

3축 가속도 센서를 이용한 보행 횟수 검출 알고리즘과 활동 모니터링

Walking Number Detection Algorithm using a 3-Axial Accelerometer Sensor and Activity Monitoring

유향미, 서재원, 차은종, 배현덕
충북대학교

Hyang-Mi Yoo(hmYoo82@cbnu.ac.kr), Jae-Won Suh(sjwon@cbnu.ac.kr),
Eun-Jong Cha(ejcha@chungbuk.ac.kr), Hyeon-Deok Bae(hdbae@chungbuk.ac.kr)

요약

최근 핸드폰, PDA 등에서 가속도센서를 이용한 연구가 많이 증가하고 있다. 본 논문에서는 3축 가속도 센서를 이용해 사람이 보행 시 발생하는 데이터를 취득하여 사람의 걸음 수를 계산해 내는 알고리즘과 활동량을 실시간으로 모니터링 할 수 있는 UI 시스템을 개발하였다. 걷기, 제자리 걷기, 뛰기, 천천히 걷기 등의 각 상황별 걸음 수를 정확하게 측정하기 위해 적응적인 임계값을 사용하는 보행 횟수 검출 알고리즘을 제안하였다. 또 이러한 알고리즘에 의해 얻은 보행 횟수를 이용해서 활동량으로 환산하고 UI화면에 실시간으로 보임으로써 정량화된 활동량으로 실시간 모니터링이 가능하도록 하였다. 실험결과 제안한 보행 횟수 검출 알고리즘이 에너지 기반의 기존의 고정 임계값을 이용하는 알고리즘 보다 5~10% 정확도가 높은 결과 값을 얻을 수 있었으며 특히, 천천히 걷기에서 정확도가 높아진 것을 확인하였다.

■ 중심어 : 3축 가속도 센서 | 보행 횟수 검출 알고리즘 | 활동량 정량화 | 모니터링 |

Abstract

The research for a 3-axial accelerometer sensor has increased dramatically in the fields of cellular phone, PDA, etc. In this paper, we develop a human walking detection algorithm using 3-axial accelerometer sensor and a user interface system to show the activity expenditure in real-time. To measure a walking number more correctly in a variety of walking activities including walking, walking in place, running, slow walking, we propose a new walking number detection algorithm using adaptive threshold value. In addition, we calculate the activity expenditure base on counted walking number and display calculated activity expenditure on UI in real-time. From the experimental results, we could obtain that the detection rate of proposal algorithm is higher than that of existing algorithm using a fixed threshold value about 5~10%. Especially, it could be found out high detection rate in walking in place.

■ keyword : 3-axial Accelerometer Sensor | Walking Number Detection Algorithm | Activity Expenditure | Monitoring |

* 본 연구는 보건복지가족부 보건로봇기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것입니다.

접수번호 : #080527-003

접수일자 : 2008년 05월 27일

심사완료일 : 2008년 06월 26일

교신저자 : 서재원, e-mail : sjwon@chungbuk.ac.kr

I. 서론

지난 2006년 우리나라 기대 수명은 79.18세 (남자 75.74세, 여자 82.36세)로 10년 전보다 평균 수명이 무려 5년이나 늘어났다 [1]. 또한 통계청은 의료기술의 발달 등으로 인한 한국인의 기대 수명이 2050년에는 86.0세로 높아질 것이라고 했다 [2]. 이 같은 기대 수명의 연장 과 행복한 삶의 추구에 따라 고령자의 건강관리에 대한 관심이 높아지고 있다. 이런 노인인구의 증가에 따라 건강 및 생활 패턴을 모니터링 하는 연구가 활발히 진행 중이다. 즉, 현대 의료기술이 유비쿼터스 기술과 접목되면서 언제 어디에서든 자신의 건강상태를 모니터링하고 개인화된 건강관리 서비스를 받을 수 있는 U-Healthcare (Ubiquitous Healthcare)의 무선 형태 네트워크 관리 시스템 구현이 가능하게 되었다. U-Healthcare가 완비된 환경에서 사용자들은 자신의 건강상태를 실시간으로 지속적으로 모니터링하고 가장 적절한 시점에서 가장 적절한 조치를 취함으로써 사용자의 건강상태를 최상으로 유지할 수 있다. 이러한 환경은 노령화 사회 및 well-being을 추구하는 사회에서 절실히 요청되는 환경이기도 하다 [3].

고령화 사회와 U-Healthcare 기술이 접목되면서 이와 같은 관련 분야에 대한 많은 관심과 사회적인 요구가 증가하였다. 이러한 기술에서는 사람의 활동량 측정이 가장 기본이 된다. 본 연구에서는 사람의 보행 활동량을 측정하기 위해 3축 가속도 센서를 이용해서 데이터를 획득하고 데이터 처리하여 사람의 보행 횟수를 검출하는 알고리즘을 제안하고 사용자가 자신의 활동량을 PC에서 실시간으로 모니터링 할 수 있는 시스템을 개발하였다. 사용된 3축 가속도 센서는 현재 MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 기술 발전으로 인해 더 정확한 데이터를 얻을 수 있고 게임기, 핸드폰, PDA 등 여러 곳에서 연구 및 응용되어지고 있다.

기존의 알고리즘은 가속도 센서에서 데이터를 취득 후 잡음을 제거하고 에너지 기반의 고정적인 임계값을 설정하여 걸음 수를 계산해 내었다 [4]. 그러나 이 방법은 걷기, 제자리걷기, 뛰기, 천천히 걷기 등의 각 상황에서 정확한 걸음 수를 얻어내기 어려운 단점이 있다. 특

히, 천천히 걷기에서는 데이터의 값이 전체적으로 작기 때문에 고정 임계값 보다 낮은 가능성이 높아 보행 수 계산에서 생략되는 경우가 발생한다. 이 문제를 극복하기 위해 사용자가 각 상황에 맞게 미리 자신의 임계값을 설정해 주는 방법이 구현되어 제품화된 것도 있다. 이는 이전의 방법보다 정확한 걸음 수를 검출할 수 있겠지만 사용자가 사용할 때 불편함을 느끼게 된다. 이러한 이유로 본 연구에서는 현재 보행 수 측정지점에서 과거의 값을 살펴 적응적으로 임계값을 가변시키는 알고리즘을 제안한다.

이렇게 제안한 알고리즘에 의해 검출된 걸음수와 정량화된 활동량, 3축 가속도의 출력값을 실시간으로 모니터링이 가능하도록 UI를 개발하였다. 모니터링 부분은 3축 가속도 센서의 출력력을 받는 과정, 이를 처리하여 사용자가 원하는 의미 있는 정보로 만들기 위한 과정, 그리고 이를 시각화하기 위한 과정으로 구성되었다. 활동량은 MET(Metabolic Equivalents per Time)를 이용해서 걸음수로부터 소비된 Kcalorie를 표현한다. MET는 사람이 안정 시 소모하는 에너지를 말하며 대략적으로 시간당 1kg이 1kcal를 소모하는 것을 나타내며, 1 kcal/kg/hr로 표현할 수 있다 [5]. 이를 모니터링 프로그램으로 구현해서 실시간으로 화면에서 확인할 수 있도록 하였다.

본 논문은 다음과 같이 구성되어 있다. 단락 II에서는 센서의 특성을 소개하고, 사용된 3축 가속도 센서에 의해 취득 및 데이터 처리, 제안 알고리즘을 설명한다. 단락 III에서는 3축 가속도 센서의 값, 걸음 수, 활동량을 정량화하여 표현할 수 있는 모니터링 프로그램에 대해 설명한다. 단락 IV는 실험환경과 실험결과를 보여준다. 마지막으로 단락 V에서는 결론을 기술한다.

II. 센서와 제안한 알고리즘

1. 센서의 특징

가속도 센서는 물체에 가해지는 가속도의 크기를 출력하는 것으로, 1축, 2축, 3축 등 축수에 의해서 타입이 나누어진다. 3축 가속도 센서의 경우 x, y, z 3축 방향의

3차원 공간에서 가속도를 측정할 수 있다. 즉, 중력 가속도를 기준으로 물체의 기울어진 각도와 각 방향의 가속도로부터 물체의 움직임을 검출할 수 있는 것이다. 이때 중력 가속도를 기준으로 물체의 기울어진 각도는 지구 중력이 수직방향일 때 중력가속도 1G이다. 따라서 중력가속도는 [그림 1]처럼 $\sin(\text{기울어진 각도})$ 의 관계로 나타낼 수 있다 [7]. 가속도 센서의 검출감도[V/g]는 가속도당 전압변화에 의한 감도를 나타내는 것으로 클수록 우수한 가속도 센서를 의미한다.

본 논문에 사용된 센서는 SMB365로 [그림 2]와 같이 x, y, z 방향의 가속 요소에 해당하는 전기적 출력을 갖춘 3차원 동작 센서이다. 이 센서는 기울기에 대해 2G에서 10G까지 측정할 수 있고 최대 샘플링주파수는 50Hz이다. 또한 동적(동작, 충격, 진동) 및 정적(중력) 가속을 모두 측정할 수 있는 특징이 있다.

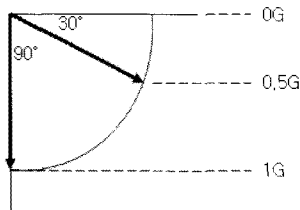


그림 1. 각도에 따라 검출되는 G값

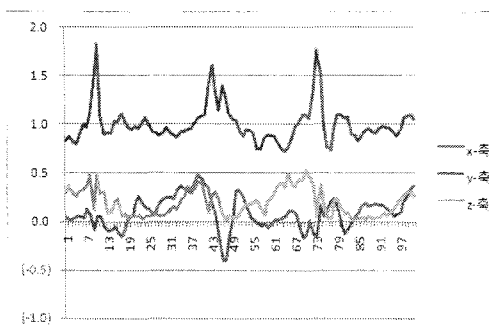


그림 2. 3축 가속도 센서 x, y, z 출력

2. 3축 가속도에서 취득된 데이터 처리

본 논문에서는 3축 가속도의 출력값을 지그비(Zigbee)를 이용해 무선으로 센서모듈에서 PC로 전송하도록 하였다. 센서모듈에 사용된 마이크로프로세서는 아트멜(ATMEL)사의 Atmega128L이다. [그림 3]은 본

연구에서 사용한 전체 시스템을 나타내고 있다. 보행 횟수를 검출하기 위한 과정은 크게 센서로부터 데이터를 취득 한 후 [그림 4]와 같이 3단계를 거쳐서 처리된다. 첫 번째로 센서에서 x, y, z축 출력값을 얻는다. 그러나 이 값은 어떠한 처리도 거치지 않은 순수한 데이터 값이기 때문에 잡음이 많다. 또한 사용자가 걸을 때 발을 내딛은 후 남은 충격량에 의한 떨림이나, 걷는 중 걸음 이외의 움직임은 정확한 걸음 수를 검출하는데 문제를 발생시킬 수 있다. 따라서 잡음제거를 위해 LPF(Low Pass Filter)를 통과시킨다. LPF를 통과시킴으로써 필요한 신호를 얻게 되고 데이터는 완만하고 부드러운 신호로 변화된다.

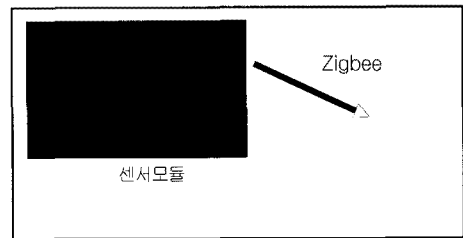


그림 3. 전체 시스템

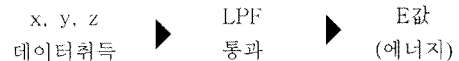


그림 4. 데이터 처리과정

제안하는 알고리즘으로 걸음 수를 검출하기 위해서는 하나의 대표값이 있어야 한다. 즉, x, y, z값을 각각 처리하는 것보다는 하나의 대표값을 처리하는 것이 더 단순한 처리 과정을 갖게 되고 더 빠른 실행 시간을 갖게 된다. (1)식에 의해 에너지의 값으로 바뀌어서 처리하는 방법을 사용하였다.

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

[그림 5]는 (1)식에 의해 x, y, z값이 에너지 E_i 값으로 변환된 값을 나타낸다. 이와 같은 데이터를 얻으면 0.75미만의 작은 에너지값은 0으로 처리하고 제안한 보행 횟수 검출 알고리즘에 의해 걸음 수를 측정하게 된다.

3. 보행 횟수 검출 알고리즘

[그림 5]는 2초 동안 세 번의 걸음 데이터를 나타낸 것이다. 이와 같은 데이터에서는 세 번을 카운트할 수 있도록 임계값을 설정하여야 한다. 따라서 [그림 5]의 임계값은 1.2~1.45가 되어야 한다. 만약 더 높게 임계값을 설정하게 되면 두 걸음 이하의 걸음 수를 갖게 되고 반대로 더 낮게 임계값을 설정하면 세 걸음을 초과하는 걸음 수를 갖게 된다. 이처럼 정확한 걸음 수를 검출하기 위해서는 고정된 임계값이 아니라 데이터의 추이를 관찰하여 적응적으로 변화하는 임계값이 필요하다.

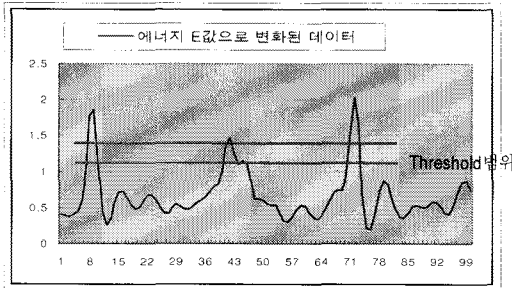


그림 5. 에너지 Et값으로 변환된 데이터

본 논문에서 제안하는 알고리즘은 이전의 데이터에 따라 임계값을 지속적으로 갱신시켜주면서 걸음 수를 검출한다. 이 알고리즘은 [그림 6]과 같이 두 단계의 처리로 이루어진다. 먼저 데이터가 임계값 이하로 떨어진 지점에서 임계값을 갱신하고 이렇게 갱신된 임계값으로 스텝을 카운트한다.

3.1 임계값 갱신

(3)식을 이용하여 임계값을 갱신한다.

$$PD = \frac{1}{10} \left(\frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 PeakData_i - \frac{1}{5} \sum_{i=2}^6 PeakData_i \right) \quad (2)$$

$$Threshold = PD + (PeakData_1 \times \frac{a}{5}) \quad (3)$$

[그림 6]의 현재 위치에서 임계값을 구한다고 한다면 (2)식은 PeakData1부터 PeakData5까지의 평균값과 PeakData2부터 PeakData6까지의 평균값의 차이다. 이 값은 다음번 임계값의 결정시 과거 최고치들의 변화에

촉치를 의미한다. (3)식은 PeakData1의 a/5지점값을 (2)식을 더해준 것이다. 결론적으로 (3)식은 걸음걸이에도 상관성이 있다는 기본적인 생각에서 출발한 것으로, 바로 이전 걸음 최대치 PeakData1의 a/5값을 초기값으로 잡고 과거 최대값들의 상관성을 고려한 갱신 알고리즘이다. 즉, 이전 값들에 의해서 현재의 임계값이 결정된다.

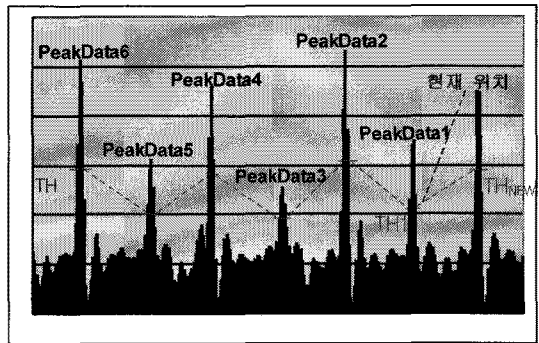


그림 6. 제안 알고리즘에 변화되는 임계값

표 1. 최대값의 크기에 따른 a값

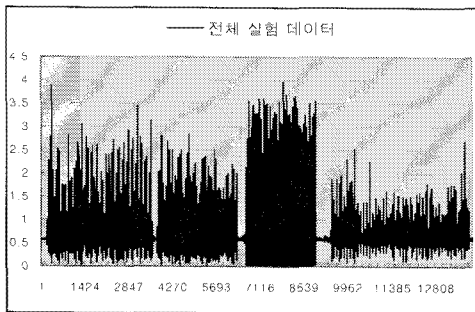
PeakData1의 레벨	a
PeakData1 < 1.5	2.9
1.5 <= PeakData1 < 1.8	3.1
1.8 <= PeakData1 < 2.0	2.5
2.0 <= PeakData1	2.2

여기에서 조금 더 정확도를 높이기 위해서 a값을 고정적인 값으로 두지 않고 현재 최고값인 PeakData1값의 크기에 따라 다른 값을 주었다. a의 값은 실험에 의해 결정되었으며 [표 1]과 같다.

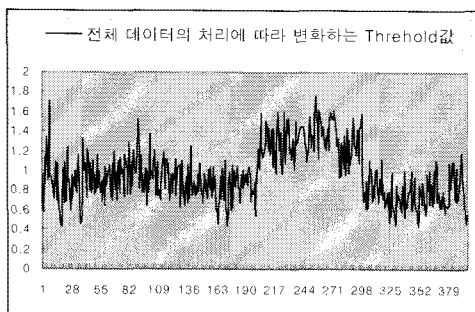
3.2 갱신된 Threshold값으로 스텝 카운트

임계값 갱신과정을 거친 후 임계값보다 크기가 작은 상태에서 새롭게 갱신된 임계값 보다 데이터가 크면 걸음 수를 1증가 시킨다. 그러나 가장 처음 데이터를 얻었을 때는 PeakData1에서부터 PeakData6까지의 값이 없기 때문에 가변적인 임계값을 구할 수 없는 상황이다. 따라서 첫 번째 데이터는 기본 임계값 0.95로 스텝을 카운트 하였고, 두 번째 데이터는 이전 1개의 최대값과 4개의 기본 임계값으로 평균값을 구하였고, 세 번째 데

이터는 이전 두 개의 최대값과 3개의 기본 임계값으로 평균값을 구하여 임계값을 구하였다. 이런 방법으로 여섯번째 데이터를 구하기 전까지 임계값을 구하였다. 또 걸음 수를 카운트한 직후부터 발생할 수 있는 잡음처리를 위해 300ms까지는 데이터를 처리하지 않도록 하였다. 빨리 뛰기 실험을 해본 결과 한 발에서 다음 한발을 내딛을 때까지 시간간격은 대부분 400ms 이상이 필요했으며, 실험 데이터 중 가장 빠른 시간간격인 경우도 300ms 이상임을 확인 하였다. [그림 7](a)는 식(3)에 의해 에너지 값으로 변환된 데이터를 나타내며 (b)는 가변적으로 계산된 임계값을 나타낸다. 가변적으로 변화하는 임계값들은 걸음수와 같은 의미를 가진다.



(a) 에너지 값으로 변환된 데이터



(b) 가변 임계값(걸음수)

그림 7. 전체 데이터 임계값의 변화

III. 센서 출력, 걸음 수, 활동량 모니터링

본 논문에서는 일상생활 속에서 자연스럽게 편리하게 활동량을 PC로 실시간 모니터링 할 수 있는 시스템을 구현하였다. 먼저 활동량은 다양한 방법으로 나타

낼 수 있는데, 본 연구에서는 MET(Metabolic Equivalents per Time)와 Kcalorie를 이용한 방법을 보여준다.

1. 활동량 표현 방법

1.1 MET 표현

MET란 신진대사 소비량을 말하는데, 1 MET는 1 시간당 1kg당 1Kcalorie를 소비하는 것을 말한다. 이것은 사람의 휴식상태 에너지 소비를 1.0으로 기준을 잡은 것이다. 즉, MET가 3이라면 사람이 평소 안정시보다 3배의 에너지를 소비하는 것을 뜻한다. 따라서 MET는 사람이 평소 안정시보다 몇 배의 에너지를 소비하는지를 알 수 있도록 하는 활동량 표현 방법이다. 활동에 대한 MET값은 [표 2]와 같고[12] MET에 따라 활동을 [표 3]과 같이 분류한다[6].

표 2. 활동에 따른 MET

Activity	METS
Basketball	6.0
Golf	5.0
Running 8 min/mile	12.5
Running 12 min/mile	8.5
Walking	3.5
Soccer	8.0
Weight lifting	4.5

표 3. MET에 따른 활동분류

활동분류	MET
가벼운 활동	3 > MET
보통적인 활동	3 ≤ MET < 6
격한 활동	6 ≤ MET

이러한 MET값은 Kcalorie값으로 변환이 가능하다. 1MET값은 1kcal/kg/hr로 표현할 수 있기 때문에 만약 70kg의 사람이 1시간 동안 걷기를 했다면 245 Kcalorie (70kg × 3.5MET × 1hour)를 소비한 것이 된다. 또 MET는 안정 상태에서 산소소비량으로 표현할 수 있는데, 1시간 동안 1kg의 1kcalorie가 소모하는 산소량은 3.5ml이다. 이러한 산소소비량에 비례해서 MET를 구하는 식은 아래와 같다[8].

$$MET = ax + b \quad (4)$$

a값은 변환 파라미터의 값으로 실험에 의해 결정되는 실험치이다. b값은 사람의 안정 시 MET값을 나타내기 때문에 b값은 1이 된다. x값은 가속도 센서의 출력값이다. Weimin[8]은 의료 장비를 이용해서 운동 시 산소소모량을 얻고 MET를 구한 후 a값을 변화시켜가며 MET 변환 식을 만들었다. 그러나 Weimin 연구의 가속도 센서 출력값과 본 논문의 가속도 센서 출력값이 다르므로 가속도 센서의 출력 벡터 크기를 이용[9]하면 아래와 같이 MET 변환 식을 얻을 수 있다. VM(Vector Magnitude)는 1분 동안의 출력 벡터들의 크기 합이다.

$$MET = aVM + b \quad (5)$$

$$VM = \int_{t=t_0}^{t=t_0+T} (\sqrt{|x|^2 + |y|^2 + |z|^2}) dt \quad (6)$$

이때 MET값은 Kcalorie 구하는 방법에 의해 Kcalorie를 구해서 MET값을 변환시킴으로써 여러 번의 실험에 의해 변환 파라미터값 a를 구할 수 있다.

1.2 칼로리 소모량 표현

걸음수를 이용해서도 칼로리 소비량을 계산해 낼 수 있다. 계산식은 아래와 같다[10].

$$CC = MC \times M \times 0.00006213 \quad (7)$$

$$MC = 3.7103 + 0.2678 \times W + [0.0359 \times (P \times 60 \times 0.0006213)^2] \times W \quad (8)$$

$$M = \frac{(H - 100) \times P}{100} \quad (9)$$

$$JC = \frac{33.3 + 0.178 \times (JP - 150) \times W}{100} \quad (10)$$

이동거리는 M, 마일 당 칼로리는 MC, 칼로리 소비량은 CC이다. 여기에서 몸무게는 W, 걸음 수는 P, 신장은 H, 조깅 중 칼로리 소비량 JC, 조깅 걸음 수는 JP이다. 걸음과 조깅의 차이는 1분당 150걸음일 때를 기준으로 분류하였다. 이외에도 운동한 시간에 따른 칼로리 소비량 구하는 방법과 조깅 속도에 따라 칼로리 소비량을 구하는 방법 등이 있다.

2. 모니터링을 위한 UI구현

모니터링 데이터는 수신 가속도 센서 모듈에서 PC로 RS232방식을 이용해 전송된다. 본 논문에서는 가속도 센서 출력값이 PC로 전송되면 이 데이터를 저장한 후, 분석 및 처리하여 실시간으로 이 값을 보여주는 모니터링 프로그램을 구현하였다. 전송 데이터 패킷은 [그림 8]과 같다. 전체 데이터 전송 패킷의 길이는 25byte이고 각 1byte 데이터는 ASCII값을 사용하여 전송되었다. 거리는 송신 가속도 센서모듈과 수신 가속도 센서모듈의 거리 값을 나타내지만 사용하지 않았다. 또한 전송된 걸음 수는 고정적인 임계값을 이용한 알고리즘에 의해 측정된 걸음 수를 말한다.

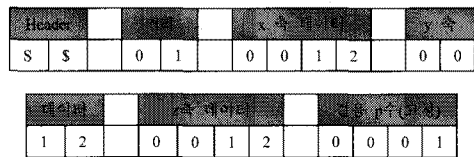


그림 8. 데이터 전송 패킷

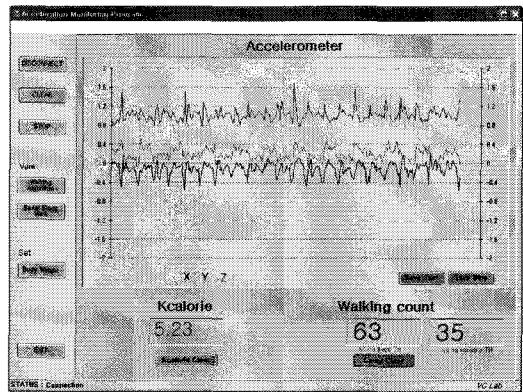


그림 9. 활동량 모니터링 프로그램

[그림 9]는 구현한 모니터링 프로그램의 화면이며 Microsoft Visual Studio 2005(Visual C#)를 사용해서 구현하였다. 3축 가속도 센서의 출력 x, y, z를 각각 파란색, 검은색, 빨간색으로 나타내었다. 걸음 수는 하드웨어에서 기존의 고정적인 임계값 기반의 알고리즘을 이용해 계산된 데이터가 전송패킷에 의해 전송되는 데이터를 보여줄 수 있다. 또한 모니터링 프로그램에서는 수신된 데이터를 이용하여 제안한 가변적인 임계값을

이용한 보행횟수를 화면에 나타내었다. 또한 활동량은 Kcalorie로 나타내었으며 Kcalorie값은 걸음 수를 기준으로 걷기에서 뛰기의 3단계로 나누어서[표 2]의 MET 값에 따라 3.5, 8.5, 12.5값을 적용해서 구하였다. Kcalorie값을 얻기 위해 체중 값은 사용자가 직접 입력할 수 있도록 구현하였다.

IV. 실험 결과

표 4. 고정 임계값을 이용한 결과

	실험 1	실험 2	검출률
걷기	100	101	99.5%
제자리 걸기	98	106	96%
뛰기	101	101	99%
천천히 걸기	92	84	88%

표 5. 제안 알고리즘을 이용한 결과

	실험 1	실험 2	검출률
걷기	100	101	99.5%
제자리 걸기	98	102	98%
뛰기	100	101	99.5%
천천히 걸기	96	99	97.5%

제안하는 알고리즘을 위해 3축 가속도 센서의 샘플링은 50Hz로 하였다. 또 실험은 걷기(100 걸음), 제자리 걸기(100 걸음), 뛰기(100 걸음), 천천히 걸기(100 걸음) 이렇게 4 가지로 실험을 하였고 센서모듈은 허리에 착용하였다. 천천히 걸기의 경우 분당 40걸음 내외로 실험하였다. 제안한 알고리즘의 우수함을 보이기 위해 기존의 고정적인 임계값을 이용해 걸음 수를 계산하는 방법과 성능을 비교하였다. 고정 임계값을 이용한 방법은 다양한 실험을 통해 가장 좋은 결과값이 나오는 임계값을 찾았는데 0.95로 나타났다. 고정적인 임계값을 이용한 알고리즘의 결과 값은 [표 4]와 같다. 또 [표 5]는 같은 실험 데이터를 제안한 알고리즘을 적용해 얻은 결과이다.

V. 결론

본 논문에서는 3축 가속도 센서를 이용한 사람의 보

행 횟수를 검출하는 알고리즘을 제안하고 활동량을 실시간으로 모니터링 할 수 있는 UI를 개발하였다. 먼저 보행 횟수 검출 알고리즘은 사람의 허리에 센서모듈을 부착하고 센서에서 나오는 값을 처리함으로써 사람의 보행 횟수를 검출해 내는 것이다. 기존의 고정적인 임계값을 이용하는 알고리즘은 걷기, 제자리 걸기, 뛰기, 천천히 걸기의 각 상황에서 정확한 걸음 수를 검출해 내기 어려운 단점이 있다. 따라서 가변적인 임계값을 이용한 알고리즘을 제안하였다. 실험 결과 고정적인 임계값을 이용하는 알고리즘 보다 더 정확한 보행 검출률을 보였다. 특히 천천히 걸기에서 9% 이상 향상된 결과를 확인할 수 있었다. 또한 모니터링을 위해 개발된 UI로 활동량을 실시간으로 확인할 수 있었다. 본 논문에서 제안한 알고리즘은 기존의 고정 임계값을 이용하는 방법 보다 조금 더 높은 정확도를 보이므로 사람의 보행 횟수 검출을 기반으로 하는 활동량 모니터링이나 비만관련 시스템과 같은 곳에 응용될 수 있을 것이다. 또한 본 논문의 결과를 의료 시스템과 접목시킨다면 U-Healthcare 환경을 만족시키는 미래형 의료 시스템 구현이 가능할 수 있을 것이다.

참고 문헌

- [1] http://www.kosis.kr/static/man/man01/1172698_1489.jsp
- [2] http://epic.kdi.re.kr/epic_attach/2006/D0611027.hwp
- [3] <http://www.itfind.or.kr/WZIN/jugidong/1246/124603.htm>
- [4] 김남진, 홍주현, 이태수, “보행 패턴 검출을 위한 동작센서 데이터 정규화 알고리즘”, 한국콘텐츠학회논문지, 제5권, 제4호, pp.94-102, 2005.
- [5] http://www.wv-hsta.org/cdc_chc/walking_kcal_expenditure.htm
- [6] S. E. Crouter, J. R. Churilla, and R. B. David Jr, “Estimating energy expenditure using accelerometers,” *European Journal of Applied*

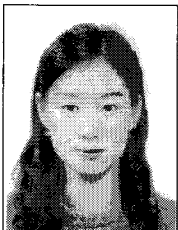
Physiology, Vol.98, No.6, pp.601-612, 2006.

- [7] <http://203.253.128.6:8088/servlet/eic.wism.EICWeb?Command=0>
- [8] <http://www.patentstorm.us/patents/6273856/description.html>
- [9] J. W. Gregory, Physical Activity Assessments for Health-Related Research, Human Kinetics, p.135, Table 8.1, 2002.
- [10] 장문석, 신광식, 정진하, 이양희, 심재홍, 이응혁, 최상방, "서비스 통합 시스템에서 지그미를 이용한 유비쿼터스 헬스 케어 시스템의 설계 및 구현", 전자공학회 논문지, 제43권, 제11호, pp.16-24, 2006.
- [11] 진계환, 이상복, 최훈, 서재원, 배현덕, 이태수, "가속도센서를 이용한 상황인식 시스템", 한국콘텐츠학회논문지, 제5권, 제5호, pp.287-295, 2005.
- [12] <http://www.brianmac.co.uk/mets.htm>
- [13] D. U. Jeong, S. J. Kim, and W. Y. Chung, "Classification of Posture and Movement Using a 3-axis Accelerometer," 2007 International Conference on Convergence Information Technology, pp.837-844, 2007.
- [14] M. J. Mathie, A. C. F. Coster, B. G. Deller, and N. H. Lovell, "Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer," Med. Biol. Eng. Comput, Vol.42, pp.670-687, 2004.

저자소개

유향미(Hyang-Mi Yoo)

준회원



- 2005년 2월 : 청주대학교 전자공학과(공학사)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 충북대학교 전자공학과 석사과정

<관심분야> : 워터마킹, 영상압축, 생체신호처리

서재원(Jae-Won Suh)

정회원

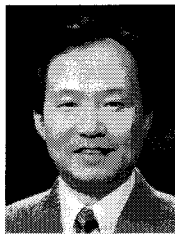


- 1995년 2월 : 충북대학교 전자공학과(공학사)
- 1997년 2월 : 광주과학기술 정보통신공학과(공학석사)
- 2003년 2월 : 광주과학기술원 정보통신공학과(공학박사)

- 2003년 4월 ~ 2004년 8월 : LG전자기술원 MM연선임연구원
 - 2004년 9월 ~ 현재 : 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 조교수
- <관심분야> : 디지털 영상신호처리, 동영상 표준화, 생체신호처리

차은종(Eun-Jong Cha)

정회원

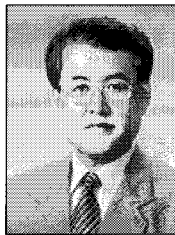


- 1980년 2월 : 서울대학교 전자공학과(공학사)
- 1987년 8월 : 미국 남가주대학 의공학(석사, 박사)
- 1988년 8월 ~ 현재 : 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수

- 2004년 9월 ~ 현재 : 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 전임강사
- <관심분야> : 생체계측, 물리센서, 심폐의료기, 정밀계측

배현덕(Hyeon-Deok Bae)

정회원



- 1977년 : 한양대학교 전자공학과(공학사)
- 1980년 : 서울대학교 전자공학과(공학석사)
- 1992년 : 서울대학교 전자공학과(공학박사)

- 1987년 3월 ~ 현재 : 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 교수
- <관심분야> : 적응신호처리, 멀티레이트 신호처리, 음향 신호처리, 신호처리 알고리즘 실현