

3축 가속도 센서를 이용한 자세 및 활동 모니터링

정도운[†] · 정완영

Posture and activity monitoring using a 3-axis accelerometer

Do Un Jeong[†] and Wan Young Chung

Abstract

The real-time monitoring about the activity of the human provides useful information about the activity quantity and ability. The present study implemented a small-size and low-power acceleration monitoring system for convenient monitoring of activity quantity and recognition of emergent situations such as falling during daily life. For the wireless transmission of acceleration sensor signal, we developed a wireless transmission system based on a wireless sensor network. In addition, we developed a program for storing and monitoring wirelessly transmitted signals on PC in real-time. The performance of the implemented system was evaluated by assessing the output characteristic of the system according to the change of posture, and parameters and acontext recognition algorithm were developed in order to monitor activity volume during daily life and to recognize emergent situations such as falling. In particular, recognition error in the sudden change of acceleration was minimized by the application of a falling correction algorithm

Key Words : activity quantity, accelerometer, sensor network, recognition algorithm

1. 서 론

정보통신기술의 비약적인 발전과 더불어 보건의료에 대한 사회적 인식 변화는 의료서비스에 대한 개선 요구로 나타나고 있다. 또한 정보통신 기술의 결합을 통한 보건의료분야의 새로운 패러다임이 제시되고 있으며 진료중심의 의료에서 예방중심의 의료로, 질병관리 중심에서 건강관리 중심으로 변화하고 있다^[1].

최근에는 정보통신기술과 헬스케어기술을 접목하여 시스템의 소형화 및 집적화를 통해 휴대형, 가정용 의료기기의 연구개발이 활발하게 진행되고 있으며, 네트워크와의 결합을 통한 원격, 재택진료에 활용 할 수 있는 다양한 시스템의 개발이 이루어지고 있다. 뿐만 아니라 시간과 장소에 구애받지 않고 언제, 어디서나 건강상태를 모니터링 할 수 있는 유비쿼터스 헬스케어 기술이 부각되고 있다. 유비쿼터스 헬스케어기술은 지속적인 건강정보의 모니터링을 통해 건강의 이상징후

를 조기에 발견할 수 있고, 낙상 등과 같은 응급상황을 인지하고 신속한 후속조치를 가능하도록 지원한다. 특히 고령인구의 증가에 따라 노인의 건강관리의 수단으로서 유비쿼터스 헬스케어기술을 접목하여 인체의 동작 상태 구분, 응급상황인지, 동작의 형태에 따른 활동량의 정량화 등은 매우 중요한 기술로 인식되고 있다^[2].

활동량의 정량화를 위해서는 자세추정과 활동상태의 구분이 필수적이다. 따라서 가속도 센서를 인체에 부착하여 자세추정과 활동상태를 모니터링하는 연구가 수행되었다^[3]. 초기의 활동상태 모니터링 시스템에서는 단일축 또는 2축 가속도센서를 이용하여 인체의 한부분에서 특정방향으로의 가속도 신호를 측정함으로써 인체의 활동상태를 구분하는 연구들이 수행되었다. 최근에는 인체의 다양한 활동을 보다 정확하고 효율적으로 측정하기 위해 인체의 여러 곳에 센서를 부착하고 다양한 자세변화와 활동상태를 모니터링하는 기법이 소개되었으며, 자세변화와 활동상태를 판별하기 위해 다양한 신호처리 기법을 적용한 연구가 수행되었다^[4-8].

기존의 연구에서는 가속도 계측을 위하여 유선 기반의 센서계측용 실험세트를 구성하거나, 마이크로프로세서와 데이터 저장용 메모리가 부착된 가속도 측정시

동서대학교 컴퓨터정보공학부(Division of Computer Information Engineering, Dongseo University)

[†]Corresponding author: dujeong@dongseo.ac.kr

(Received : October 4, 2007, Accepted : October 18, 2007)

시스템을 구성 후 메모리에 저장된 데이터를 PC에서 분석하는 기법 또는 마이크로프로세서를 이용한 계측시스템에 블루투스모듈을 부착하여 가속도 신호를 무선 계측하는 기법을 사용하였다.

본 연구에서는 기존 연구와 차별화 하여 일상생활 중 보다 편리하게 가속도 변화를 모니터링하기 위하여 허리 부착형 초소형 무선 가속도 계측시스템을 구현하고자 하였다. 이를 위하여 단일칩의 3축가속도 센서를 이용하여 세 방향의 가속도 변화를 동시에 계측함으로써 자세변화 및 활동상태의 판별성능을 향상시키고자 하였다. 또한 계측된 가속도 신호의 무선전송을 위하여 IEEE 802.15.4 무선센서네트워크 기술을 적용한 무선 센서노드를 이용하였으며, 계측 및 전송된 가속도 신호를 PC상에서 실시간으로 모니터링하기 위한 프로그램을 구현하였다. 그리고 가속도 신호로부터 자세변화와 활동상태를 구분하고, 동적인 상태에서 활동상태의 종류를 판단하기 위해 개발하였다. 그리고 계측된 가속도 신호와 파라미터를 이용하여 자세변화 및 활동상태를 자동으로 분류하는 알고리즘을 개발하고 판별성능 평가를 수행하였다.

2. 센서 시스템 구현

2.1. 가속도 계측 센서

본 연구에서는 일상생활 중의 자세변화 및 활동상태 모니터링을 위하여 신체의 움직임에 따른 가속도 변화를 측정하고자 하였다. 이를 위하여 단일칩 상에서 3축의 가속도를 측정할 수 있는 가속도센서(MMA7260Q, freescale semiconductor, USA)를 이용하였다. 이 센서는 가속도에 따른 콘텐서 용량변화형 가속도 센서로서 C-V컨버터, 1차 저역통과필터, 온도보상회로를 내장하고 있으며, 1.5 g에서 6 g까지 4단계로 센서감도의 조절이 가능하다. 또한 저전압, 저전력으로 동작하며, 슬립모드로 동작할 때는 3 μ A의 소비전류특성을 가지므로 저전력 동작이 중요시되는 다양한 센서네트워크 응용분야에 활용이 가능하다.

가속도센서로부터 출력되는 신호의 검출 및 처리를 위하여 가속도 측정용 센서보드를 설계 및 구현하였다. 먼저 가속도 센서의 동작전원은 배터리로 부터 공급되는 3 V전원을 사용하였으며, 가속도 센서의 민감도 조절이 가능하도록 외부 단자를 별도로 구성하였다. 또한 센서로부터 출력되는 신호에는 센서내부에 설계된 1차 스위치-커패시터필터(switched capacitor filter)의 클럭 노이즈가 포함되므로 이를 제거하기 위해 센서의 각 출력단에 필터회로를 추가하였다. 그리고 출력신호의

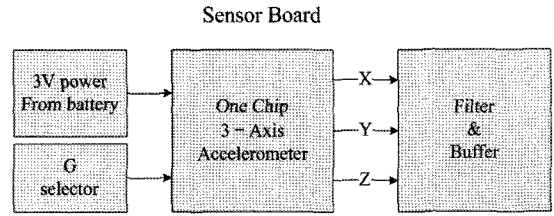


그림 1. 센서보드의 구성도

Fig. 1. Schematic diagram of the sensor board.

표 1. 센서보드의 설계사양

Table 1. Design Specifications of the Sensor Board

Board Size	35×34 mm	
Sensitivity	1.5 g/2 g/4 g/6 g (800 mV, 1.5 g)	
Current Consumption	Active	500 μ A
	Sleep	3 μ A
Operation Voltage	2.2 V ~ 3.6 V	

인터페이스 시 발생할 수 있는 임피던스 부정합을 방지하기 위하여 단전원으로 동작 가능한 연산증폭기(OPA4379, Burr-Brown, USA)를 이용한 버퍼회로를 설계하였다. 본 연구에 의해 구현된 센서보드의 구성도와 설계사양을 그림 1과 표 1에 각각 나타내었다.

2.2. 무선센서노드 및 TinyOS

가속도 센서로부터 계측된 데이터를 무선으로 전송하기 위하여 IEEE802.15.4 표준에 기반한 Zigbee 호환 무선 센서노드인 TIP710CM(Maxfor Co., Korea)을 이용하였다. 이 센서노드는 Moteiv사의 telos 플랫폼을 기반으로 설계되었으며, TI사의 저전력 마이크로프로세서인 MSP430F1611에 의해 제어된다. MSP430F1611 프로세서는 1.8 V정도의 저전압에서도 동작이 가능한 16 bit RISC 구조의 마이크로프로세서로서 내부에 48 KB의 프로그램 메모리와 10 KB의 메모리를 갖고 있다. 또한 외부에 1 MB의 플래시메모리를 통해 다양한 응용분야에 활용이 가능하다^[9]. 본 연구에서는 MSP430F1611 내부에 내장된 10-bit 분해능의 A/D변환기 3개 채널을 사용하였으며, 각 채널별로 초당 100회의 데이터 샘플링을 통해 가속도센서로부터 출력되는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하였다.

그리고 TIP710CM센서노드에서는 무선통신을 위해 2.4 GHz대역을 사용하고, 칩의 주변인터페이스회로가 간편한 CC2420(Chipcon Co. Ltd., Norway)무선통신 칩을 사용하였으며, 안정적인 무선 데이터 송수신을 위하여 세라믹 칩 안테나를 적용하였다. 또한 본 연구에 적

용한 센서노드는 PC와의 인터페이스를 위해 탈부착이 가능한 USB 또는 RS-232형태의 통신방식을 지원하는 인터페이스 보드를 지원하여 다양한 응용에 편리하게 사용할 수 있다.

본 연구에서 적용한 무선센서노드의 운영체제는 UC 버클리에서 진행해 온 Smart Dust 프로젝트에 사용하기 위하여 개발된 컴포넌트 기반 내장형 운영 체제인 TinyOS로서, 센서네트워크응용에서 요구되는 제한된 메모리 및 저전력 구동에 맞게 코드의 크기를 최소화 하는데 중점을 두어 설계되었다. 또한 빠르게 신기술을 적용할 수 있는 component 구조의 nesC로 만들어진 시스템이다. nesC는 구현된 여러 중요한 컴포넌트들을 선언해 놓고 연결하며, 하나의 컴포넌트는 provides와 uses 인터페이스를 갖고 있다. 이러한 인터페이스들은 컴포넌트 지시자 역할을 하고 양방향성 특징을 가진다. 또한 nesC는 센서네트워크 같은 임베디드 시스템에 최적화된 언어로서 structuring, naming, linking과 같은 TinyOS의 모델을 지원한다.

본 연구에서는 TinyOS의 AxisSensorC 컴포넌트를 설계하였고, 내장된 OscopeC와 TimerC 컴포넌트로 구성되었으며, 3개의 ADC인터페이스를 통하여 3축 가속도 신호를 초당 100 샘플링하여 디지털 신호로 변환하였다. 그리고 제공 GenericComm 컴포넌트를 통하여 디지털화된 가속도 신호를 무선으로 송신할 수 있도록 설계하였다. 본 연구에 의해 설계된 무선센서노드의 nesC 소스트리를 그림 2에 나타내었으며, 동작 순서도를 그림 3에 나타내었다.

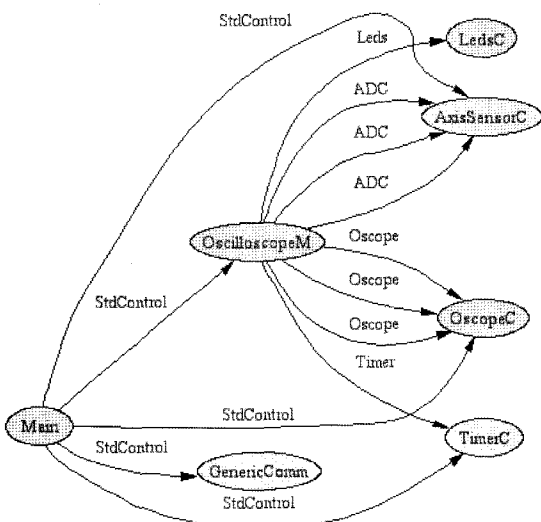


그림 2. 무선센서노드의 소스트리 구조
Fig. 2. Source tree structure of the wireless sensor node.

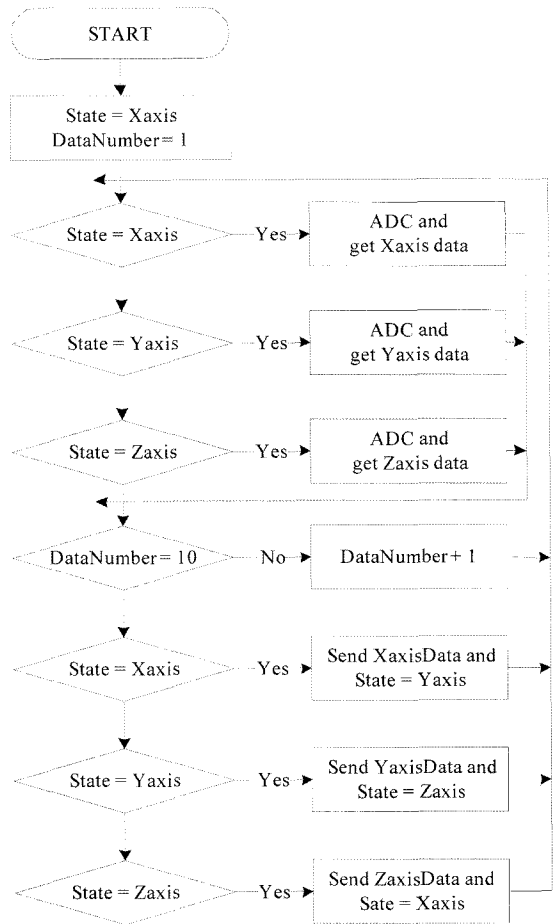


그림 3. 무선센서노드의 동작순서도
Fig. 3. Flow chart of the operation of the wireless sensor node.

2.3. PC 모니터링

센서보드와 무선센서노드를 통해 계측 및 무선 전송된 데이터는 PC측에 부착된 수신용 센서노드인 베이스스테이션을 통해 수신하게 되며, RS-232인터페이스를 통해 PC로 전송한다. PC상에서 베이스스테이션을 통해 수신된 데이터를 디스플레이, 데이터 저장, 신호 분석 등의 처리를 수행하기 위한 모니터링 프로그램을 구현 하였다. 먼저 센서노드와 모니터링프로그램간의 데이터 송수신을 위한 데이터 포맷은 10 byte의 헤드정보와 26 byte의 메시지정보로 구성되었으며, 센서노드-모니터링프로그램간 데이터 포맷의 구조는 그림 4와 같다. 그림 4의 헤드정보에서 Length는 메시지 정보의 길이를 나타내며, Addr는 목적지 주소, Group은 그룹 ID 정보를 나타낸다. 그리고 메시지정보에서는 노드의 ID, 샘플 수, 채널 그리고 실제 10개의 데이터 샘플에

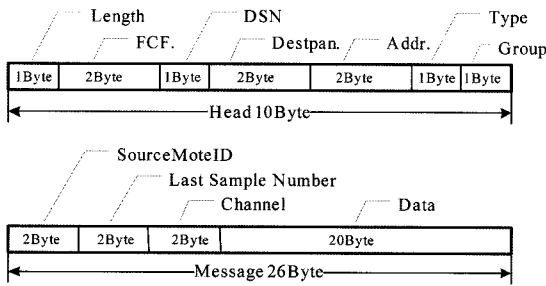


그림 4. 센서노드-모니터링프로그램간 데이터 포맷의 구조
Fig. 4. Data format for transmission between the sensor node and the monitoring program.

해당하는 20 byte의 데이터로 구성되어있다.

센서노드로부터 전송된 데이터를 한 바이트씩 수신하며, 센서노드의 데이터 포맷과 동기적으로 버퍼에 저장되어 하나의 패킷을 구성한다. 한 패킷은 가속도 신호 10개 샘플 정보를 포함하고 있으며, 각 샘플은 센서노드의 마이크로프로세서 내부에 내장된 A/D변환기에 의해 12-bit로 양자화된 0~4095사이의 값으로 나타나게 되는데 이를 중력가속도 단위로 환산하여 3개 채널의 가속도 신호로 재구성하였다. 그리고 재구성된 데이터를 실시간 디스플레이 하기 위하여 원폼 그래프 컴포넌트를 통해 3축의 가속도 정보를 디스플레이 하도록 모니터링 프로그램을 구성하였으며, 실제 구현된 모니터링 프로그램을 그림 5에 나타내었다.

3. 활동상태 분류 알고리즘

구현된 계측시스템 및 모니터링 프로그램을 통해 계

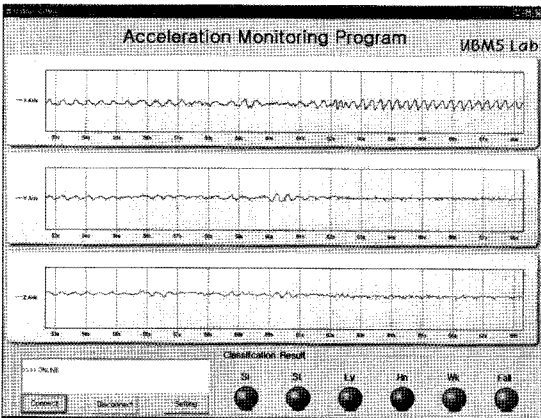


그림 5. 구현된 모니터링프로그램
Fig. 5. Screen shot of the implemented monitoring program.

측된 가속도 정보로부터 자세변화와 활동상태를 분류하기 위한 분류 시스템을 구현하였다. 먼저 정적인 자세와 활동에 따른 동적인 상태를 구분하기 위하여 먼저 가속도 신호의 SVM(signal vector magnitude)을 계산하였다^[10]. 보다 명확한 정적인 자세와 동적인 자세의 구분을 위하여 SVM을 미분 후 절대치의 평균값을 계산한 DSVM(differential signal vector magnitude)을 추출하였다. SVM과 DSVM을 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$SVM = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2} \quad (1)$$

$$DSVM = \frac{1}{t} \left(\int_0^t (|\sum SVM|) dt \right) \quad (2)$$

정적인 자세와 동적인 상태의 구분을 위해 DSVM을 사용하였으며, 실험을 통해 DSVM이 기준 값인 3.5보다 작으면 정적인 상태로, 3.5 이상의 값을 갖는 경우는 동적인 상태로 판별 하였다. 먼저 DSVM의 값이 3.5보다 작은 정적인 경우에는 누워 있을 때(Lying, Ly.), 앉아 있을 때(sitting, Si.) 그리고 서 있을 때(standing, St.)의 3가지 경우로 세분화 하고자 하였다. 이를 위하여 각 자세별 0.5초 동안의 X, Y, Z축의 가속도 신호를 반복 계측하여 평균값과 표준편차를 계산하여 자세 분류를 위한 분류표를 계산하였고, 실제 계측된 데이터와 비교함으로써 정적인 상태에서 세분화된 자세변화의 분류가 가능하도록 하였다. 그리고 DSVM에 의해 동적

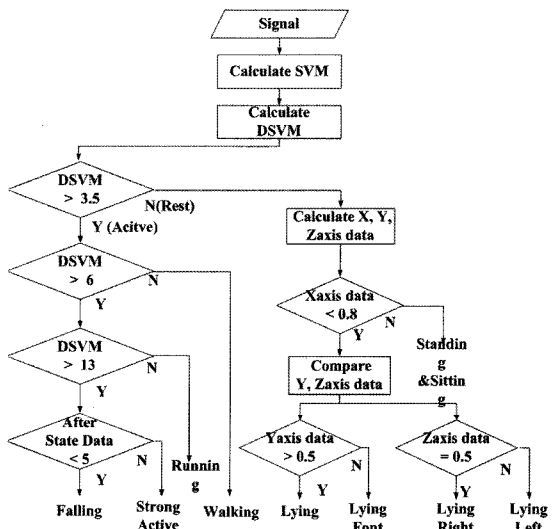


그림 6. 자세변화 및 활동상태 분류 알고리즘의 순서도
Fig. 6. Flow chart of posture and activity classification algorithm.

인 상태로 판정되었을 경우에는 DSVM의 크기에 따라 걷고 있을 때(working, Wk.), 뛰고 있을 때(Running, Rn.) 그리고 낙상이 발생하였을 때(falling, Fall.) 등의 상태를 구분하였다. 낙상의 판별에 있어 급격한 가속도 변화에 따라 자세변화 또는 뛰는 상황에서도 낙상으로 판별할 가능성이 발생한다. 따라서 DSVM을 통해 낙상으로 판별되어도 낙상 판별 후 일정시간동안 피 실험자의 활동유무를 판별하여 움직임이 없거나 미소할 경우 최종적인 낙상으로 판별하도록 분류알고리즘을 구현하였다. 본 연구에 의해 구현된 자세 및 활동 분류 알고리즘의 순서도를 그림 6에 나타내었다.

4. 실험 및 결과

4.1. 구현된 시스템 및 평가용 실험셋

본 연구에서는 일상생활 중 자세변화 및 활동상태를 판별하기 위한 가속도 계측 시스템을 구현하였다. 활동에 따른 가속도 신호의 검출을 위해 단일칩으로 구성된 3축 가속도센서와 필터회로, 연산증폭기를 이용한 버퍼회로로 구성된 센서보드를 설계 및 제작하였으며, 무선 센서노드에 구현된 센서보드를 부착한 사진을 그림 7에 나타내었다. 활동에 따른 가속도 정보를 무선 모니터링하기 위하여 그림 7과 같이 센서보드가 부착된 센서노드를 피험자의 허리에 부착하여 활동에 따른 가속도 신호를 계측하였다. 그리고 무선 데이터 전송을 위해 또 다른 센서노드를 베이스스테이션으로 노트북에 부착하여 가속도 신호의 무선계측이 가능하도록 실험셋을 구성하였으며, 그림 8에 구현된 실험셋을 나타내었다.

4.2. 정적인 자세 판별

구현된 시스템의 계측성능 및 자세변화에 따른 자세 분류 가능성을 평가하기 위하여 가속도 측정용 센서보드를 피험자의 오른쪽 허리에 부착하고, 인위적인 자세 변화에 따른 가속도신호의 변화를 계측하였다. 본 연구

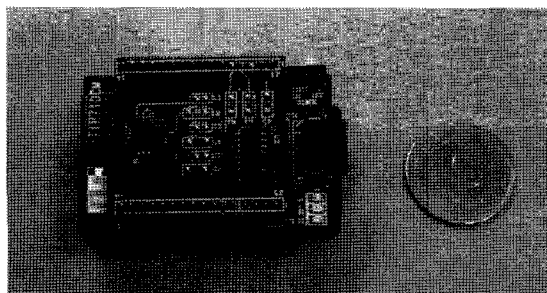


그림 7. 구현된 센서보드
Fig. 7. Implemented sensor board.

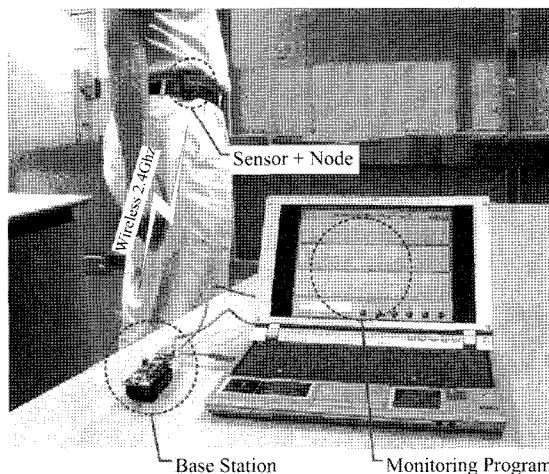


그림 8. 구현된 실험 셋
Fig. 8. Implemented experiment set.

에서 평가한 자세변화는 서있는 자세(standing, St.), 앉은 자세(sitting, Si.), 바로 누워있는 자세(lying, Ly.), 뒤집어 누워있는 자세(lying-front, LyF.), 왼쪽으로 누워있는 자세(lying-left, LyL.) 등을 반복하며 가속도 변화를 계측하였다. 각 자세별로 50회의 반복 측정에 따라 계측된 3축의 가속도신호의 평균치 및 표준편차를 표 2에 나타내었다. 표 2의 결과를 살펴보면 자세변화에 따라 가속도 센서의 각축에 작용하는 중력가속도의 차가 발생하고 가속도 센서의 출력을 모니터링 함으로써 정적인 상태에서의 자세판별이 가능함을 확인할 수 있다.

4.3. 활동상태 판별

정적인 자세뿐만 아니라 일상생활 중 다양한 활동상태에 따른 가속도 신호의 출력 특성을 평가하고 이로부터 활동상태의 분류가능성을 평가하고자 하였다. 먼

표 2. 자세변화에 따른 측정값의 통계치
Table 2. The Statistic Value of the Measurement According to the Change of Posture

		St.	Ly.	LyF.	LyL.	Si.
X - axis	Mean	1.09	0.13	0.05	-0.04	0.93
	Standard deviation	0.16	0.01	0.01	0.01	0.01
Y - axis	Mean	0.12	1.05	-0.94	0.06	0.04
	Standard deviation	0.03	0.01	0.01	0.01	0.03
Z - axis	Mean	-0.05	0.04	0.00	-0.02	0.01
	Standard deviation	0.02	0.02	0.01	0.01	0.02

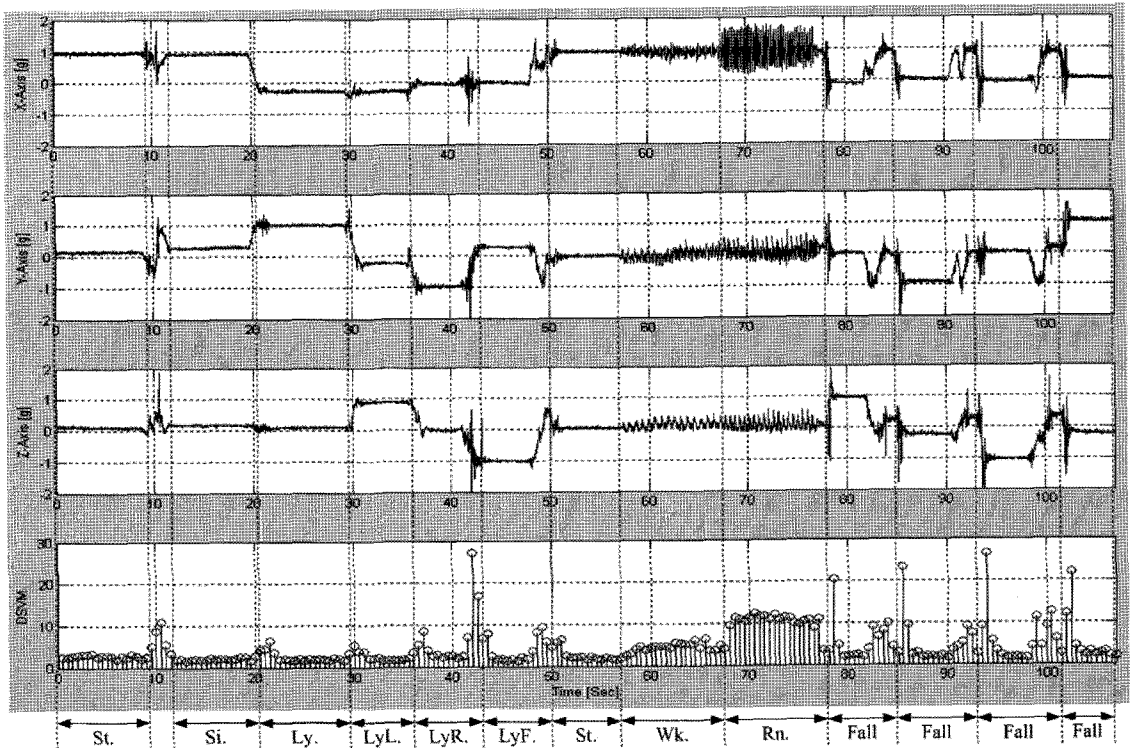


그림 9. 활동상태에 따른 파라미터 출력특성

Fig. 9. The characteristic of parameter output according to the state of activity.

저 정적 상태인 누워있을 때(lying, Ly.), 앉아 있을 때(sitting, Si.), 서 있을 때(standing, St.)의 상황을 연출하였으며, 활동상태인 걷고 있을 때(working, Wk.), 뛰고 있을 때(running, Rn.) 그리고 인위적인 낙상을 유발하였을 때(falling, Fall.)의 상황을 연출하고 각각의 상황에서 가속도 변화를 계속하였다. 실험결과 활동 상태인 걸거나 떨 때에는 신체와 수직방향인 X축의 가속도 변화가 가장 크게 변화하는 것을 확인 할 수 있다. 그리고 낙상을 가정 한 상황에서는 넘어지는 방향에 따라 각 축의 가속도 변화의 형태는 다르지만 일반적인 활동에서는 볼 수 없는 급격한 가속도의 변화를 관찰 할 수 있다. 그리고 계속된 가속도 정보와 자세변화 및 활동상태의 분류를 위해 상기에 기술한 SVM 및 DSVM을 계산한 결과를 그림 9에 나타내었으며, DSVM의 크기를 통해 정적인 상태와 활동상태의 판별이 가능함을 확인 할 수 있다.

4.4. 성능평가

자세변화 및 활동 상태에 따른 구현된 시스템의 분류성능을 평가하기 위한 실험을 수행하였다. 먼저 DSVM의 기준 값을 이용하여 정적인 상태 또는 활동

상태를 구분하였으며, 정적인 상태로 판단될 경우에는 각 축의 가속도 크기를 비교하여 자세변화를 판별하였다. 그리고 활동 상태로 판별된 경우에는 DSVM크기에 따라 걷고 있을 때, 뛰고 있을 때, 낙상 등을 판별하였다. 하지만 급격한 자세변화에 따른 가속도 변화에 의해 낙상으로 잘못 판별하는 경우가 발생할 수 있다. 따라서 낙상으로 판별 후 일정시간동안 피 실험자의 활동유무를 판별하여 움직임이 없거나 미소할 경우 최종적인 낙상으로 판별하는 낙상보정 알고리즘을 적용하였다. 그림 10에 자세변화 및 활동상태 변화에 따른 DSVM과 본 연구에서 제시한 분류알고리즘을 통해 자세 및 활동 분류 결과, 분류 결과에 낙상보정 알고리즘을 적용한 실험의 일례를 나타내었다.

본 연구에 의해 구현된 시스템의 종합적인 성능평가를 위해 인위적인 자세변화 및 활동상태를 설정하고 각 상황에서의 분류 성능을 평가하였다. 본 연구에서 설정한 상황은 걸을 때, 떨 때, 낙상, 서 있을 때, 누워있을 때 등의 총 5가지 상황을 설정하고 각 상황에서 100회의 반복 측정을 수행하여 그 결과를 표 3에 나타내었다. 표 3을 살펴보면 걷고 있을 때는 한번을 뛰는 경우로, 한번은 앉아 있는 경우로 판별하여 98%의 정

1:St.,Si. 2:Ly. 3:LyR 4:LyL. 5:LyF. 6:Rn. 7:Wk. 8:Fall. 9-10:Error 11:Corrected Fall.

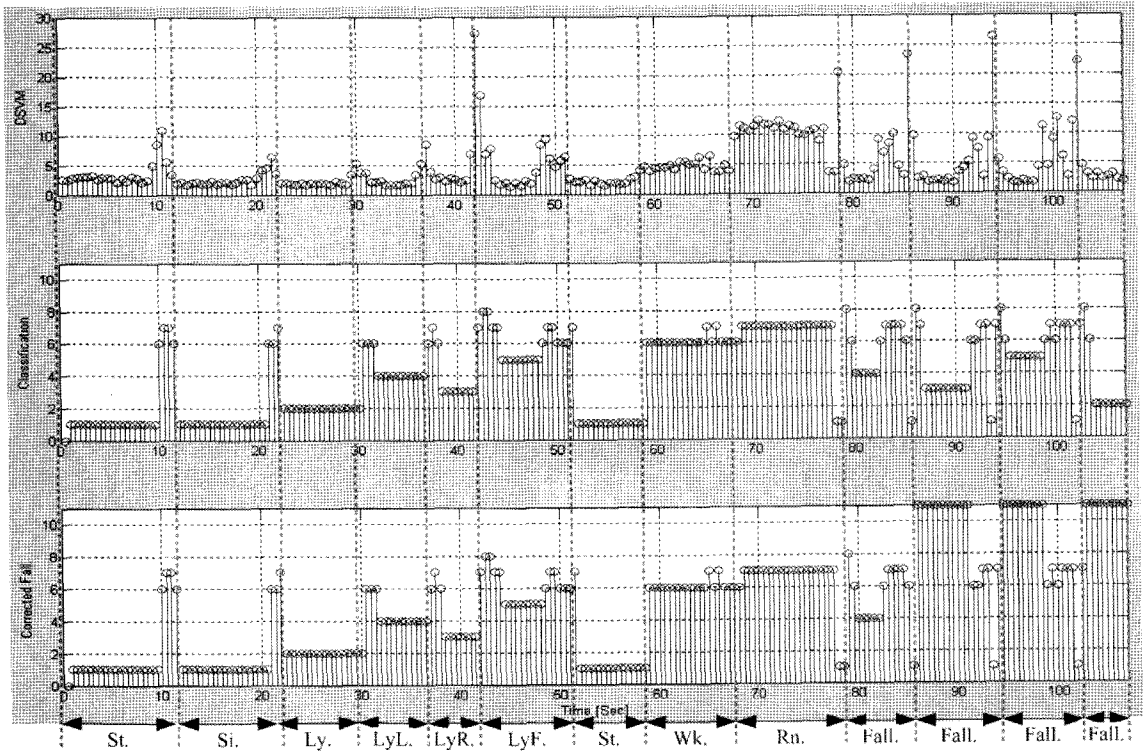


그림 10. 자세 및 활동 분류 결과
Fig. 10. The results of posture and activity classification.

확성을 보였으며, 걷는 경우의 평가에서는 2번을 뛰는 경우로, 1번은 낙상으로 판별하여 97%의 정확성을 보였다. 그 외 낙상, 앉아 있을 때, 누워 있을 때는 100%의 분류 정확성을 보여주고 있다.

5. 결론 및 고찰

본 연구에서는 일상생활 중 편리하게 자세변화 및

표 3. 자세 및 활동 분류 성능평가 결과
Table 3. Results of Posture and Activity Classification Performance Evaluation

	Walk.	Run.	Fall.	St.	Ly.	Accuracy
Walk.	98	1		1		98 %
Run.	2	97	1			97 %
Fall.			100			100 %
St.				100		100 %
Ly.					100	100 %
Average						99 %

활동상태를 모니터링 할 수 있는 시스템을 구현하고자 하였다. 이를 위해 기존의 연구와 차별화 하여 소형의 저전력 무선가속도 계측시스템을 구성하였고, PC상에서 실시간으로 신호를 모니터링 할 수 있는 프로그램을 구현하였다. 그리고 자세변화 및 활동상태를 분류할 수 있는 분류알고리즘을 제안하였다. 구현된 시스템의 성능평가를 위하여 자세변화에 따른 시스템의 출력특성 평가와 자세변화 및 활동상태에 따른 분류성능 평가를 수행하였다. 특히 낙상보정 알고리즘의 적용을 통해 급격한 가속도 변화 시 판단오류를 최소화 하고자 하였다. 구현된 시스템의 종합 성능평가를 위한 자세변화 및 활동상태 분류성능평가 실험에서는 약 99%의 분류 정확성을 보였다.

향후 연구에서는 본 연구 결과를 바탕으로 다수의 피험자를 대상으로 보다 세분화된 자세변화 및 활동상태의 분류가 가능한 알고리즘을 개발하고, 분류 성능을 향상시키는 연구를 수행하고자 한다. 또한 자세변화 및 활동상태의 정확한 모니터링을 통해 정량화된 활동량을 모니터링하기 위한 연구를 수행할 계획이다.

감사의 글

본 연구는 산업자원부와 한국산업기술재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

참고 문헌

- [1] Park s, Jayaraman S, "Enhancing the quality of life through wearable technology", *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 22, no 3, pp. 41-48, 2003.
- [2] 진계환, 이상복, 최훈, 서재원, 배현덕, 이태수, "가속도센서를 이용한 상황인식 시스템", 콘텐츠학회 논문지, 제5권, 제5호, pp. 287-295, 2005.
- [3] G. Meijer, K. R. Westertep, F.M.H. Verhoeven, H.B.M. Koper, and F. Hoor, "Methods to assess physical activity with special reference to motion sensor and accelerometers", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 3, 1991.
- [4] S. H Lee, H. D. Park, H. R Yoon, and K. J. Lee, "Design of a portable activity monitoring system", *The Korea Institute of Electrical Engineer*, vol. 51, pp. 32-38, 2002.
- [5] C.V. Bouten, K. T. Koekoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. D. Janssen, "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 3, pp. 136-147, Mar. 1997.
- [6] M. J. Mathie, A. C. F. Coster, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "A pilot study of long term monitoring of human movements in the home using accelerometry", *J. Telemed. Telecare*, vol. 10, pp. 144-151, 2004.
- [7] K. Aminian, P. Robert, E. E. Buchser, B. Rutschmann, D. Hayoz, and M. Depairon, "Physical activity monitoring based on Accelerometry: Validation and comparison with video observation", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 37, pp. 304-308, 1999.
- [8] J. M. Winters, Y. Wang, and J. M. Winters, "Wearable sensors and telerehabilitation", *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 22, no. 3, pp. 56-65, 2003.
- [9] <http://www.maxfor.co.kr/maxfor/gnu3/images/SeriesManual ver1.2.pdf>.
- [10] M. J. Mathie, A. C. F. Coster, B. G. Celler, and N. H. Lovell, "Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, pp. 670-687, 2004.
- [11] 이영동, 정완영, "유비쿼터스 헬스케어를 위한 센서 네트워크 기반의 심전도 및 체온 측정 시스템: 1. 센서 네트워크 플랫폼 구축 한국센서학회", *센서학회지*, 제15권, 제5호, pp. 362-370, 2006.
- [12] 이대석, 정완영, "유비쿼터스 헬스케어를 위한 센서 네트워크 기반의 심전도 및 체온 측정 시스템: 2. 생체신호 모니터링 소프트웨어 시스템", *센서학회지*, 제15권, 제6호, pp. 417-424, 2006.



정도운(Do-Un Jeong)

- 2000년 2월 동서대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 2002년 2월 부산대학교 대학원 의공학협동과정 졸업(공학석사)
- 2005년 8월 부산대학교 대학원 의공학협동과정 졸업(공학박사)
- 2005년 3월~현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부 전임강사
- 주관심 분야 : 생체계측시스템, 생체신호 처리, 유비쿼터스 헬스케어



정완영(Wan-Young Chung)

- 1992년 8월 경북대 전자공학과(공학석사)
- 1998년 5월 규슈대 총합이공학연구소(공학박사)
- 1999년 3월~현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부 교수, 디자인&IT 전문대학원 원장
- 2006년 3월~현재 BK21 WSN을 활용한 u-헬스케어 기술개발핵심사업팀 팀장
- 주관심분야 : 유비쿼터스 헬스케어, 무선센서네트워크, 반도체센서, 홈네트워크