

## 3축 가속도 센서 데이터의 처리와 응용

### Processing of 3-Axial Accelerometer Sensor Data and Its Application

김남진, 홍주현\*, 이태수\*

휴대형진단치료기기개발센터, 충북대학교 의과대학  
의공학교실\*

Kim Nam-Jin, Hong Joo-Hyun\*, Lee Tae-Soo\*

Ubiquitous Biomedical Systems Development  
Center, Chungbuk National Univ.\*

#### 요약

본 연구에서는 3축 가속도센서를 소형 센서모듈로 구성하고 이를 사람의 신체 부위에 부착하여 센서의 3차원적 방향에 구애되지 않고 동작에 의한 중력방향의 가속도를 계산할 수 있는 장치와 알고리즘을 개발하였다. 센서모듈을 이용하여 컴퓨터 시스템에 의해 사람의 보행 및 동작을 측정하기 위해서는 정량적인 처리가 가능 하도록 데이터를 가공 하여야 한다. 센서 모듈로부터 데이터의 획득, 가능한 범위의 직교 좌표계로 변환, 중력방향의 단일 스칼라 값 변환의 과정으로 센서 출력 데이터를 정규화 하였다.

#### Abstract

In this paper, three axial accelerometer was used to develop a small sensor module, which was attached to human body to calculate the acceleration in gravity direction by human motion, when it was positioned in any direction. To measure its wearer's walking or running motion using the sensor module, the acquired sensor data was pre-processed to enable its quantitative analysis. The acquired digital data was transformed to orthogonal coordinate value in three dimension and calculated to be single scalar acceleration data in gravity direction and normalized to be physical unit value.

## I. 서론

의학 발달과 현대 사회의 급격한 변화는 건강과 질병의 형태에도 영향을 미쳐, 급성 질병은 점차 감소되어 가는 반면, 노인질환과 만성 질환의 증가가 두드러지고 있으며, 특히 당뇨병, 고혈압, 천식 등의 지속적인 관리가 요구되는 질병을 컴퓨터 시스템을 통해 관리하려는 연구가 활발히 진행되고 있다[1,2]. 만성질환 환자에게는 주기적인 병원 방문이 요구되며, 이는 개인적으로나 사회적으로 많은 비용을 발생시킨다. 이러한 지속적인 관리를 요하는 질병의 관리를 위해 사람의 생체 신호 또는 질환에 대한 특정 데이터를 개인이 획득하여 이를 휴대가 가능한 시스템에

서 처리하고, 관리하는 새로운 재택 진료 및 관리 시스템의 연구가 활발히 진행 중이다[3]. 재택 질환 관리에 중요한 부분 중의 하나는 관리 대상자의 활동량이고, 이것의 분석은 향후 질환 관리에 매우 중요한 연구 분야일 것이다. 본 연구는 가속도 센서로부터 사람의 활동, 특히 보행에 관한 활동량을 센서로부터 수집하여 이를 처리에 용이하도록 데이터를 가공하여 향후 만성질환관리 응용에 활동량 및 활동 유형 분석에 사용 가능한 센서 데이터의 정규화(normalization) 알고리즘을 제시한다.

대부분의 사람의 일상생활 중 가장 빈번하게 이루어지는 것 중의 하나는 보행일 것이다. 자주 일어나는 동작이면서도 신체의 여러 부분에 의한 매우 복잡

한 매커니즘을 내포한 신체 운동이다[4]. 보행 운동 측정에 대한 응용의 하나는 관성의 법칙을 이용하여 추의 물리적인 움직임을 횡수로 표시하는 기계식 스텝 카운터(step counter)가 대표적으로 이용되어 왔으나 최근 MEMS(Micro Electro Mechanical System) 기술을 응용한 소형 가속도 센서를 이용하여 이를 수행하는 응용이 시도되고 있다[5,6].

가속도 센서를 사람의 보행 및 동작패턴의 측정에 사용할 때에는 사람간의 독특한 동작패턴에 의해 같은 동작을 하였으나, 센서로부터의 출력 데이터는 같은 결과를 출력한다고는 보장할 수 없다. 센서의 데이터가 같은 동작에 의해서 다른 데이터를 출력하는 경우는 다음의 네 가지로 크게 구분할 수 있을 것이다.

- Case1 : 데이터 잡음, 행동 잡음
- Case2 : 노면의 상태가 다른 경우
- Case3 : 평균에서 벗어나는 동작 패턴인 경우
- Case4 : 신체부착 위치가 다른 경우

이상과 같은 일정치 않는 패턴을 발생시킬 수 있는 동작 환경으로 인해 컴퓨터 시스템으로 처리가 용이하도록 데이터의 정규화 과정이 요구된다. 본 논문에서는 센서모듈을 사람의 몸에 부착하여 걷기 동작 데이터를 획득 하였다. 획득된 데이터를 스텝 카운터와 같은 응용 시스템에 적용하기 위하여 데이터를 정규화 하였다.

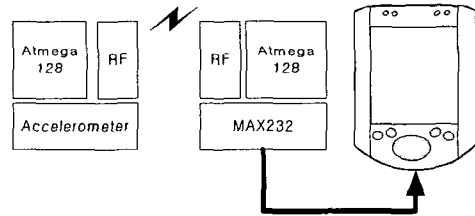
## II. 시스템 기술

본 연구에서는 센서모듈을 몸의 각 부분에 자유롭게 부착하기 위하여 센서에서 발생한 동작 데이터를 무선으로 처리 시스템에 전송 하였다. 무선 주파수는 RF(Radio Frequency) 433 MHz 대역을 사용하는 칩콘(Chipcon)사의 CC1000을 사용 하였으며[7], 전송 패킷(packet)은 [그림 1]과 같이 구성하였다.

header	x			y			z			footer				
0x7E	0	1	2	3	0	1	2	3	0	1	2	3	0x0D	0x0A

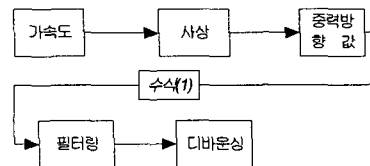
▶▶ 그림 1. 패킷 구조

송신측에서 전송한 동작 데이터는 수신측에서 받아 별도의 처리 없이 패킷 처리만을 하여 PDA에 연결된 시리얼 포트를 통해 재전송하도록 구성 하였다. 센서모듈에 사용된 마이크로프로세서(MCU)는 아트멜(ATMEL)사의 At-mega128L을 사용하였으며, 가속도 센서는 카이오닉스사의 KXM52 3축 가속도 센서를 사용하였다[8]. 센서로부터 수신되는 샘플 수는 초당 24개이며, [그림 2]는 이상에서 기술한 시스템에 대한 전체 블록 다이어그램이다.



▶▶ 그림 2. 전체 시스템 블록 다이어그램

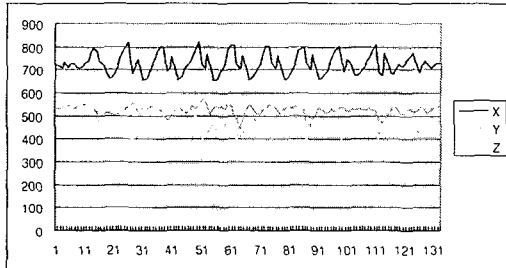
출력 데이터의 중력방향으로의 가속도의 세기와 패턴에 대한 데이터를 사용하여 보행 패턴을 추출하기 위해서는 먼저 [그림 3]과 같은 전처리 과정이 요구 된다.



▶▶ 그림 3. 센서 데이터 전처리 과정

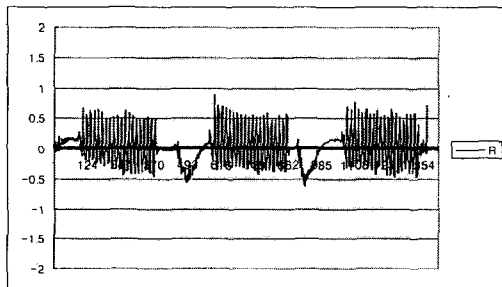
센서로부터 전송된 데이터는 x, y, z 세 방향의 좌표를 나타내는 데이터이고 어떠한 처리도 거치지 않

은 데이터이다. [그림 4]는 이를 측정하여 그래프로 나타낸 것이다.



▶▶ 그림 4. 처리되지 않은 센서 출력 데이터

[그림 4]의 측정값은 센서의 x 방향을 중력방향으로 흉부에 부착시키고 걸었을 경우의 센서 출력 데이터이다. 걷기 동작 시에는 대부분의 충격량이 중력 방향으로 작용하므로 x 방향의 출력 값이 큰 폭으로 나타나지만 다른 방향은 상대적으로 작게 나타난다. 이상의 센서 데이터를 사용하여 세 방향의 출력 데이터에 대하여 중력방향으로만 작용하는 성분을 추출하였다. 이것이 적용된 센서를 각각 x, y, z의 방향으로 향하고 흔들었을 때의 값을 그래프로 나타내면 [그림 5]와 같다.



▶▶ 그림 5. 중력방향으로만 작용하는 센서 데이터

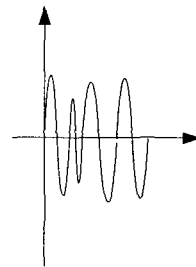
필터링의 과정은 사용자의 움직임에 의해 발생된 신호들 중에서 저주파 영역인 측정 잡음을 제거하여 한 번의 물리적인 충격에 의해 발생된 신호 중 가장 큰 영역만을 얻기 위한 과정이다. 본 연구에서 사용

한 필터는 과거 입력 신호의 일정 비율을 현재 입력 신호에 반영하여 신호잡음을 제거하는 자기회귀 필터(Auto-Regressive filter)이다[9]. 자기회귀 필터의 수식은 다음과 같다.

$$v_k = \sum_{l=1}^n A_l v_{k-l} + w_k \quad (1)$$

이는 차수가  $n$ 인 자기회귀 모델로서, 시간에 따른 데이터  $v_k$ 에 대해 각 순간의 데이터들끼리 특정한 상관관계(correlation)가 있다고 가정하는 것이다. 따라서 데이터  $v_k$ 가 시간에 대해 측정될 때 기존에 측정된 신호에 특정 가중치를 곱한 값의 합에 입력 값  $w_k$ 를 합한 것으로 표현할 수 있다. 그러므로  $k$ 번째 신호  $v_k$ 는 기존의 신호들에 자기회귀 계수라고도 불리는 가중치들( $A_1, \dots, A_n$ )을 각각 곱한 후 합한 값에 입력 값을 더한 값으로 나타낼 수 있다[10].

정규화의 마지막 과정인 디바운싱(debouncing)은 동일한 동작을 했음에도 불구하고 일정하지 않은 출력이 발생 되었을 때 발생하는 다중첨두치(multi peak)를 제거하기 위하여 사용된다. 다음의 [그림 6]과 같은 파형 발생시 이를 제거하기 위하여 사용된다.

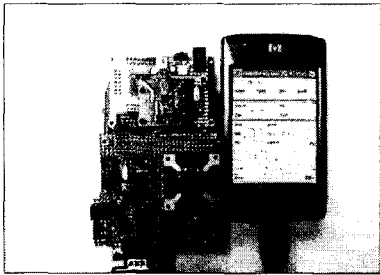


▶▶ 그림 6. 다중첨두치 발생 파형

### III. 고찰

본 연구에서는 가속도 센서를 마이크로프로세서와 연결하여 센서모듈을 구성하였다. 센서모듈은 몸에

자유롭게 부착시키기 위하여 무선 송/수신 모듈로 설계하였다. 피실험자의 흉부에 센서모듈을 부착하고 걸었을 때의 데이터를 획득하여 이를 동작분석 및 보행 분석 등의 처리에 용이하도록 데이터를 가공 하였다. 데이터의 처리 과정은 데이터 사상, 중력방향으로 작용하는 성분의 추출, 필터링과 디바운싱으로 수행하였다. 다음의 [그림 7]은 본 연구를 위해 제작된 장치이다.



▶▶ 그림 7. 장치구성과 프로그램 실행

향후 수평방향으로 작용하는 동작 데이터의 추출을 통해 걷기/뛰기에 대한 동작 패턴 구분에 대하여 연구할 것이며, 다른 생체신호 센서 데이터와의 융합 연구를 통해 사람의 동작 패턴에 따른 생체 신호의 왜곡과 변화에 관하여도 연구할 것이다.

#### ■ 참고 문헌 ■

- [1] 신윤희, 윤상균, “만성질환 질환자용 웹 기반 운동증진 프로그램 개발”, 대한의료정보학회논문지, 제11권, 제2호, pp.175-188, 2005.
- [2] 박경순, 김남진, 홍주현, 이태수, 차은중, “PDA를 이용한 당뇨 환자의 자가관리 시스템의 개발”, 대한의료정보학회논문지, 제10권, 제3호, pp.339-346, 2004.
- [3] 함지훈, 지영준, 임상현, 박광석, “의료용 디지털 텔레메트리를 이용한 재택진료 시스템의 개발에 관한 연구”, 대한의료정보학회논문지, 제3권, 제2호, pp.125-131, 1997.
- [4] R. Boulic, N. M. Thalmann, D. Thalmann, “A Global Human Walking Model with Real-Time Kinematic Personification”, The Visual Computer, Vol.6, No.6, pp.344-358, 1991.
- [5] <http://www.digiwalker.com>
- [6] K. Hinckley, J. Pierce, M. Sinclair, E. Horvitz, “Sensing Techniques for Mobile Interaction”, ACM UIST2000, CHI Letters 2, pp.91-100, 2000.
- [7] Chipcon Ltd, “The CC1000 Product Series DataSheet”, Rev.2.2, 2004.
- [8] Kionix Ltd, “The KXM52 Product Series DataSheet”, rev1.3, 2005.
- [9] S. L. Primak, J. LoVetri, “Auto-Regressive Filter-Based E-Pulse Discriminating Scheme”, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol.47, No.1, pp.216-218, 1999.
- [10] L. L. Sharf, “Statistical Signal Processing. Detection, Estimation, and Time Series Analysis Reading”, Addison-Wesley, 1991.