

# 보행 패턴 검출을 위한 동작센서 데이터 정규화 알고리즘

## Motion Sensor Data Normalization Algorithm for Pedestrian Pattern Detection

김남진\*, 홍주현\*, 이태수\*\*  
단국대학교 전자계산학과\*, 충북대학교 의과대학 의공학교실\*\*

Nam-Jin Kim(njkim@ubdc.re.kr)\*, Joo-Hyun Hong(red75@ubdc.re.kr)\*,  
Tae-Soo Lee(tslee@chungbuk.ac.kr)\*\*

### 요약

본 연구는 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. 센서모듈로부터 데이터의 획득, 가능한 범위의 직교 좌표계로 변환, 중력방향의 단일 스칼라 값 변환의 과정으로 센서 출력 데이터를 정규화 하였다. 정규화된 센서 데이터를 사용하여 보행 패턴 중에서 걷기 횟수를 구분할 수 있는 알고리즘을 적용한 개인휴대정보단말용 응용 프로그램을 작성하였다. 연구실 환경에서의 실험에서 개발된 알고리즘 및 장치의 보행수 측정 정확도는 약 97%이었다.

■ 중심어 : | 3축 가속도센서 | 정규화 | 보행 | 개인휴대정보단말 |

### 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. The normalized sensor data was used to detect walking pattern and calculate their step counts. Developed algorithm was implemented in the form of PDA application. The accuracy of the developed sensor to detect step count was about 97% in laboratory experiment.

■ Keyword : | Three Axial Accelerometer | Normalization | Walking | PDA(Personal Digital Assistants) |

\* 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(과제고유번호 : 0405-ER01-0304-0001)

접수번호 : #050608-001

접수일자 : 2005년 06월 08일

심사완료일 : 2005년 08월 01일

교신저자 : 이태수, e-mail : tslee@chungbuk.ac.kr

## 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 시스템에서 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 복잡한 메커니즘을 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]. 이와 같이, 특정 장치에 내장되어 주변의 환경 및 착용자의 상태 정보를 인식하여 데이터를 제공하는 센서들은 가속도센서(accelerometer), 각속도센서(gyroscope), 자기센서(magnetometer), 온도센서(temperature sensor), 광센서(light detector) 등이 있으며, 이들은 대표적인 착용형 센서(wearable sensor)

들이다[7]. 본 연구에서는 이 중에서 가속도 센서를 이용하였다. 가속도 센서를 이용하는 스텝 카운터들은 현재 개발되어 상용화 되어 있으나, 대부분 다음과 같은 기능상의 제약이 존재한다.

- 고정된 착용위치
- 고정된 착용방향
- 초기 인식반응이 느림
- 센서의 다중 사용으로 인한 과중한 소비전력

이상의 기능상의 제약을 해결하여 자유로운 착용위치 및 착용방향을 가능토록 하였고, 단일 센서만을 사용하여 스텝 카운터, 활동량 분석 응용에 사용 가능한 가속도 센서 데이터의 정규화 알고리즘을 개발하였다.

본 연구에서 사용한 3축 가속도 센서는 물리적인 움직임에 대한 공간상의 세 좌표를 아날로그 신호로써 출력하도록 구성된 MEMS 소자이다. 이러한 센서들은 주로 물리 화학적인 환경의 변화를 전기적인 신호로 변화시키고 이를 아날로그 또는 디지털 PWM(Pulse Width Modulation) 신호로 출력을 한다. 실험을 위해 사용한 센서는 카이오닉스(kionix) 사의 3축 가속도 센서이다.

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.

- Case 1 : 데이터 잡음, 행동 잡음
- Case 2 : 노면의 상태가 다른 경우
- Case 3 : 평면에서 벗어나는 동작 패턴인 경우
- Case 4 : 신체부착 위치가 다른 경우

이상과 같은 일정치 않는 패턴을 발생시킬 수 있는 동작 환경으로 인해 컴퓨터 시스템으로 처리가 용이하도록 데이터의 정규화 과정이 요구된다. 가속도 센서를 이용한 보행 패턴의 연구는 다양하게 이루어졌고, 그

중, 2축 가속도 센서와 각속도 센서로 구성된 시스템에서 가속도 센서 데이터를 2차 엘립틱 디지털 필터(second-order elliptic digital filter)를 사용하여 수평과 수직 성분을 구하였고, 각속도 센서 데이터는 디지털 적분기(digital integrator)를 사용하여 각속도를 구한 보행 패턴 연구가 있었다. 이 시스템의 경우 사용자의 대퇴부에 센서를 고정 장착 하여야 한다[8].

또한 Sabatini 등의 연구에서도 역시 2축 가속도 센서와 각속도 센서로 구성된 시스템에서 사람의 보행 특징에 관하여 연구하였으며, 가속도와 각속도를 구하기 위해 센서로부터 획득한 신호를 싱글 스테이지 저역필터(single-stage lowpass filter)를 사용하였다[9]. 이선우 등의 연구에서는 2축 가속도 센서와 디지털 컴퍼스(digital compass)로 구성된 시스템에서 보행 패턴의 검출과 구분에 관하여 연구 하였으며, 여기에서 가속도 데이터는 수식과 수평 행동 패턴의 인식을 위해 사용되었으며, 인식을 위해 각 샘플된 데이터로부터 50샘플들의 평균을 빼고, 이것을 2차 엘립틱 디지털 필터로 처리하여 사용하였다[7]. 이와 같은 기존 연구에서는 센서의 위치가 동적으로 변하지 않아야하며, 센서의 초기 착용 방향도 고정 적이어야 했으나 본 논문에서는 이를 개선하였다.

정규화된 센서 데이터를 사용한 보행 인식에 있어서, 하나의 알고리즘으로 모든 경우에 대한 처리에는 한계가 있으므로 다양한 상황을 인식할 수 있도록 하는 알고리즘이 요구된다. 이를 위해 본 논문에서는 다른 착용 위치의 감지와 판단을 위해 동적검출알고리즘(Dynamic Detection Algorithm)과 정적검출알고리즘(Static Detection Algorithm)을 최종 인식 단계에서 사용하였다[10].

본 논문에서는 센서모듈을 사람의 몸에 부착하여 걷기 동작 데이터를 획득 하였다. 획득된 데이터를 스텝 카운터와 같은 응용 시스템에 적용하기 위하여 데이터를 정규화 하였으며, 이 알고리즘을 이용하여 PDA 상에서 보행 횟수를 측정할 수 있는 응용 프로그램을 작성하였다.

## II. 시스템 기술

본 연구에서는 센서모듈을 몸의 각 부분에 자유롭게 부착하기 위하여 센서에서 발생된 동작 데이터를 무선으로 처리 시스템에 전송 하였다. 무선 주파수는 RF(Radio Frequency) 433 MHz 대역을 사용하는 칩콘(Chipcon)사의 CC1000을 사용 하였으며[11], 전송 패킷(packet)은 다음과 같이 구성하였다.

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

그림1. 패킷 구조

각 패킷은 시작과 끝에 구분문자(header, footer)를 가지며, 이를 구분자로 사용하여 수신측에서 각각의 패킷을 분리해 낸다. 송신측에서 전송한 동작 데이터는 수신측에서 받아 별도의 처리 없이 패킷 처리만을 하여 PDA에 연결된 시리얼 포트를 통해 재전송하도록 구성하였다. 센서모듈에 사용된 마이크로프로세서(MCU)는 아트멜(ATMEL)사의 Atmega128L을 사용하였으며, 가속도센서는 카이오닉스사의 KXM52 3축 가속도센서를 사용하였다. 센서의 3개의 아날로그 출력 신호선은 마이크컨트롤러의 ADC(Analog Digital Converter) 채널에 각각 연결하였다. 가속도 센서는  $\pm 2g$ 의 측정 범위를 가지며, 센싱 감도는 3.3v 전원 인가시에  $660mV/g$ 를 갖는다[12]. 센서로부터 수신되는 샘플 수는 초당 24개이며, [그림 2]는 이상에서 기술한 시스템에 대한 전체 블록 다이어그램이다.

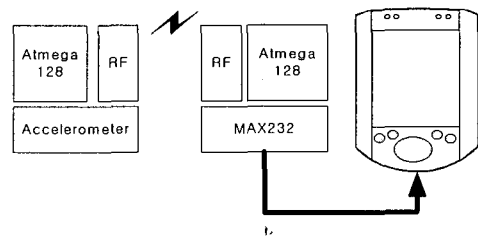


그림 2. 전체 시스템 블록 다이어그램

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

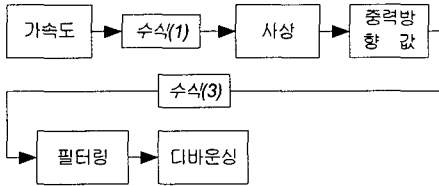


그림 3. 센서 데이터 전처리 과정

몸에 부착된 센서모듈은 사람의 움직임에 대하여  $x, y, z$  세 방향의 데이터를 0~1023 범위의 정수 값으로 출력한다. 프로그램에서는 이를  $\pm 2g$  범위의 값으로 사상(mapping)시켜 사용한다. 사상 함수는 다음의 수식(1)과 같다.

$$c = \left( \frac{upper + lower}{2} \right)$$

$$e = \frac{Gmax}{upper - lower}$$

$$M(n) = (n - c) \times e \quad (1)$$

수식에서  $upper$ 와  $lower$ 는 센서모듈의 캘리브레이션에 의해서 정해진 상수이고,  $Gmax$ 는 센서의 최대 출력 범위이고,  $n$ 은 센서의 움직임에 의해서 출력된 데이터이다.

센서로부터 전송된 데이터는  $x, y, z$  세 방향의 좌표를 나타내는 데이터이고 어떠한 처리도 거치지 않은 데이터이다. [그림 4]는 이를 측정하여 그래프로 나타낸 것이다.

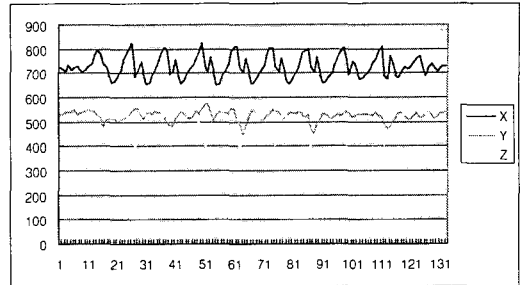


그림 4. 처리되지 않은 센서 출력 데이터

[그림 4]의 측정값은 센서의  $x$  방향을 중력방향으로 흉부에 부착 시키고 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. 즉, 이것은 어느 한 방향만을 참조하여 일정 변화량을 측정된 데이터는 센서의 위치에 따라 참조 데이터의 최대/최소값이 틀려 지므로 충격량의 크기와 패턴을 참조하여 보행 횟수를 측정하는 용도의 응용에는 부적절하다. 그래서 세 방향의 출력 데이터에 대하여 중력방향으로만 작용하는 성분을 추출하기 위해서는 다음의 과정을 거쳐야만 한다.

- |        |                                     |
|--------|-------------------------------------|
| Step 1 | : 가속도 센서 데이터를 기준으로 하는 직교 좌표계(OC) 설정 |
| Step 2 | : 중력동작을 직교 좌표계의 벡터값(S)으로 변환         |
| Step 3 | : 장치의 위치 변화에 따른 동작변화(C)를 측정         |
| Step 4 | : S에 대한 C의 상대값(CS) 측정               |
| Step 5 | : CS로 부터 중력방향 성분 산출                 |

중력방향으로만 작용하는 성분의 추출을 위해서는 먼저 세 방향의 출력 데이터를 수식(1)에서의 사상 함수를 이용하여  $\pm 2g$  사이의 값으로 사상시켜야 한다. 사상된 데이터는 [그림 5]와 같다.

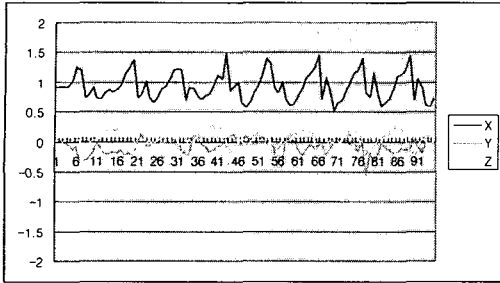


그림 5. 사상된 센서 데이터

이상의 그래프의 데이터는 [그림 4]에서와 같은 실험 조건하에서 얻어진 것이다. 이것은 값의 스케일만 다를 뿐 패턴은 [그림 4]와 같다. [그림 5]와 같은 세 방향의 출력 데이터를 본 논문에서는 중력방향으로만 작용하는 데이터를 검출하도록 처리하였고 불규칙한 사람의 움직임 및 저주파 영역은 필터로 제거하였다.

세 방향의 데이터에 대한 중력방향으로만 작용하는 데이터  $R$ 은  $CS$ 의  $S$ 에 대한 투영 값으로부터 산출된다. 장치의 방향을 각각  $x, y, z$ 의 방향으로 향하고 흔들었을 때의  $R$ 값을 그래프로 그리면 [그림 6]과 같다.

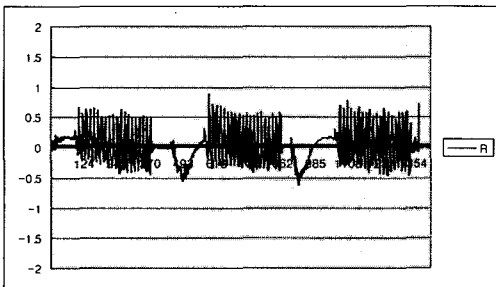


그림 6. 중력방향으로만 작용하는 센서 데이터

[그림 6]의 그래프에서와 같이 임의의 방향으로 충격이 발생했을 때 중력방향으로만 작용하는 단일 스칼라 값을 획득할 수 있다.

센서 출력 데이터를 중력 방향으로만 작용하는 데이터로 처리하는 과정의 블록다이어그램은 [그림 7]과 같다.

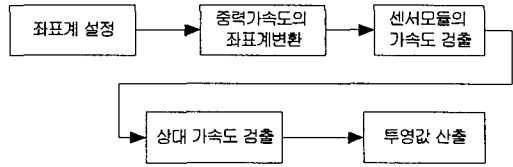


그림 7. 세 방향의 벡터 데이터 처리 과정

필터링의 과정은 사용자의 움직임에 의해 발생된 신호들 중에서 저주파 영역인 측정 잡음을 제거하여 한번의 물리적인 충격에 의해 발생된 신호 중 가장 큰 영역만을 얻기 위한 과정이다. 본 연구에서 사용한 필터로는 진보된 신호처리의 기법으로 과거 입력 신호의 일정 비율을 현재 입력 신호에 반영하여 신호잡음을 제거하는 자기회귀 필터(Auto-Regressive filter)를 사용하였다[13].

잡음 제거에 사용된 자기회귀 필터의 수식은 다음과 같다.

$$v_k = \sum_{l=1}^n A_l v_{k-l} + w_k \quad (2)$$

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 기준에 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[14]. 상술한 모델은 본 연구에서 수식 (3)과 같이 사용되었으며, 자기회귀 모델 파라미터(AR parameter) 0.65와 0.35는 실험에 의해 경험적으로 선택된 값이다.

$$P_n = (P_{n-1} \times 0.65) + (R_n \times 0.35) \quad (3)$$

여기서,  $P_n$ 은 필터링된 값이고,  $R_n$ 은 필터링을 위해 입력되는 중력방향으로만 작용하는 투영 값이다. 필터

링 과정을 거치면 동작 데이터는 잡음이 제거된 동작 데이터로 바뀌게 된다.

[그림 9]와 [그림 10]은 몸의 다른 위치에 부착하였을 때의 각기 다른 양상의 데이터 파형을 나타내는 것을 볼 수 있다. 이렇게 같은 걷기 동작에도 다른 양상의 파형이 출력되는 이유는 흉부 부착시 양발의 중력 방향의 충격량이 몸을 통해 균일하게 전달되어 충격의 발생 위치와 무관하게 균일한 파형이 출력되며, 하의 주머니의 경우 센서는 몸의 한쪽에만 위치하기 때문에 센서가 부착된 위치의 충격량이 크게 나타나고 반대쪽의 충격량은 감쇄되어 나타나기 때문이다.

정규화의 마지막 과정인 디바운싱(debouncing)은 일정하지 않은 출력이 발생 되었을 때 1회 보행 시에 걸리는 최소 시간을 설정하여 발생 가능한 다중첨두치(multi peak)를 제거하기 위하여 사용된다. 즉 한 걸음 후 다음 걸음이 이루어지는 사이에 평균적인 사람의 보행시에 최소한으로 걸리는 시간을 실험을 통해 측정하여 이를 반영하였다. 다음의 [그림 8]과 같은 파형 발생 시 이를 제거하기 위하여 사용된다.

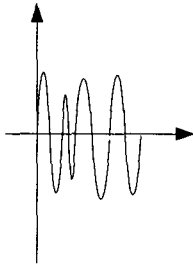


그림 8. 다중첨두치 발생 파형

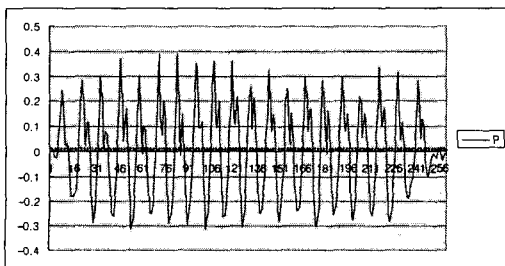


그림 9. 센서부착위치:흉부

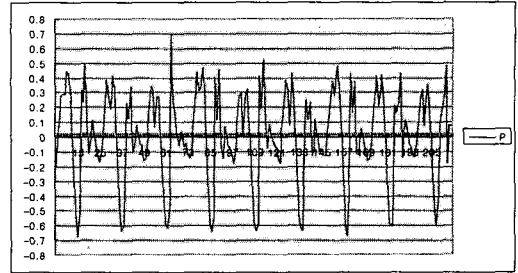


그림 10. 센서부착위치:하의 주머니

이상의 과정을 통해 정규화된 센서 데이터의 중력방향으로만 작용하는 성분으로 몸의 특정위치에 장치의 방향에 무관하게 착용하고 걷기 동작을 했을 경우 [그림 9], [그림 10]과 같은 결과를 얻을 수 있었다. 이러한 출력 파형을 근거로 보행 횟수를 세는 경우 [그림 9]의 경우를 예를 들면, 20보를 걸었을 때의 출력 데이터를 그래프로 나타낸 것이다. [그림 9]와 [그림 10]은 각각 다른 양상의 파형을 나타내므로 보행시 동적으로 센서의 부착 위치를 알 수 있도록 동적검출 알고리즘을 사용하여 착용자가 보행 중 센서의 위치를 변경 하였을 때 변화를 감지하고, 이를 정적 검출 알고리즘에 의해 약 100 샘플의 데이터를 평가하도록 하여 [그림 9]와 [그림 10]에서 나타나는 특정 패턴을 검사한다. 검사 후, 변화된 위치에 맞는 알고리즘을 확정하여 적용한다. 이 상에서 언급한 부착 위치 외에 손에 올려놓는 경우와 상의 접퍼 주머니에 넣는 경우가 [그림 9]의 흉부 파형과 동일한 패턴을 나타냈기 때문에 흉부 알고리즘에 의해 구분이 가능 하였다.

### III. 실험결과 및 결론

본 연구에서는 가속도 센서를 마이크로프로세서와 연결하여 센서모듈을 구성하였다. 센서모듈은 몸에 자유롭게 부착시키기 위하여 무선 송/수신 모듈로 설계하였다. 피실험자의 흉부에 센서 모듈을 부착하고 걸었을 때 출력되는 데이터는 II 장에서 언급한 문제로 인하여 스텝카운터와 같은 응용에 적용하기에는 문제가 있다. 이러한 센서에서의 출력 데이터를 컴퓨터 시스템에서 쉽

게 처리 할 수 있도록 데이터 사상, 중력방향으로 작용하는 성분의 추출, 필터링과 디바운싱의 과정을 수행하였다. 생성된 알고리즘을 적용하기 위하여 PDA용 응용 프로그램을 제작하였다.

다음의 [그림 11]은 본 연구를 위해 제작된 장치와 응용프로그램이 실행된 화면이다.

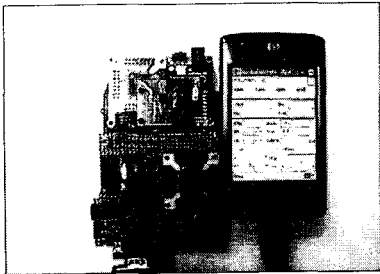


그림 11. 장치구성과 프로그램 실행

본 논문에서 제시한 알고리즘과 [그림 11]과 같은 장치를 사용하여 1회의 보행에 대한 판단을 할 시에는 다음의 두 가지 시나리오를 가정한다.

- 1보는 -0.1 이하의 폴링 엣지(falling edge) 발생 후 +0.2 이상의 라이징 엣지(rising edge)가 발생하는 것으로 한다.
- 다음 1보의 패턴은 8샘플 이내에서는 발생하지 않는다.

시나리오를 바탕으로 다음의 [그림 12]와 같은 패턴이 발생했을 때 걷기 1회로 판단하게 된다.

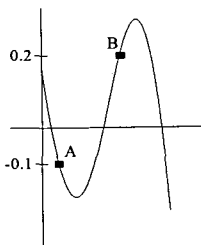


그림 12 흉부 부착시 부분파형

[그림 12]에서 구간 A에서 시작하여 다음의 동일한 패턴이 발생되기까지의 샘플의 수는 최소 8샘플이고 최대 14샘플 이내이다. 이것은 실험에 의해 일반적인 사람에게 평균 보행 속도에 기인한 값이다. 하의 주머니의 경우는 [그림 10]과 같이 센서의 휴대 위치가 우측인지 좌측인지에 따라 센서가 위치하는 다리가 보행할 때 큰 하향첨두치를 나타내고, 다른 쪽 다리가 보행할 때, 변화가 작은 영교차(zero crossing)가 나타나게 됨을 고려하여 보행수를 판단하게 된다.

이상의 시스템을 사용하여 피실험자의 흉부, 손, 바지에 센서모듈을 부착하고 제한된 환경에서 걷기 동작을 하였을 때 다음과 같은 결과를 산출할 수 있었다.

표 1. 실험결과

구분	실험	실 제 보행횟수(회)	측 정 된 보행 횟수(회)
흉부	1차	100	98
	2차	100	97
손	1차	100	95
	2차	100	96
바지	1차	100	96
	2차	100	101

실험 결과와 같이 본 연구에서 제안한 알고리즘은 97% 가량의 정확도를 나타내며, 이는 스텝카운트와 같은 응용에 적용이 가능하며, 부착된 객체의 중력 방향의 변화량을 정확히 산출 할 수 있으므로 사람의 활동량 분석 및 휴대폰 단말기에서의 사용자 인터페이스와 같은 기존의 연구에도 응용이 가능할 것이다[15]. 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 운동 증진 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, and 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, and E. Horvitz, “Sensing Techniques for Mobile Interaction,” ACM UIST2000, CHI Letters 2, pp.91-100, 2000.
- [7] S. W. Lee and K. Mase, “Recognition of Walking Behaviors for Pedestrian Navigation,” P. of 2001 IEEE Conference on Control Applications, pp.1152-1155, 2001.
- [8] S. W. Lee and K. Mase, “Activity and Location Recognition Using Wearable Sensors,” IEEE Pervasive Computing, Vol.1, No.3, pp.24-32, 2002.
- [9] A. M. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, and F. Cavallo, “Assessment of Walking Features From Foot Inertial Sensing,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.52, No.3, pp.486-494, 2004.
- [10] 김남진, 홍주현, 이태수, “보행 중 동작센서의 부작위차 검출을 위한 동적 모드변경 알고리즘”, 제32회 대한의용생체공학회 춘계학술대회논문집, p.121, 2005.
- [11] Chipcon Ltd, “The CC1000 Product Series DataSheet,” Rev.2.2, 2004.
- [12] Kionix Ltd, “The KXM52 Product Series DataSheet”, rev1.3, 2005.
- [13] S. L. Primak and J. LoVetri, “Auto-Regressive Filter-Based E-Pulse Discriminating Scheme,” IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol.47, No.1, pp.216-218, 1999.
- [14] L. L. Sharf, “Statistical Signal Processing. Detection, Estimation, and Time Series Analysis Reading,” Addison-Wesley, 1991.
- [15] 백중훈, 이기혁, “가속도센서 기반 휴대폰 단말기 사용자 인터페이스 구현”, 한국정보과학회, 제29권, 제2호, pp.223-225, 2002.

저자 소개

김 남 진(Nam-Jin Kim)

정희원



- 1996년 6월 : 단국대학교 물리학과(이학사)
- 2000년 2월 : 단국대학교 전자계산학과(이학석사)
- 2003년 2월 : 단국대학교 전자계산학과(박사수료)
- 2004년 5월~현재 : 휴대형 진단치료기기개발센터

<관심분야> : 실시간 스케줄링, 임베디드 시스템,



홍 주 현(Joo-Hyun Hong)

정회원



- 2001년 2월 : 단국대학교 전자공학  
학과(공학사)
- 2003년 2월 : 충북대학교 의용생  
체공학과(공학석사)
- 2005년 3월 : 충북대학교 의용생  
체공학과(박사수료)
- 2004년 5월~현재 : 휴대형 진단  
치료기기개발센터

<관심분야> : 임베디드 시스템, 신체영역 통신망

이 태 수(Tae-Soo Lee)

정회원



- 1981년 2월 : 서울대학교 전자공  
학과(공학사)
- 1983년 2월 : 서울대학교 전자공  
학과(공학석사)
- 1990년 8월 : 서울대학교 제어계  
측공학과(공학박사)

• 1991년 4월~현재 : 충북대 학교 의학과 교수, 휴대  
형 진단치료기기개발센터 대표, 충북대학교병원 의  
공학과장

<관심분야> : 유비쿼터스 헬스케어 시스템, 컴퓨터  
의학응용