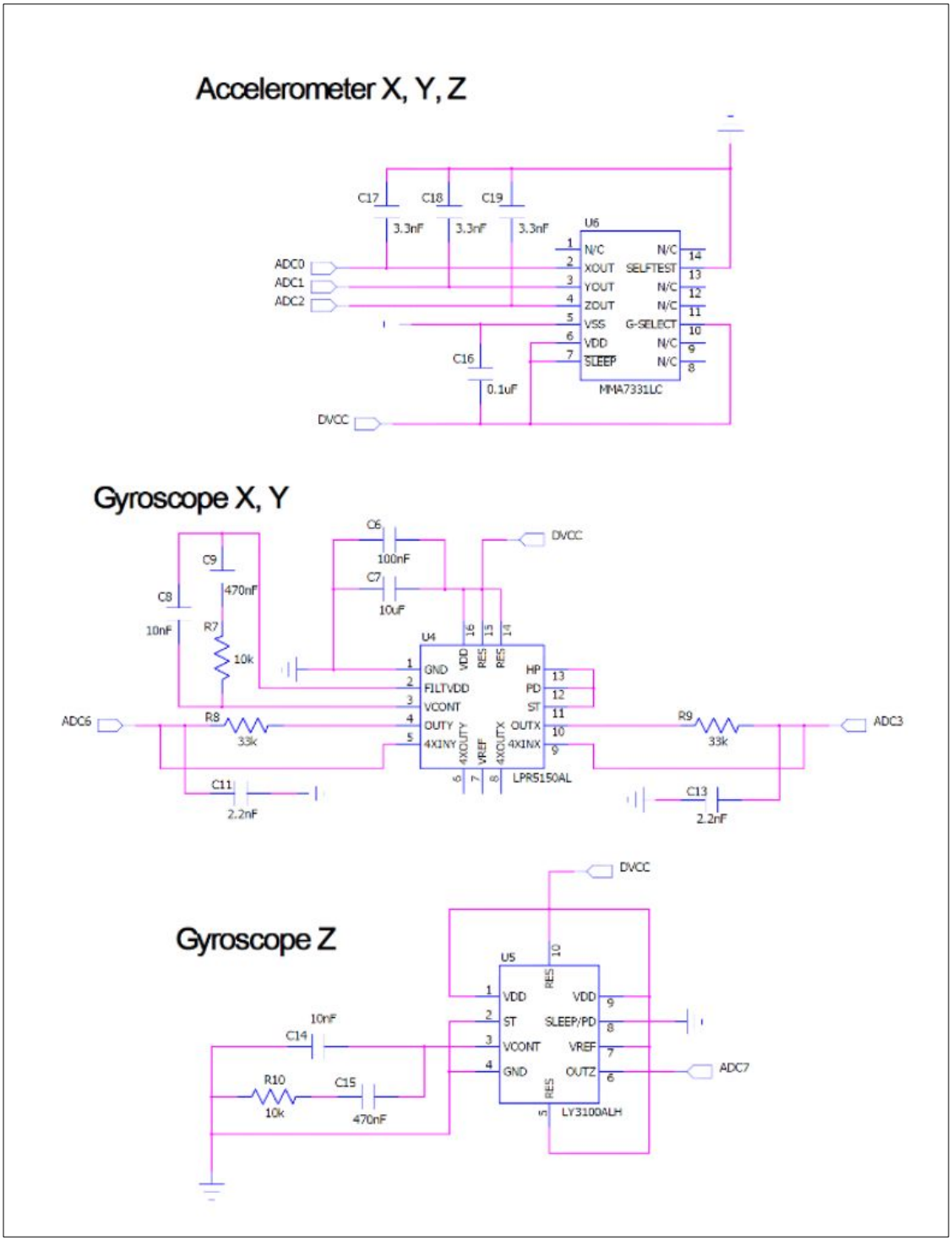
▶ 별첨 4. 센서 노드 부품 리스트



별첨 1. 제안하는 센서 노드의 회로도 (MCU 부분)



별첨 2. 제안하는 센서 노드의 회로도 (RF 부분)



별첨 3. 제안하는 센서 노드의 회로도 (감지 센서 부분)

별첨 4. 센서 노드 부품 리스트

부품번호	품명
L1, L2	BEAD240-1035-1
L3, L4	L0402 - 7.5nH 5%
L5	L0603 - 5.6nH 5%
C1, C2, C3, C5, C16, C20, C21, C26, C28	C1608 - 0.1μF
C4, C22	C3216 Tantal - 10μF
C6	C1608 - 100nF
C7	C1608 - 10μF
C8, C14, C25	C1608 - 10nF
C9, C15	C1608 - 470nF
C10, C12	C1608 - 20pF
C11, C13	C1608 - 2.2nF
C17, C18, C19	C1608 - 3.3nF
C23, C24, C27	C1608 - 68pF
C29, C30	C2012 - 0.5pF ± 0.25p
C31	C1608 - 5.6pF 5%
C32	C1608 - 5.6pF ± 0.25p
C33	C3216 Tantal - 2.2μF
C34	C1608 - 470pF
D1	LED 0603 - Blue
D2	LED 0603 - Red
D3	LED 0603 - Green
J1	0.5mmPitch - Series 6288

U1	MSP430F1611
U2	M25P80
U3	DS2411
U4	LPR5150AL
U5	LY3100ALH
U6	MMA7331LC
U7	CC2420
U8	2pin connector
U9	DN007 - F patch 안테나
U10	MIC5219-3.3YM5
S1	CTT-1101NH
R1	R1608 - 5.1MΩ
R2	R1608 - 100kΩ
R3	R1608 - 100Ω
R4	R1608 - 220Ω
R5	R1608 - 470Ω
R6	R1608 - 2.2kΩ
R7, R10, R12, R13	R1608 - 10kΩ
R8, R9	R1608 - 33kΩ
R11, R14	R1608 - 1MΩ
R15	R1608 - 43kΩ 1%
R16, R17	R1608 - 0Ω
X1	CFV206 - 32KAZF-UB
X2	NX3225SA-6MHz