

## Development of a Personal Navigation System Including Activity Monitoring Function

姜東延\* · 尹熙鶴\* · 朴贊植<sup>†</sup> · 車殷宗\*\*  
 (Dong-Youn Kang · Hee-Hak Yun · Chansik Park · Eun-Jong Cha)

**Abstract** - The design and implementation of a personal navigation system including activity monitoring function is given in this paper. The system consists of a 3 dimensional MEMS accelerometer, digital compasses and ZigBee communication. An accelerometer and digital compasses are used to compute the position and activity. The obtained position and activity information is transmitted to a fixed beacon via ZigBee. At the same time, activity information is stored in the personal navigation system to a batch analysis program. The step detection algorithm which is robust to attaching location is proposed. Also two digital compass error compensation algorithms are proposed to find more precise headings. The experiments with a real system show that the activities of users and continuous locations less than 1.5m errors are obtained after 80m walking.

**Key Words** : Personal navigation system, Accelerometer, Digital compass, ZigBee, Step detection, Error compensation

### 1. 서 론

최근 사회 환경 변화가 급속히 이루어지고 있는 가운데 건강에 대한 관심이 증대하면서 건강관리(healthcare) 비용도 함께 증대하고 있는 추세이다. 미국의 경우 GDP의 14% 정도가 건강관리 비용을 차지 할 정도이며, 고령화 사회에 따른 질병 관리 및 삶의 질 향상 추구에 따른 건강관리에 대한 관심도 커지고 있다. 특히, 국내는 보건복지부 통계에 따르면 국내 만성질환자는 전체인구의 약 30%로 1,420만 명에 달하고 있으며, 이러한 만성질환 중에 주요 사망요인으로 는 비만, 심질환, 만성 간질환 및 경변증, 고혈압과 당뇨병 등으로 발표되었으며 또한, 이미 고령화 사회로 빠르게 진행 되고 있어 건강관리비용이 GDP의 7%가 넘는 실정이다[1].

의학기술의 발달로 인해 평균 수명이 길어짐에 따라 전 세계적으로 고령화 사회가 되고 있다. 그 중에서도 우리나라 는 현재 세계에서 가장 빠른 노인인구 증가율을 보이고 있 으며 2002년에 이미 고령화 사회로 진입하였고, 2019년에는 65세 이상의 노인인구가 전체인구 중 14% 이상을 차지할 것으로 전망되고 있다. 또한 잘못된 식습관에 의한 비만, 고 혈압, 당뇨 등 만성질환자의 수도 전 세계적으로 증가하고 있다. 2001년 우리나라의 전체 질병 중에 만성질환의 비율이 80%를 넘는 것으로 집계되고 있다. 대부분의 노약자와 만성

질환자는 갑자기 의식을 잃고 쓰러지는 등 응급상황에 항상 노출되어 있고, 언제 어디서 응급상황이 일어날지 모르기 때 문에 이들의 위치감시는 매우 중요하다. 또한 당뇨환자의 경 우 일일 운동량은 혈당량 수치에 직접적인 영향을 미치는 중요한 요소이다. 이와 같이 급증하고 있는 노약자와 만성질 환자를 위한 효율적인 관리 시스템이 필요하며 위치정보와 운동량정보는 관리 시스템을 구현하는데 있어 매우 중요한 요소이다[2][3].

일반적으로 위치를 구하기 위해 실외에서는 GPS (Global Positioning System)를 이용하고, 실내에서는 관성센서나 수신신호세기(RSSI, Received Signal Strength Indication) 등 을 이용한다[4]. 이 중에서 GPS가 위치를 구하기 위한 대표 적인 시스템이지만 노약자가 주로 활동하는 실내에서는 신 호의 세기가 약해 사용하기 힘들므로 본 논문에서는 MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)형 3축 가속도 센서와 디지털컴퍼스를 이용하여 노약자의 보행 수를 검출 하고 방위각을 측정하고 이를 이용하여 위치를 구하였다. 또 한 가속도센서로부터 운동량도 측정하였으며 ZigBee 무선통 신을 이용해 노약자의 위치와 운동량을 고정장치를 통해 감 시장비로 전송함으로써 실시간으로 노약자 활동상황을 모니 터링 할 수 있다. 제안된 시스템은 실험을 통하여 성능을 검 증하였다.

<sup>†</sup> 교신저자, 正會員 : 忠北大學校 電氣電子컴퓨터工學科 副敎授 · 工博

E-mail : chansp@chungbuk.ac.kr

\* 正 會 員 : 忠北大學校 制御計測工學科 碩士課程

\*\* 正 會 員 : 忠北大學校 醫工學科 敎授 · 工博

接受日字 : 2007年 12月 14日

最終完了 : 2007年 12月 30日

### 2. 시스템 설계

운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템은 노약자의 위치와 운동량정보를 감시국에서 실시간으로 분석이 가능한 시스템으로 본 논문에서는 일반적인 개인항법시스템에 운동 량 측정기능과 무선통신기능을 추가함으로써 구현하였다. 시

시스템은 노약자의 몸에 착용하는 휴대장치(Mobile System), 노약자의 활동상황을 감시하는 감시장비(Monitoring Station) 그리고 휴대장치와 감시장비 사이에서 무선 네트워크를 구성하는 고정장치(Fixed Beacon)으로 구성하였다.

그림 1에 운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템의 구조를 나타내었다. 그림 1(a)는 휴대장치의 구조로 관성센서인 MEMS형 3축 가속도센서와 디지털컴퍼스로부터 거리와 방위각을 측정하여 위치를 계산하며 또한 가속도센서로부터 운동량도 측정할 수 있다. 그림 1(b)는 무선네트워크의 구조로 휴대장치에서 구한 위치와 운동량 정보를 ZigBee 통신을 이용하여 알고 있는 위치에 설치된 고정장치를 통해 감시장비로 전송하는 구조를 갖고 있다. ZigBee의 통신거리 제한을 극복하기 위해 넓은 범위에서 사용하기 위해서는 여러 개의 고정장치가 필요하다.

2.1 하드웨어 구조

그림 2는 운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템의 휴대장치, 고정장치 그리고 감시장비의 구조도이며 모두 마이크로컨트롤러로 Amel 사의 ATmega128L, ZigBee 컨트롤러로 Chipcon 사의 CC2420을 사용하였다[5][6]. ZigBee는 IEEE 802.15.4 표준의 2.4GHz 대역 무선통신 프로토콜이며, 저전력, 저가의 장점을 갖고 있다. 또한 250kbps의 데이터통신이 가능하며, 통신거리는 약 50m 내외이다. 휴대장치는 운동량 및 걸음 검출을 이용한 거리측정을 위해 Bosch 사의 3축 가속도센서 SMB380을 사용하였다[7]. 센서의 출력은 ±2g, ±4g 그리고 ±8g 중에서 선택하여 사용할 수 있으며 본 논문에서는 사람의 운동량 및 걸음검출을 하기에 충분하다고 판단되는 크기로 ±2g를 선택하여 사용하였다. 또한 방위각 측정을 위해 디지털컴퍼스로 Honeywell사의 HMC6352를 사용하였으며, 해상도는 0.1° 이다[8]. 그림 2의 (c)감시장비에서 ZigBee로 수집된 위치와 운동량 정보는 RS232 직렬통신을 이용하여 모니터링 컴퓨터로 전송된다.

그림 3은 개발된 운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템으로 보드의 크기는 배터리 포함하여 가로, 세로, 높이가 65mm×32mm×20mm 이다. 개발된 시스템은 DIP 스위치를 사용하여 ZigBee의 주소를 변경함으로써 하나의 시스템으로 휴대장치, 고정장치 그리고 감시장비를 선택하여 사용할 수 있도록 하였다.

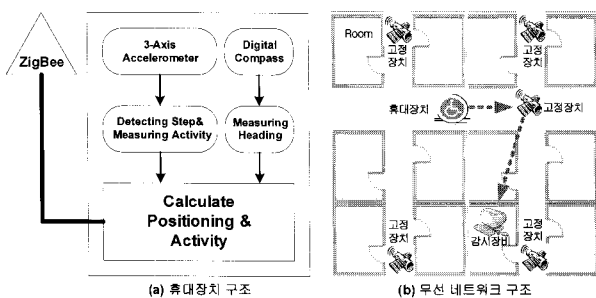


그림 1 운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템 구조  
Fig. 1 Structure of a personal navigation system including activity monitoring function

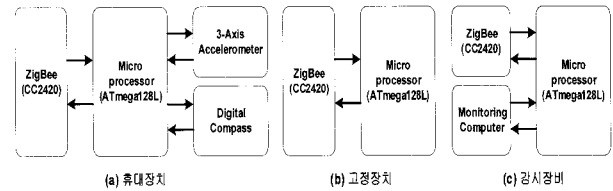


그림 2 휴대장치, 고정장치, 감시장비의 구조  
Fig. 2 Structure of Mobile System, Fixed Beacon and Monitoring Station

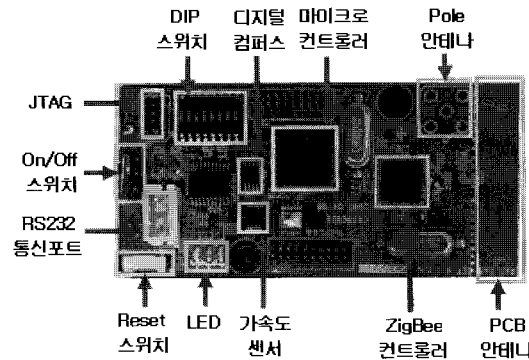


그림 3 개발된 운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템  
Fig. 3 Developed a personal navigation system including activity monitoring function

2.2 소프트웨어 구조

본 논문에서 가속도센서와 디지털컴퍼스를 사용하여 운동량과 위치를 구한다. 가속도센서는 운동량 및 거리측정에 사용하며, 가속도센서로부터 구한 거리는 디지털컴퍼스로 측정 한 방위각과 함께 위치를 구하는데 사용한다.

2.2.1 운동량 계산

가속도센서를 이용하여 운동량을 측정하기 위해서는 일반적으로 가속도 데이터로부터 분당 운동강도(counts/min)를 계산하여 이를 MET(Metabolic Equivalent)로 산출하는 방법이 많이 연구되고 있다. MET는 신진대사평형의 단위로 운동 시 소비된 에너지가 기초 대사량의 몇 배인가를 나타내는 수치로 가속도센서로부터 구한 분당 운동강도와 가스 분석기에 의해 구해진 운동에너지 소비 사이의 관계식을 유도하여 계산할 수 있다. 이 관계식은 개인적 차이를 줄이기 위해 사용자의 성별, 나이, 키 그리고 몸무게와 같은 신체요소를 반영한다. 그러나 분당 운동강도와 운동에너지 소비 사이의 관계식은 실험환경과 개발된 운동량 측정 시스템에 따라 서로 다르며 개발된 운동량 측정 시스템에만 적용 가능하므로 본 논문에서는 분당 운동강도를 측정하는 것에 초점을 두었다[9][10].

가속도 데이터로부터 분당 운동강도를 계산하는 방법은 식 (1)과 같으며  $a_x, a_y, a_z$ 는 가속도센서 x, y, z축의 가속도 데이터이다.  $t_0$ 는 0초 이고,  $T$ 는 60초 이다. 식 (1)에서 마지막에 1을 빼주는 이유는 분당 운동강도 계산에서 중력가속도에 의한 영향을 제거하기 위해서이다.

$$counts/min = \int_{t=t_0}^{t_0+T} \{|a_x(t)|+|a_y(t)|+|a_z(t)|\}dt - 1 \quad (1)$$

2.2.2 위치 결정

일반적으로 개인항법시스템에서 가속도센서를 이용해 걸음 수를 검출하여 거리를 측정한다. 정확한 거리측정을 위해서는 정교한 걸음 검출이 필요하다. 기존에 가속도센서를 이용하여 걸음을 검출하는 기법에 대해 많은 연구가 이루어졌으며, 그 중에서 가속도의 크기와 패턴을 이용하는 방법이 널리 사용되고 있다[11][12]. 본 논문에서는 가속도의 크기를 계산해 임계값과 비교하여 걸음을 검출하는 기법을 사용하였다. 식 (2)는 가속도의 크기를 식으로 나타내었다.  $a_x, a_y, a_z$ 는 가속도센서 x, y, z축의 가속도 데이터이고,  $W$  (Window)는 이동평균구간이다.

$$\Sigma a = \frac{\sum_{t=1}^W \{a_x(t)^2 + a_y(t)^2 + a_z(t)^2\}}{W} \quad (2)$$

그림 4는 식 (2)의 가속도 제곱의 합을 이용한 걸음 검출 알고리즘의 블록도를 나타내었다. 그림 4의 걸음 검출 알고리즘에서  $Th$ (Threshold)는 걸음을 판단하는 임계값으로 보행 시 사람마다 가속도 제곱의 합이 다를 수 있으므로 임계값을 설정하기 위한 실험보행이 필요하다. 걸음 검출 정확도를 높이기 위해서 이동평균구간 ( $W$ )과 임계값 ( $Th$ )은 반복된 실험을 통하여 구할 수 있다.

검출된 걸음 수로부터 이동거리( $D$ ) 계산은 식 (3)과 같으며  $C$ 는 검출된 걸음 수이고,  $K$ 는 평균 보폭을 나타낸다. 일반적으로 남성의 평균 보폭은 30대 중반까지 74.5cm 정도이며, 40대에 71.2cm, 50대에 67.8cm 그리고 60대에 63cm로 점점 좁아져간다. 또한 여성의 평균 보폭은 남성보다 연령별로 10~15cm 정도 좁다. 평균 보폭은 노면의 상태나 기울기 등에 따라 달라지지만 평지의 경우 거의 일정한 값을 나타낸다[13]. 본 연구에서는 실험적으로 구한 평균 보폭 71.4cm를 사용하였다.

$$D = C \times K \quad (3)$$

그림 5에 휴대장치의 동작 흐름도를 나타내었다. 가속도센서를 이용하여 검출된 걸음과 디지털컴퍼스로 검출된 방위각을 이용한다. 또한 가속도센서로부터 구한 분당 운동강도는 마이크로컨트롤러 내부메모리에 저장되어 일일 운동량을 분석하는데 사용된다. 이동거리와 방위각을 알면 식 (4)를 이용해 위치를 계산할 수 있으며 여기서  $\theta$ 는 디지털컴퍼스로 구한 방위각을 나타낸다.

$$X = D \times \cos\theta, Y = D \times \sin\theta \quad (4)$$

그림 6에 운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템의 무선 네트워크 데이터 흐름도를 나타내었다. 휴대장치에서 가속도센서와 디지털컴퍼스를 이용하여 식 (4)로 구한 위치

와 식 (1)로 구한 운동량 데이터를 고정장치로 전송한다. 휴대장치에서 고정장치로 데이터를 전송할 때 수신신호세기 (RSSI, Received Signal Strength Indications)도 함께 측정되며 이를 이용해 위치를 구할 수도 있지만 본 논문에서는 고려하지 않았다[14]. 고정장치는 휴대장치로부터 받은 위치와 운동량 데이터를 다시 감시장비로 전송하며, 감시장비에서는 수집된 데이터를 저장 및 분석한다.

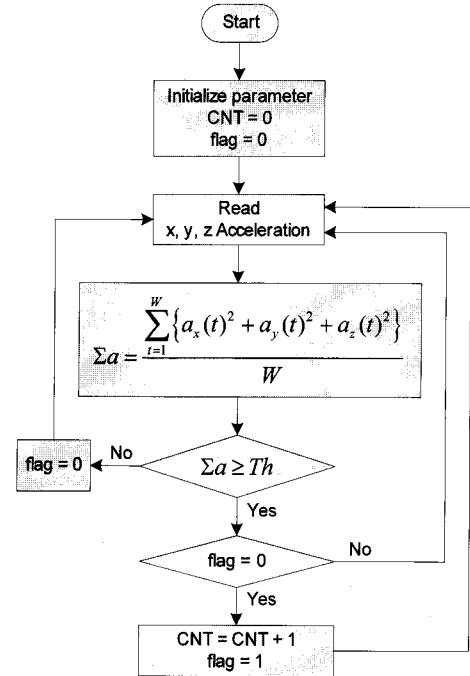


그림 4 걸음 검출 알고리즘  
Fig. 4 Step Detection Algorithm

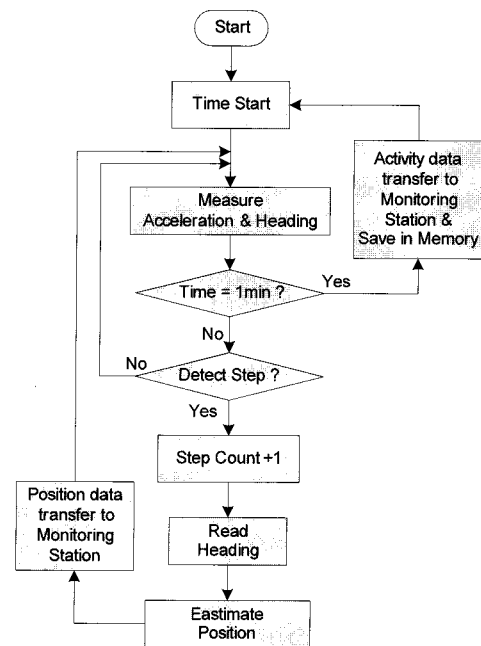


그림 5 휴대장치의 동작 흐름도  
Fig. 5 Mobile System flow chart

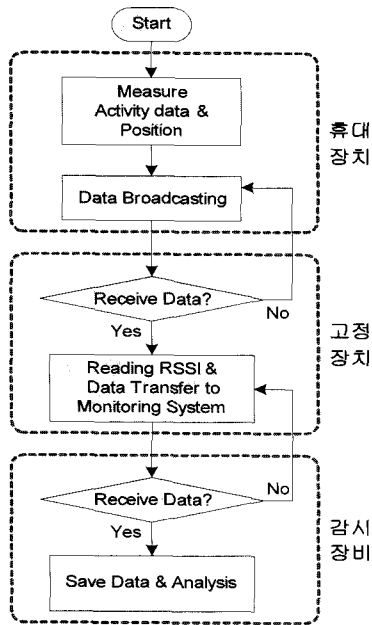


그림 6 무선네트워크 데이터 흐름도  
Fig. 6 Wireless Sensor Network flow chart

### 3. 실험 및 분석

개발된 운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템의 동작과 제안한 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 운동량 측정과 위치결정 실험을 하였다.

#### 3.1 운동량 측정 실험

그림 7에 가속도센서를 이용하여 분당 운동강도 실험을 한 결과를 나타내었다. 가속도센서를 허리에 부착시키고 1~3분 사이동안 제자리에 앉아 컴퓨터 작업을 하고, 4~6분 사이동안 제자리 걷기를, 7~9분 사이동안 제자리 뛰기를 수행하였다. 제자리에 앉아 컴퓨터작업을 하고 있을 경우 분당 운동강도는 약 50counts/min 정도를, 제자리 걸을 때는 약 650counts/min 정도의 값을 얻었다. 제자리 뛸 때는 걸을 때보다 약 세 배보다 조금 더 큰 2100counts/min 정도의 결과를 얻었다. 이는 가속도센서를 이용한 운동량 측정기인 Actigraph로 실험한 결과와 비슷하다[15].

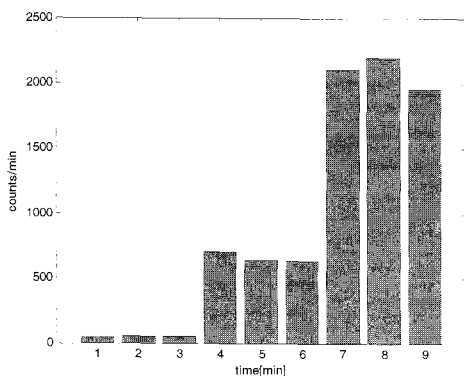


그림 7 분당 운동강도 실험 결과  
Fig. 7 Result of counts/min experiments

### 3.2 위치 결정

#### 3.2.1 걸음 검출

본 논문에서는 가속도센서를 이용해 걸음을 검출하고 여기에 평균 보폭을 곱해 이동거리로 환산하여 위치 결정에 사용한다. 걸음 검출은 이동거리에 직접적인 관계에 있으므로 항법 해를 구하는데 있어서 매우 중요한 요소이다. 걸음 검출 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 먼저 걸음 검출 시 이동평균구간의 크기와 임계값 범위를 설정하고 가속도센서의 착용위치에 따른 걸음 수 정확도를 분석하였다.

그림 8은 가속도센서를 허리에 부착시키고 30보 보행한 것에 대해 이동평균구간의 크기를 각각 1, 5, 10 그리고 20으로 두고 분석한 결과를 나타내었다. 이동평균구간의 크기가 1과 5일 때는 고주파 잡음의 영향으로 정확하게 걸음을 검출할 수 없으며, 이동평균구간의 크기가 20일 때는 빨리 걷거나 뛸 경우 이동평균에 의해 정확한 걸음 검출이 어려워지며 설정 가능한 임계값의 범위가 좁아진다. 이상의 실험으로부터 이동평균구간의 크기는 10으로 결정하였다.

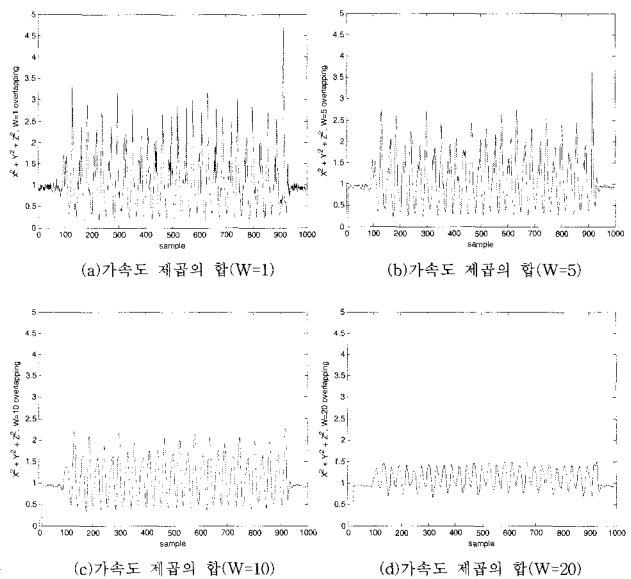


그림 8 이동평균구간에 대한 가속도 제곱의 합  
Fig. 8 Square Sum of Acceleration for Window size

임계값의 범위를 설정하기 위해 가속도센서를 가슴, 허리 그리고 발목에 부착시키고 보행하였다. 그림 9에 가속도센서를 가슴에 부착시키고 30보 보행한 결과를 나타내었다. 그림 9(a)는 보행하는 동안 3축(x, y, z)에 대한 각각의 가속도 값이며, 그림 9(b)는 이동평균구간의 크기를 10으로 하여 가속도 제곱의 합을 구한 결과로 점선은 임계값의 상한선이며 실선-점선은 임계값의 하한선이다. 임계값을 상한선과 하한선 사이에서 결정하면 정확한 걸음 검출이 가능하다.

그림 10은 가속도센서를 오른쪽 허리에 부착시키고 30보 보행한 결과이다. 그림 10(a)는 보행하는 동안 3축(x, y, z)에 대한 각각의 가속도 값이며, 그림 10(b)는 이동평균구간의 크기를 10으로 하여 가속도 제곱의 합을 구한 결과이다. 그림 9(b)의 가속도센서를 가슴에 부착시키고 보행할 때와 달리 가속도 제곱의 합이 균일하지 못하고 크고 작음이 반

복된다. 이는 보행 시 왼발과 오른발의 영향이 서로 다르기 때문이며, 가속도센서를 가슴에 부착할 때보다 설정 가능한 임계값의 범위가 좁아진 것을 볼 수 있다.

그림 11은 가속도센서를 오른쪽 발목에 부착시키고 30보 보행한 결과로 가속도 제곱의 합이 제일 크다. 이는 보행 시 발의 움직임에 의한 것으로 허리에 가속도센서를 부착시키고 보행했을 때와 비슷한 결과를 얻었으며 설정 가능한 임계값의 범위는 가속도센서를 부착한 위치 중에서 가장 넓은 것으로 나타났다.

본 논문에서는 휴대장비의 부착에 제한을 줄이기 위해서 임계값을 가슴, 허리 그리고 발목에서 모두 사용할 있도록 그림 9(b), 10(b), 11(b)에서 보는 바와 같이 임계값의 상한선과 하한선의 중앙인 1.3으로 설정하였다.

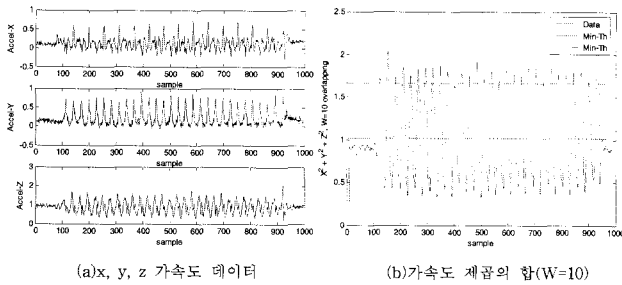


그림 9 30보 보행에 대한 가속도 데이터 (가슴)  
Fig. 9 Acceleration data for 30 step (Chest)

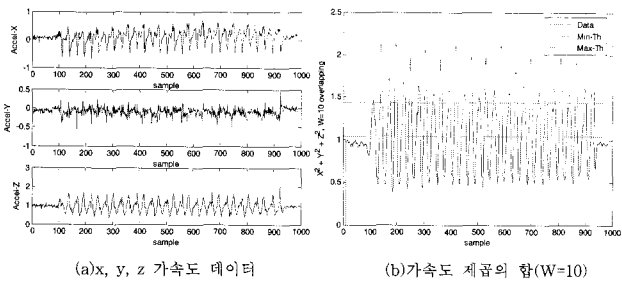


그림 10 30보 보행에 대한 가속도 데이터 (허리)  
Fig. 10 Acceleration data for 30 step (Waist)

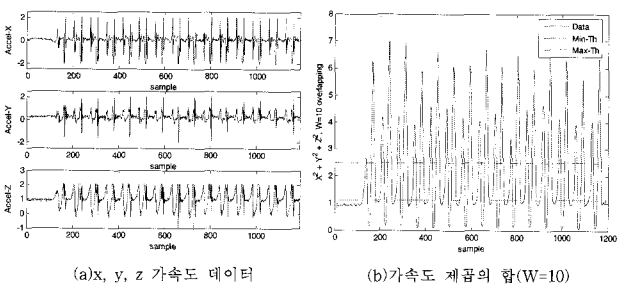


그림 11 30보 보행에 대한 가속도 데이터 (발목)  
Fig. 11 Acceleration data for 30 step (Ankle)

표 1 100보 보행에 대한 걸음 수

Table 1 Step counting experiments

위치 \ 회수	1	2	3	4	5	6	합계	평균
가슴	100	100	100	100	100	99	599	99.83
허리(오른쪽)	105	102	106	103	106	110	632	105.33
발목(오른쪽)	101	100	100	101	105	104	611	101.83

표 1은 가속도센서를 가슴, 허리 그리고 발목에 부착하고 100보씩 6회에 걸쳐 보행한 결과를 정리한 것이다. 표 1로부터 가슴에 가속도센서를 부착하고 보행할 때가 실제 걸음 수와 가까운 결과를 얻을 수 있었는데 이는 그림 9, 10, 11에서 보인 바와 같이 가속도센서를 다른 위치에 부착할 때보다 가슴에 부착할 때가 오른발과 왼발의 영향이 비슷하게 나타나기 때문이다.

### 3.2.2 방위각 보상

일반적으로 디지털컴퍼스는 방위각오차를 갖고 있으며 사용하는 곳의 위도 그리고 경사나 기울어짐과 같이 주변 환경에 따라 다르게 나타나므로 정확한 방위각 측정치를 얻기 위해서는 오차의 보상이 필요하다[16]. 따라서 본 논문에서는 실험을 통하여 정확한 오차보상 모델을 구하기 위해 그림 12와 같이 모터를 사용하여 일정한 속도로 회전할 수 있는 회전체를 이용하였다. 모터의 자기장으로부터 디지털컴퍼스에 영향을 최소화하기 위해 회전축으로부터 약 65cm 정도 간격을 두었고, 모터 외부를 알루미늄과 구리판을 이용하여 차폐시켰다. 디지털컴퍼스 한 개를 회전체에 고정시키고 일정한 속도로 회전시켜 그림 13(a)과 같은 결과를 얻었다[17]. 그림에서 실선은 측정된 방위각이고, 점선은 방위각의 참값이다. 그림 13(b)는 방위각 측정치에서 참값을 뺀 것으로  $\pm 12.5^\circ$  이내의 방위각 오차가 있으며 이를 보상하지 않으면 방위각이 계속 누적되어 위치결정이 어려워진다. 따라서 본 논문에서는 디지털컴퍼스의 방위각 오차를 보상하기 위해 방위각 오차를 모델링하는 기법과 이중 디지털컴퍼스를 사용하는 기법을 사용하였다.

그림 14(a)에서 실선은 단일 디지털컴퍼스의 방위각 오차이며 점선은  $\sin\theta$ 의 그래프이다. 방위각 오차는 자북(magnetic north)과 자남을 가리키는  $0^\circ$ 와  $180^\circ$ 에서 가장 작고, 자동(magnetic east)과 자서(magnetic west)를 가리키는  $90^\circ$ 와  $270^\circ$ 에서 가장 크며  $\sin\theta$ 의 그래프와 비슷한 형태를 띠고 있다. 따라서  $\sin\theta$ 를 오차보상모델로 하면 방위각 오차를 보상할 수 있다. 식 (5)에  $\sin\theta$ 를 오차보상모델로 하여 방위각 오차를 보상하는 식을 나타내었다. 여기서  $\theta$ 는 방위각 측정치이고  $\phi$ 는 오차가 보상된 방위각이다. A는 방위각오차의 크기로 본 논문에서 실험적으로 구하였으며 단일 디지털컴퍼스를 사용할 경우 A는 10.2이고 이중 디지털컴퍼스를 사용할 경우 A는 5로 두었다.

$$\phi = \theta - (A \times \sin\theta) \quad (5)$$

그림 14(b)는 단일 디지털컴퍼스의 방위각 오차를 식 (5)의 오차보상모델을 적용하여 보상된 결과로 보상된 방위각 오차는  $\pm 5.2^\circ$  이내로 나타남을 볼 수 있다.

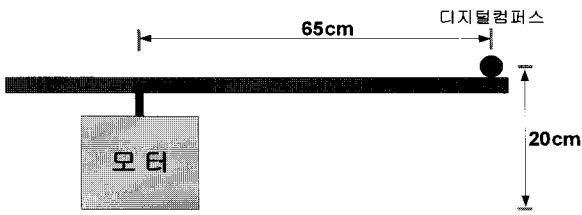
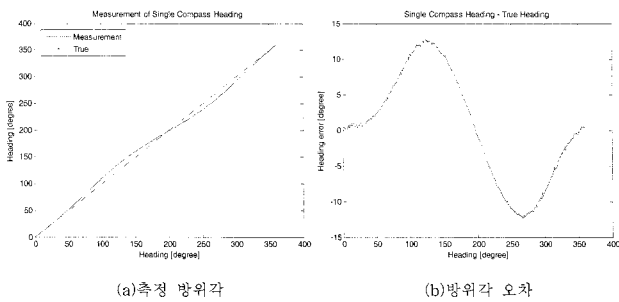


그림 12 방위각측정 실험환경

Fig. 12 Experimental environment for measurement of heading

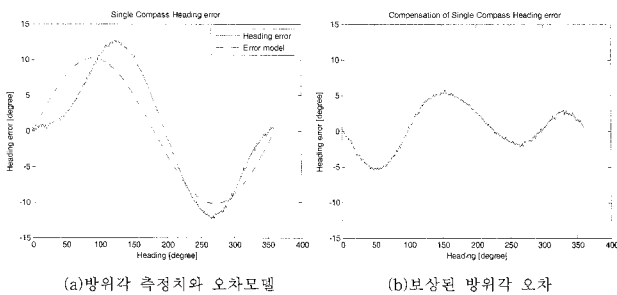


(a)측정 방위각

(b)방위각 오차

그림 13 단일 디지털컴퍼스 방위각 측정

Fig. 13 Measurement of Heading for Single Digital Compass

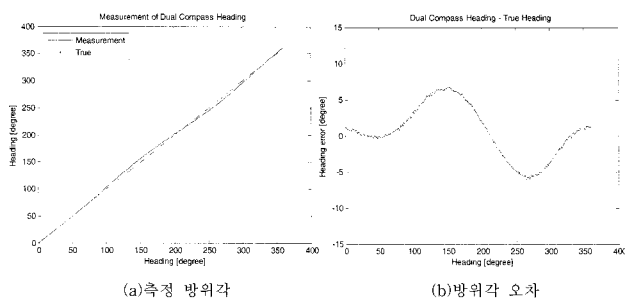


(a)방위각 측정치와 오차모델

(b)보상된 방위각 오차

그림 14 오차모델을 이용한 단일 디지털컴퍼스 방위각 오차 보상

Fig. 14 Heading error compensation using error models

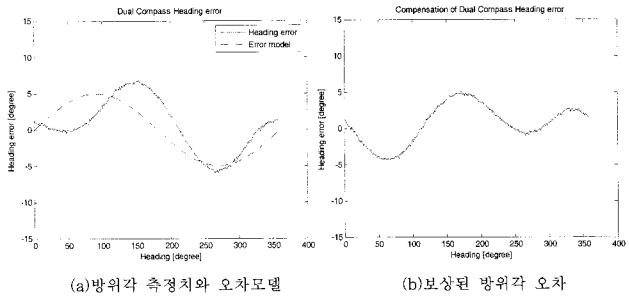


(a)측정 방위각

(b)방위각 오차

그림 15 이중 디지털컴퍼스를 이용한 방위각 오차 보상

Fig. 15 Heading error compensation using dual digital compasses



(a)방위각 측정치와 오차모델

(b)보상된 방위각 오차

그림 16 오차모델을 이용한 이중 디지털컴퍼스 방위각 오차 보상

Fig. 16 Heading error compensation using dual digital compasses and error models

이중 디지털컴퍼스를 사용하는 기법은 두 개의 디지털컴퍼스를  $180^\circ$ 의 위상차이가 나도록 설치하여 오차를 줄이는 방법으로 식 (6)과 같이 나타낼 수 있다. 식 (6)에서  $\theta_1, \theta_2$ 는 두 개의 디지털컴퍼스에서 출력되는 방위각이며,  $\hat{\theta}$ 은  $\theta_1, \theta_2$ 로 오차를 보상하여 얻은 방위각이다.

$$\hat{\theta} = \begin{cases} (\theta_1 + \theta_2)/2 + 90^\circ, & (\theta_1 \geq \theta_2) \\ (\theta_1 + \theta_2)/2 - 90^\circ, & (\theta_1 < \theta_2) \end{cases} \quad (6)$$

$\theta_1, \theta_2$ 는 참 방위각  $\bar{\theta}$ 와 방위각오차  $\delta\theta_1, \delta\theta_2$ 를 이용하여  $\theta_1 = \bar{\theta} + \delta\theta_1$ 과  $\theta_2 = \bar{\theta} + \delta\theta_2$ 로 나타낼 수 있다. 이 때 보상된 방위각은  $\hat{\theta} = \bar{\theta} \pm 90^\circ + \frac{\delta\theta_1 + \delta\theta_2}{2}$ 이며,  $\delta\theta_1$ 과  $\delta\theta_2$ 가 그림 13(b)에서 보는바와 같이  $180^\circ$ 의 위상 차이를 가져  $\delta\theta_1 \cong -\delta\theta_2$ 인 경우 오차를 크게 줄여주는 효과를 볼 수 있다. 이중 디지털컴퍼스를 이용하여 오차를 줄인 결과를 그림 15에 나타내었다. 그림 15(b)에서 방위각 오차가  $\pm 6.1^\circ$  이내임을 볼 수 있다.

그림 16(a)는 이중 디지털컴퍼스로 측정된 방위각과 오차 모델을 나타낸 것이고, 그림 16(b)는 이중 디지털컴퍼스의 방위각 오차가 오차보상모델을 적용하여 보상된 결과이다. 이 경우 방위각 오차가 가장 큰 경우에도  $\pm 4.3^\circ$  이내로 나왔다. 이중 디지털컴퍼스와 오차보상모델을 동시에 사용해도 오차가 완전히 제거 되지 않는 이유는 방위각 오차의 위상 차이가 완전히  $180^\circ$ 가 나지 않기 때문이다. 오차보상모델에 위상 차이를 고려하면 좀 더 오차를 제거할 수 있지만, 이 결과는 환경의 변화에 대하여 보장할 수 없으므로 본 연구에서는 추가적인 보상을 시도하지 않았다.

### 3.2.3 위치 결정

걸음 검출 알고리즘과 방위각오차 보상을 포함한 위치결정 실험은 한 변의 길이가 10m인 정사각형 궤적을 두 바퀴 보행하여 얻은 측정치를 이용하여 수행하였다. 그림 17(a)와 17(b)는 각각 단일 디지털컴퍼스와 이중 디지털컴퍼스를 이용하여 위치를 구한 것으로 그림에서  $\circ$ 은 초기 위치를 나타낸다. 그림 17(a)와 17(b)로부터 디지털컴퍼스 한 개를 사용할 때보다 두 개를 사용할 때가 더 정확하게 위치를 구할

수 있음을 확인할 수 있다. 그림 17(c)와 17(d)는 단일 디지털컴퍼스와 이중 디지털컴퍼스를 이용하여 각각 구한 위치에 오차보상모델을 적용한 결과이다. 실제 정사각형 궤적과 비슷한 결과를 얻었지만 여전히 보행시간에 따라 거리와 방위각의 오차가 계속 누적되고 있음을 볼 수 있다. 또한 거리 오차가 방위각오차보다 상대적으로 작은 것을 볼 수 있다. 이는 사용한 디지털컴퍼스의 성능과 실험환경의 영향으로 판단된다. 그림 20에서 이중 디지털컴퍼스에 오차보상모델을 적용하여 정사각형 80m를 보행한 결과 약 1.5m 오차 범위 내로 연속적인 위치를 구할 수 있음을 확인할 수 있다.

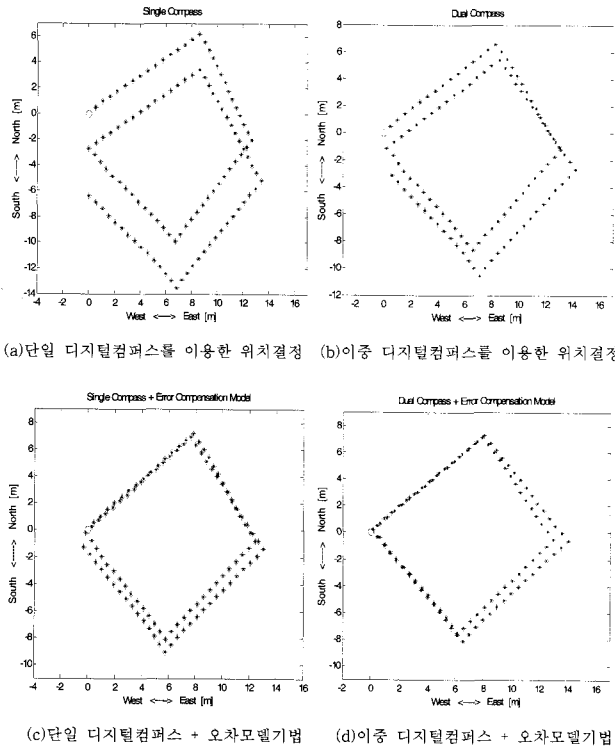


그림 17 가속도센서와 디지털컴퍼스를 이용한 위치 결정  
 Fig. 17 Positioning using an accelerometer and digital compasses

4. 결 론

본 논문에서는 운동량 감시 기능을 포함한 개인항법시스템을 설계하고 개발하였다. MEMS형 3축 가속도센서를 이용해 걸음 수를 검출하며 여기에 평균보폭을 곱해 거리를 구하고, 디지털컴퍼스로 방위각을 측정하였으며 이를 이용해 추측항법으로 위치를 구하였다. 또한 가속도센서로부터 운동량도 측정하였으며, ZigBee 무선통신을 이용해 노약자의 위치와 운동량을 고정장치를 통해 감시장비로 전송함으로써 실시간으로 노약자 활동상황을 모니터링 할 수 있었다. 특히 가속도 제곱의 합을 이용하여 부착 위치에 강인한 걸음 검출 알고리즘을 제안하였고, 두 개의 디지털컴퍼스를 동시에 사용하여 오차를 제거하는 기법과 단일 디지털컴퍼스 및 이중 디지털컴퍼스에서 모두 사용할 수 있는 오차보상모델링 기법을 이용함으로써 디지털컴퍼스의 방위각오차를 보상하였다. 단일 디지털컴퍼스에 오차보상모델을 적용하면 이중

디지털컴퍼스를 사용하는 결과와 유사한 성능을 나타냄을 확인하였다. 실제 구현된 시스템을 통해 사용자의 운동량을 측정하였고, 80m를 보행했을 때 약 1.5m 오차 범위 내로 연속적인 위치를 구할 수 있음을 확인하였다. 본 연구의 결과는 유비쿼터스 건강관리의 노약자 활동상황 감시에 효율적으로 사용될 수 있으며, 최근 사회적 관심이 높은 다이어트 프로그램에서 일일 운동량 측정용으로 사용될 수 있다.

**감사의 글**

이 논문은 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/충북BIT연구중심대학육성사업단)

참 고 문 헌

- [1] 손대일, “U-City에서 U-Healthcare의 방향”, 전자부품연구원 전자정보센터, Dec, 2005.
- [2] 강성욱, 이성호, 김재윤, “유헬스(u-Health)의 경제적 효과와 성장전력”, 삼성경제연구소 Issue Paper, 25th Jul, 2007.
- [3] I. Korhonen, J Parkka and M. V. Gils, “Health Monitoring in the Home of the Future”, Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, pp. 66-73, 2003.
- [4] Chansik Park, Seung Beom Kim, Dong Youn Kang, Hee Hak Yun, Eun Jong Cha, Sang Jeong Lee, “Positioning using ZigBee and Ultrasound”, Proceedings of the IAIN/GNSS2006, Oct 18-20, 2006.
- [5] ATmega128, <http://www.atmel.com>
- [6] CC2420, <http://www.chipcon.com>
- [7] SMB380, <http://www.bosch-sensortec.com>
- [8] HMC6352, <http://www.ssec.honeywell.com/magnetic>
- [9] Scott E. Crouter, James R. Churilla, David R. Bassett Jr, “Estimating energy expenditure using accelerometers”, Proceedings of the Journal of Applied Physiology(2006) 98:601-612.
- [10] Jee Hyun Choi, Jeongwhan Lee, Hyun Tai Hwang, Jong Pal Kim, Jae Chan Park, and Kunsoo Shin, “Estimation of Activity Energy Expenditure: Accelerometer Approach”, Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. Shanghai, China, Sep 1-4, 2005.
- [11] 장한진, 김정원, 황동환, “지면 변화 및 보행 형태에 강인한 개인 항법 시스템용 걸음수 검출기 설계”, Proceedings of the Trans. KIEE, Vol. 55D, No. 9, Sep, 2006.
- [12] Jeong Won Kim, Han Jin Jang, Dong-Hwan Hwang and Chansik Park, “A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System”, Proceedings of the Journal of Global Positioning

Systems, Vol. 3, No. 1-2, pp. 273-279, Feb, 2005.

[13] 성기홍, "걷는게 보약이다", 서울특별시체육회 Web Magazine, 149권, Mar, 2003.

[14] 윤희학, 강동연, 박찬식, 김승범, 이상정, 차은중, "USN을 이용한 노약자 활동상황 추적", Proceedings of the CASS 2007, pp. 416-419, May, 2007.

[15] Scott E. Crouter, Kurt G. Clowers and David R. Bassett Jr, "A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure", Proceedings of the Journal of Applied Physiology(2006) 100:1324-1331.

[16] 이장명, "절대 방위 인식을 위한 센서 시스템", <http://robotics.ee.pusan.ac.kr>.

[17] Lauro Ojeda, Johann Borenstein, "Experimental Results with the KVH C-100 Fluxgate Compass in Mobile Robots", Proceedings of the IASTED International Conference Robots and Applications 2000, Aug 14-16, 2000.



**박 찬 식 (朴 贊 植)**

1961년 10월 1일생. 1984년 서울대학교 제어계측공학과 졸업(학사). 1986년, 1997년 동대학원 석사, 박사. 1984년~1997년 삼성전자 정보통신 책임연구원. 1997년~현재 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 부교수.  
 Tel : 043-261-3259  
 Fax : 043-268-2386  
 E-mail : chansp@chungbuk.ac.kr



**차 은 중 (車 殷 宗)**

1957년 11월 7일생. 1980년 서울대학교 전자공학과 졸업(학사). 1987년 미국 남가주대학 의공학과 박사. 1988년~ 현재 충북대학교 의과대학 의학과 교수.  
 Tel : 043-261-2856  
 Fax : 043-273-0848  
 E-mail : ejcha@chungbuk.ac.kr

**저 자 소 개**



**강 동 연 (姜 東 延)**

1980년 3월 17일생. 2006년 충북대학교 전기전자공학과 졸업(학사). 현재 충북대학교 제어계측공학과 대학원 재학.  
 Tel : 043-743-4266  
 Fax : 043-268-2386  
 E-mail : hg879s@paran.com



**윤 희 학 (尹 熙 鶴)**

1982년 8월 17일생. 2007년 충북대학교 전자공학과 졸업(학사). 현재 충북대학교 제어계측공학과 대학원 재학.  
 Tel : 054-652-1847  
 Fax : 043-268-2386  
 E-mail : tzootzme@chungbuk.ac.kr