

## PDA기반 인체동작 무선계측

이명호\*, 김남진\*\*, 이훈재\*\*\*, 진계환\*\*\*, 이삼열\*\*\*, 이준행\*\*\*, 이상복\*\*\*, 이태수\*\*\*\*

청주대학교 정보통신공학과\*  
단국대학교 컴퓨터공학과\*\*  
남부대학교 방사선학과\*\*\*  
충북대학교 의과대학 의공학교실\*\*\*\*

### Wireless Measurement of Human Motion Based on PDA

Myong-Ho Lee\*, Nam-Jin Kim\*\*, Hwun-Jae Lee\*\*\*, Gae-Whan Jin\*\*\*, Samual Lee\*\*\*, Jun-Hang Lee\*\*\*,  
Sang-Bock Lee\*\*\*, Tae-Soo Lee\*\*\*\*

*Dept. of Information Communication Engineering, Chongju University\**

*Dept. of Computer Engineering, Dankuk University\*\**

*Dept. of Radiology Nambu University\*\*\**

*Dept. of Biomedical Engineering, Medical Collage, Chungbuk University\*\*\*\**

#### <요 약>

본 연구에서는 환자들의 일상생활 동안 움직임 이상을 관찰하기 위한 인체동작 무선계측 기술을 개발하였다. 기술개발에 사용한 도구는 버클리대학에서 개발한 MICA, TinyOS, nesC를 이용하여 무선신호 감지, 소프트웨어 플랫폼, 그리고 임베디드 프로그래밍을 위한 도구로 사용하였다. 실험을 위해 개발된 장비를 인체의 가슴부위에 부착하고 움직임 동작인 앉기, 서기, 눕기 데이터를 획득하여 PDA로 무선전송하여 저장하고 처리하여 그래프로 보여준다. 보여진 결과는 인체동작을 구속이나 제한 없이 기록할 수 있게 된다. 본 연구의 결과는 환자의 움직임 이상과 일상생활동작을 관찰하는 데 사용될 수 있을 것이다.

#### Abstract

In this study, wireless measurement technique for human motion was developed to monitor movement disorder patients during their daily life. MICA, TinyOS, and nesC, developed by UC Berkeley, were used as wireless sensor, its software platform, and programming language. The human motion data, generated by two axial accelerometer(ADXL202) was transmitted to PDA(iPaq3630) by 916Mhz short range communication chip(TR1000). It could be stored at PDA by simple Windows CE programming. To test the developed device, it was attached at human chest and the acquired data was shown as a graph during his motion of sitting, standing, and lying. The result showed that human motion could be logged without any hooking and constraints. Therefore, this device can be used to monitor patient's movement disorder and activity of daily life(ADL).

**Key word** 생체신호처리, 임베디드 시스템, 무선통신, 가속도센서

## I. 서 론

오늘날 컴퓨터 시스템의 발달은 생활에 많은 편의를 가져다주었다 그 중 개인용 컴퓨터는 일상생활에서 발생하는 다양한 정보 처리를 가능케 하였으며, 이는 군사, 의료, 유통, 엔터테인먼트 등으로 파급되어 기존의 아날로그 시스템을 디지털 시스템으로 대체 하였다. 이러한 시점에 임베디드 시스템(embedded system) 기술에 기반을 두는 PDA는 개인용 컴퓨터의 디지털 정보처리 환경을 좀 더 다양하고 친숙하게 바꾸었다. 또한 PDA의 특성상 무선 기술과 이동성의 지원이 필수적이기 때문에 이동간 또는 특정 장소에서 편리한 디지털 정보처리가 가능하게 되었다. 예를 들면, 병원정보시스템에서 의사 및 간호사가 진료시점(POC)에서의 정보입력 및 관리가 가능해 졌다[1]. 우리는 이러한 환경에서 적용 가능한 부분으로 의료 지원에 중점을 두는 디지털 기기의 개발과 활용에 그 주안점으로 두고 이를 활용하여 생체에서 발생하는 동작을 계측하고 처리하는 시스템을 PDA에서 구현 하였다. 현재의 모바일 디지털 기기의 대표적인 PDA는 인텔의 Xscale 프로세서를 장착하여 최대 400 Mhz로 동작하며, 기본 메모리는 최소 32Mbyte를 가지며 128Mbyte 까지 확장이 가능하며, 다양한 무선 통신 장비도 장착되어 강력한 기능을 보유 하였다. 이것은 단순 처리만이 가능했던 과거의 임베디드 시스템에 비교하여 많은 응용 시스템의 구현을 가능하게 하였다. 또한 마이크로소프트사에서 제공하는 PocketPC 기반 운영체제는 유저와의 인터페이스를 더욱 좋게 하였으며, 개발환경도 개인용 컴퓨터와 유사한 개발 환경을 제공하여 기존의 개발자도 쉽게 PDA 환경에서의 응용 프로그램의 개발이 용의 해졌다. 또한 전자소자의 소형화 및 저 전력화로 인하여 적은 전력으로도 장시간 사용할 수 있는 센서장비들이 많은 발전을 이루어 왔다.

이 논문에서는 병원이 아닌 외부에서 지속적인 동작 관찰이 필요하거나 환자가 아닌 정상적인 개인의 생체 운동량 및 운동패턴의 측정을 위하여 가속도 센서인 ADXL 202JE를 사용하여 생체의 운동량 변화를 측정하고 이를 RF 주파수를 사용하여 무

선으로 전송하여 PDA에서 처리하는 생체 계측 시스템 개발을 하였다.

## II. 무선 임베디드 시스템

본 연구에서는 사람의 동작을 계측하는 센서 장치로 Cross Bow사의 Mica(Serial Port Based Programming Device)을 사용하였다. Mica는 Atmel사의 Atmega128L 마이크로프로세서를 사용하며, 자기장, 소리, 빛, 온도, 가속도등의 다양한 아날로그 신호의 감지가 가능한 다기능 센서 모듈을 주 프로그램 보드의 확장 슬롯에 부착하여 사용한다. Mica의 주 운영체제는 TinyOS로서 이는 제한된 자원 하에서 장치를 동작시키기 위하여 고안된 운영체제이다. TinyOS는 프로그램 메모리 8Kbyte, 주기억 장치 512byte인 대단히 작은 시스템 자원으로도 운용이 가능하다. 또한 TinyOS는 TinyOS의 실행 모델과 구조화 개념을 C 언어를 기반으로 확장한 구조적 언어인 nesC를 사용하여 구성되었다[7]. Mica의 여러 센서 기능 중 특정 센서를 동작 시키고 이를 RF 주파수로 전달하기 위해서는 nesC 프로그래밍 언어를 사용하여 프로그램 보드에 컴파일 한 이미지를 업로드한 후 센서 모듈을 보드에 부착하여 동작 시킨다. 본 논문에서는 가속도 센서만을 사용하도록 프로그래밍 하였다. 센서보드는 시작 바이트가 7E이고 종료 바이트가 7E인 37byte의 가속도에 따른 신호 값을 출력하는데 이것은 시리얼 포트를 통하여 출력된다. 그림1은 본 논문에서 사용한 장비들의 구성을 나타낸다. 센서 장비로 사용되는 Mica는 MIB510(Programming and Serial interface board), MTS(Sensor board), MPR(Processor /Radio board) 3가지로 구성되고 신호 모니터링을 위한 장비는 Mobile device(PDA)이며, 개발 시스템은 Host computer(PC)이다[6].

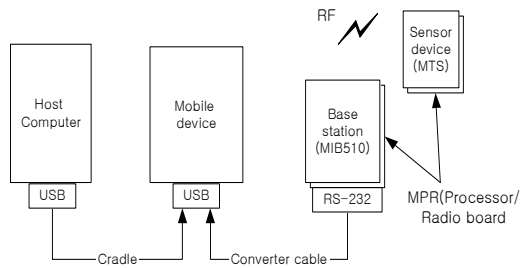


그림1. 개발 시스템 및 장비 구성

그림1에서 MIB510은 MTS로부터 RF(Radio Frequency)로 데이터 수신을 받고 이를 시리얼 포트로 출력한다. PDA와 MIB510 간의 데이터는 USB to Serial 변환 케이블을 사용하여 신호를 입력받는다. 호스트 컴퓨터에서는 PDA용 모니터링 프로그램을 개발하고 디버깅하기 위하여 USB 인터페이스를 사용하는 크래들을 사용하여 연결하였다. 그림2-A는 MTS와 MPR을 나타내고 그림 2-B는 MIB510과 PDA를 연결한 그림이다.

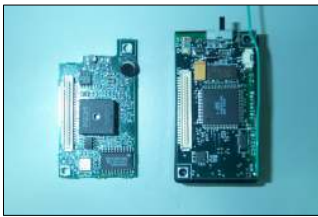


그림2-A. MPR, MTS



그림2-B. MIB510, PDA

### III. 실험 및 결과

#### 1. MIB510의 프로그래밍과 구조

MTS는 RF를 사용하여 여러 가지 센서 정보를 수집하여 MIB510으로 데이터를 전송 한다.

본 연구에서는 Mica를 센서장비로 사용하고 여러 센서 기능 중 가속도 센서 신호만을 사용하였다. Mica는 MIB510, MPR, MTS로 구성되며 MTS 간에 서로 무선 통신이 가능하도록 되어 있다. 먼저 베이스 스테이션으로 사용할 MPR을 MIB510에 장착하고 nesC를 사용하여 프로그래밍을 한 후 이를 컴파일 하여 MPR의 플래시 메모리에 업로드 한다[3]. nesC는 컴퍼넌트(component) 기반으로 이루어 졌으며 컴퍼넌트들은 서로의 관계에 따라서 연결되어 있다. 각각의 컴퍼넌트는 인터페이스(interface)와 구현(implementation) 속성으로 이루어진다. 이중 인터페이스는 각 컴퍼넌트의 기본 행동을 정의하며 이러한 인터페이스에 따라 인터페이스의 기능을 구현한다. 구현된 인터페이스들은 각각의 컴퍼넌트들과 상호작용하기 위하여 서로 간에 인터페이스를 제공(provide)하거나 다른 컴퍼넌트의 기능을 사용(use) 하도록 구성된다[5].

베이스 스테이션의 프로그램이 끝난 후 가속도 신호를 감지하고 이를 RF를 사용하여 전송하는 MTS를 MIB510과 연결하고 nesC를 사용하여 가속도 센서에 의해 감지되는 X, Y축의 신호를 처리하도록 프로그래밍 하여 플래시 메모리에 업로드 한다.

#### 2. PDA에서의 신호 처리

MIB510이 가속도 데이터를 수집하여 시리얼 포트로 전송하면 이를 PDA에서 입력 받아 신호를 분석 하여야 한다. 본 논문에서 이를 구현하기 위하여 PDA는 iPAQ 3630을 사용 하였으며 이는 200Mhz Strong-ARM 프로세서를 사용하며 32Kbyte의 메모리와 32Kbyte의 플래시 메모리가 장착되어 있다. iPAQ 3630의 운영체제는 PocketPC 2002가 탑재 되어 있다. MIB510의 시리얼 포트로 입력되는 신호의 모니터링 프로그래밍을 위하여 Visual Studio.NET 2003의 Visual Basi.NET을 사용하였다. MIB510으로부터 신호는 일정한 길이의 패킷(packet)으로 입력 되는데 이 패킷의 구성은 그림3과 같이 헤더와 그림4,5와 같은 데이터 부분으로 크게 구분되어 입력 된다[3]. 하나의 패킷은 37byte로 구성되는데 각각은 표1과 같다.

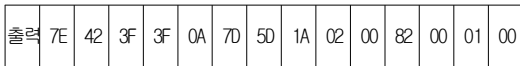


그림3. 패킷의 헤더 구조

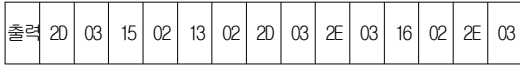


그림4. 패킷의 데이터 구조1

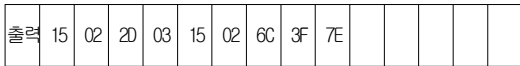


그림5. 패킷의 데이터 구조2

[표 1] MIB510의 패킷구성

번호	기능	바이트
1	Destination Address(7E 42)	2
2	미사용(3F 3F)	2
3	handler ID(0A)	1
4	group ID(7D)	1
5	미사용(5D)	1
6	Message Length(1A)	1
8	Source mote ID(02 00)	2
9	sample counter (50 52)	2
10	ADC channel(01 00)	2
11	ADC data reading	20
12	기타 바이트(2F 3F)	2
13	종료 바이트(7E)	1
합 계		37

이상의 표1에서 1~10까지는 패킷 헤더에 해당되며, 11은 실제 가속도 센서의 X, Y축의 데이터이다.

이러한 패킷이 시리얼 포트로 입력되면 모니터링 프로그램에서는 우선 패킷의 각 바이트를 성분별로 나누어 구조체에 나누어 담는다. 이 때 MIB510에서 출력되는 패킷은 little-endian 포맷으로 전송되어지므로, 이를 x86 기반의 프로세서와 메모리 구조에 맞도록 변경 하여야 한다.

이후 구조체의 헤더 값들과 가속도 센서의 감지 데이터들을 실시간으로 화면에 표시하여 그림6과 같이 프로그래밍 하였다.

[start]/[end] 버튼은 시리얼 포트의 on/off 를 담당하며 [Save] 버튼은 현재 수집된 데이터를 텍스트

파일로 저장하며 동시에 데이터베이스 테이블로도 저장을 한다.

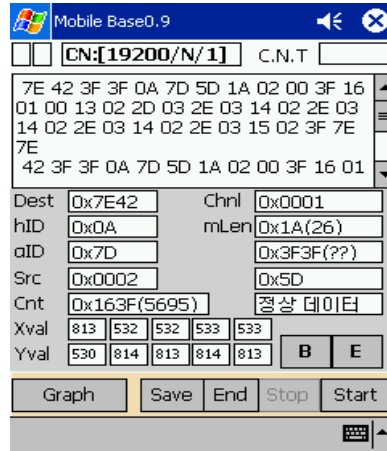


그림6. 헤더와 데이터 출력

저장된 데이터베이스 테이블의 구조는 다음과 같다.

그림7. 데이터베이스에 저장된 데이터 테이블

[Graph]버튼은 저장된 데이터베이스의 가속도 센서 데이터를 그래프로 그림8과 같이 보여주게 된다.

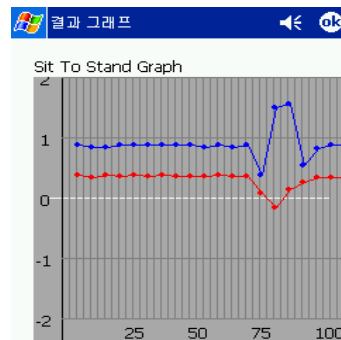


그림8. 자세에 따른 출력 그래프

그림8의 그래프는 센서장비를 흉부에 고정하여 부착하고 앉았다 일어서는 모의실험을 통해 얻어진 데이터로 그려진 것이다. 그림에서 보는바와 같이

동작이 없는 상태에서는 일정한 패턴을 보이다가 동작이 변할 경우에 감지 데이터가 변한 것을 알 수 있다. 그러나 이상의 데이터를 실제 적용하기 위해서는 Y축 값의 정확한 변화량의 측정 보다는 일반적으로 사람이 일어서는 동작이 이루어지는 경우 X축의 값도 어느 정도 변화하기 때문에 먼저 일반적인 사람의 앉았다 일어서는 동작에 대한 평균적인 데이터를 기반으로 실제 패턴이 발생했을 때와의 비교를 통하여 앉았다 일어서는 경우 이외의 여러 가지 자세에 대한 패턴을 검출할 수 있을 것이다[9].

본 논문에서 사용한 가속도 센서에서의 데이터는 정상적인 상태에서는 다음의 표2와 같다.

[표 2] 가속도 센서 출력 기준값

	평균	표준편차	평균	표준편차
수평	527.607	0.892	782.131	0.533
컨넥터 up	467.110	0.618	781.850	0.936
컨넥터 down	589.085	0.713	781.170	0.616
스위치 up	527.546	0.769	813.385	0.548
스위치 down	529.959	1.035	749.173	0.455

그림8의 그래프는 센서장비의 위치에 따라 출력된 값을  $-2g \sim +2g$  사이의 중력 가속도 값으로 환산하여 그래프로 표시 하였다. 표2의 값들은 센서장비를 수직으로 세워 값의 최대와 최소를 측정하였고 센서를 누여 값의 최대 최소값을 측정 하였다.

이상과 같이 센서장비를 구성하고 감지된 데이터를 PDA로 입력 받아 모니터링 할 수 있도록 하는 시스템을 구성하여 다음의 그림9와 같이 구성 하였다.



그림9. MIB510에서의 데이터를 PDA에서 모니터

#### IV. 고 찰

고정된 장소에서의 생체의 신호를 감지하고 이를 처리하는 시스템은 이미 많은 부분에 사용되고 있다. 그러나 무선 기반의 생체 계측 시스템은 아직 그 개발 환경이나 응용 시스템이 부족한 실정이다. 이러한 생체 계측 시스템을 구성하기 위해서는 먼저 생체 신호를 정확히 계측할 수 있는 센서 장비가 있어야하며 이러한 센서 장비의 신호를 전달하는 안정된 송/수신 기술이 있어야 할 것이다. 이 논문에서의 센서 장비들 간의 WSN(Wireless Sensor Network)을 구성하는 방법으로 916MHz ISM 대역 RF(Radio Frequency)를 사용하였다.

또한 전달된 신호를 처리하여 이를 손쉬운 인터페이스로 볼 수 있도록 하는 것도 중요 할 것이다. 이를 위하여 장비를 프로그램에 연동하기 위한 개발 환경과 PDA에서의 응용 프로그램의 개발을 도와주는 전문 개발 환경의 보완도 있어야 할 것이다. 지금의 개발 환경은 Pocket PC 운영체제에서 편리한 인터페이스를 제공하고 Visual studio.NET, 또는 embedded Visual Studio 3.0에 의하여 편리한 개발 환경을 제공하나 아직 외부 기기와의 연동하여 개발 시에는 개선해야 할 점이 많다.

또한 모바일 장비는 그 특성상 저장 공간이 많지 않으므로 처리된 데이터를 무선 인터넷 또는 CDMA등의 통신 인프라를 사용하여 특정 서버에 저장되도록 하는 인터페이스의 개발도 요구된다.

본 논문에서 사용된 데이터는 필터링 과정을 거쳐 생성되었는데, 이는 센서 장비에서의 데이터가 기준 값으로 측정된 특정 범위에의 값이 일정하게 출력되는 것이 아니라 신호 잡음으로 인해 순간적으로 범위 이상의 값이 출력되기 때문이다. 때문에 향후 정확한 감지와 정확한 출력 값을 내는 센서 장비의 개발이 요구되며 또한 가속도계 IC의 특성상  $-2g \sim +2g$  사이의 값이 출력 되는데 이는 신호의 레벨이 처리하기에 낮기 때문에 정확한 처리의 방해 요소로 작용하기 때문에 좀 더 높은 레벨의 신호를 출력 할 수 있도록 개선되어야 할 것이다.

본 논문은 생체 신호 중 동작 감지와 감지된 데이터를 PDA에서 처리하는 시스템을 구현 하였다. 이는 지속적인 의료 시스템에 의한 보호가 요구되는 환자의 ADL(Activity of Daily Life Index)을 감지하여 이를 볼 수 있도록 하는 응용 시스템에 사용 가능하다[4]. 예를 들어 파킨슨병과 같은 노인성 운동 이상 환자의 재활 및 환자 상태의 모니터링을 위하여 사용 된다면, 본 논문에서 구현한 생체 신호를 모니터 할 수 있는 MTS를 주요 부위에 여러 개 부착하고 각각의 부위에서의 신호를 처리하여 환자의 상태를 모니터링 할 수도 있다[10]. 또한 작은 크기로 소형화 하여 몸에 부착할 수 있는 형태로 만들어 일상생활에서의 개인 운동성 측정 등에 사용될 수 있을 것이다[8]. 이처럼 생체에서 발생하는 신호의 측정과 측정된 데이터의 가공과 처리는 향후 의료 시스템에서 뿐만 아니라, 원격지에서 무선으로 방사선계측을 할 수 있는 장비의 개발 등 여러 가지 모바일 장비의 주요 연구 과제가 될 것이라고 기대된다.

### 감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임  
(과제고유번호 : 0405-ER01-0304-001)

### [참고문헌]

[1] Barbash A. Mobile Computing for Ambulatory Healthcare: Points of Convergence, J Ambulatory

Care Manage 2001; 24(4): 54-66

- [2] Shimizu K. Telemedicine by mobile communication, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 1999; 18(4): 32-44
- [3] <http://webs.berkeley.edu/tos/media.html>
- [4] Stroetmann VN, Husing T, Kubitschke L, Stroetmann KA. The attitudes, expectations and needs of elderly people in relation to e-health applications: results from a European survey, Journal of Telemedicine and Telecare 2002; 8(Suppl. 2): S2:82-84
- [5] David Gay, Philip Levis, David Culler, Eric Brewer, nesC 1.1 Language Reference Manual, <http://webs.cs.berkeley.edu>, 2003
- [6] Milena Milenkovic, Jovanov, E, John Chapman, Dejan Raskovic, John Price, An Accelerometer-Based Physical Rehabilitation System, IEEE, 2002
- [7] David Gay, Philip Levis, Robert von Behren, The nesC Language: A Holistic Approach to Networked Embedded Systems ,
- [8] Actiwatch Actigraphy Systems.ppt, Mini Mitter
- [9] Bijan Najafa, Kamiar Aminian, Ambulatory System for Human Motion Analysis Using a Kinematic Sensor: Monitoring of Daily Physical Activity in the Elderly, IEEE Trans on Biomedical, vol. 50, no. 6, June 2003
- [10] Noel L.W. Kejisers, Martin W.I.M. Horstink, Stan C.A.M. Gielen, Automatic Assessment of Levodopa-Induced Dyskinesias in Daily Life by Neural Networks, Movement Disorders Society, vol.18, no.1, June 2003